



# Universidad Autónoma de Querétaro

## Facultad de Medicina

RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DEL SISTEMA ROTATORIO  
HYFLEX CM Y V TAPER H2 EN CONDUCTOS CURVOS

Dirigido por:

L.O.E.E Luciano Tinajero Bueno

Co-Director:

Dra Marina Vega González

## Tesis

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Presenta:

L.O. María Fernanda Rodriguez Angeles

Dirigido por:

L.O.E.E Luciano Tinajero Bueno

Co-Director:

Dra Marina Vega González

Méd. Gral.

TÍTULO COMPLETO DE LA TESIS

2020

Querétaro, Qro. a 8 de julio del 2020



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Maestría en Ciencias en Neurometabolismo

RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DEL SISTEMA ROTATORIO HYFLEX CM Y V  
TAPER H2 EN CONDUCTOS CURVOS

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Grado de Posgrado en Endodoncia

**Presenta:**

Lic. En Odont. María Fernanda Rodríguez Angeles

**Dirigido por:**

Dr. Luciano Tinajero Bueno

**Co-dirigido por:**

Dra. Marina Vega González

Dr. Luciano Tinajero Bueno  
Presidente

\_\_\_\_\_

Dra. Marina Vega González  
Secretario

\_\_\_\_\_

Dr. Miguel Ángel Almanza Vega  
Vocal

\_\_\_\_\_

Dr. Héctor Eugenio Morales Nieto  
Suplente

\_\_\_\_\_

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Suplente

\_\_\_\_\_

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Julio 2020  
México

## RESUMEN

**Introducción:** El éxito del tratamiento endodóntico depende de la eliminación de los microorganismos con la preparación químico-mecánica del conducto radicular. Los instrumentos rotatorios *NiTi* ofrecen una mayor flexibilidad y eficiencia de corte que los instrumentos manuales. Entre las muchas ventajas de los instrumentos rotatorios *NiTi*, la fractura de la lima dentro del conducto radicular por *fatiga cíclica*, sigue siendo un desafío importante durante el uso de estos instrumentos. Esto debido a que la falla de instrumentos de *NiTi* generalmente ocurre sin signos visibles de deformación del metal y dificulta la prevención de su *separación*. **Objetivos:** Determinar la resistencia a la *fatiga cíclica* del sistema rotatorio Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza) y V Taper H2 (Guidance Endo, Albuquerque, NM) en conductos curvos y comparar sus resultados. **Material y método:** Se utilizaron 40 limas rotatorias con el mismo calibre y conicidad (20/0.06) divididas en dos grupos, 20 del grupo Hyflex CM y 20 del grupo V Taper H2. Se fabricó una platina metálica simulando los conductos radiculares con una curvatura de 60° para evaluar el tiempo de fractura en segundos y medir la longitud del segmento fracturado en milímetros. Se utilizó un microscopio electrónico de barrido para examinar las superficies fracturadas. Se realizó el análisis estadístico de los datos, comparando los dos grupos, obteniendo valores numéricos utilizando la prueba t de student. Se consideró un  $p < 0.05$  para indicar significancia estadística. **Resultados:** El sistema V Taper H2 mostró mayor resistencia a la *fatiga cíclica* que el grupo HyFlex CM ( $p < 0.05$ ). **Conclusiones:** Se concluye que el sistema V Taper H2 mostró mayor resistencia a la *fatiga cíclica* en comparación con el sistema HyFlex CM y esto puede atribuirse principalmente a los nuevos métodos y tratamientos de superficie a los que son sometidos estos instrumentos.

(Palabras clave: NiTi, Fatiga cíclica, Separación, Hyflex CM, V Taper H2.)

## SUMMARY

**Introduction:** The success of endodontic treatment depends on the elimination of microorganisms with the chemo mechanical preparation of the root canal. The *NiTi* rotary instruments offer greater flexibility and efficiency in cutting. Among the many advantages of *NiTi* rotary instruments, the fracture of the file within the root canal remains as an important challenge during the use of these instruments, the failure of *NiTi* instruments generally occurs without visible signs of deformation of the metal and makes it difficult to prevent their *separation*. **Objectives:** To determine the cyclic fatigue resistance of the Hyflex CM rotary system (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland) and V Taper H2 (Guidance Endo, Albuquerque, NM) in curved canals and compare the results. **Materials and methods:** 40 files with the same caliber and taper (20/06) were used, divided into two groups, twenty were Hyflex CM and twenty were V Taper H2. A metal plate was fabricated simulating the root canals with a curvature of 60° to evaluate the time of fracture in seconds and the length of the fractured segment in millimeters. scanning electron microscope was used to evaluate the fractured surfaces. Statistical analysis of the data was performed comparing the two groups obtaining numerical values using the student's t test. A  $p < 0.05$  was considered to indicate statistical significance. **Results:** The V Taper H2 system showed greater resistance to cyclic fracture than the HyFlex CM group ( $p < 0.05$ ). **Conclusions:** It is concluded that the VTaper system showed greater resistance to cyclic fatigue compared to the HyFlex CM system and this can be attributed mainly to the new methods and surface treatments to which these instruments are subjected

(**Key words:**) NiTi, Cyclic fatigue, Separation, Hyflex CM, V Taper H2.)

## DEDICATORIAS

Quisiera dedicar este proyecto a todas las personas que formaron parte de él, especialmente a mis padres, quienes fueron y serán mi principal motivación y a quienes agradezco el hecho de hoy poder estar en donde me encuentro parada.

Quiero hacer una mención especial, a una de las personas más importantes en mi vida y que a pesar de su ausencia física, sé que está presente en todo momento, a mi madre, porque me visualizo siempre como especialista y al fin quedo cumplida la petición.

Dirección General de Bibliotecas UNQ

## AGRADECIMIENTOS

Estoy profundamente agradecida con la vida y con todas y cada una de las personas que formaron parte de esta formación, ya que no solo se trata de una cuestión académica y profesional sino también de una formación humana.

Empezaré por mencionar a mis pilares de vida, mis padres; Luis Rodríguez Guerrero y María Guadalupe Angeles Rivera, quienes gracias a su esfuerzo y sostén pude empezar y culminar este proyecto.

Quiero agradecer a mis docentes y maestros de escuela que estuvieron presentes en todo momento y formaron parte esencial de nuestra guía como profesionistas, en especial al Coordinador del Posgrado en Endodoncia el Dr. Santiago Andaracúa, al Coordinador de Investigación de Posgrados el Dr. Rubén Domínguez y a mis directores de tesis, el Dr. Luciano Tinajero y la Dra. Marina Vega, ya que sin su ayuda no hubiese podido concluir este proyecto.

Agradezco el apoyo que me brindo mi hermano y toda mi familia durante este trayecto, ya que nunca me soltaron la mano durante este recorrido, y a pesar de las circunstancias que se presentaron, me alentaron a seguir adelante.

De igual manera me encuentro infinitamente agradecida con mi novio Willy Meléndez Chacón quien fue sin duda un impulso importante durante esta trayectoria.

Quiero agradecer a Dios por haberme permitido estar en este camino, no cabe duda que el de arriba tiene un plan estratégicamente calculado para cada uno de nosotros y le agradezco por tener este para mí.

Por ultimo quiero agradecer a mi segundo hogar, La Universidad Autónoma de Querétaro por cobijarme durante todos estos años y brindarme los cimientos para formarme profesionalmente.

## ÍNDICE

	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica	12
III.1. Pregunta de investigación	12
III.2. Justificación	12
IV. Hipótesis	13
IV.1. Hipótesis de trabajo	13
IV.2. Hipótesis nula	13
V. Objetivos	14
V.1. Objetivo General	14
V.2. Objetivo Específico	14
VI. Material y Métodos	15
VI.1. Tipo de investigación	15
VI.2 Población	15
VI.3. Muestra y tipo de muestra	15

VI.3.1. Criterios de inclusión	16
VI.3.2. Criterios de exclusión	16
VI.3.3. Criterios de eliminación	16
VI.4. Técnicas e instrumentos	16
VI.4.1 Definición de variables y unidades de medida	16
VI.5. Procedimiento	17
VII. Resultados	22
VIII. Discusión	26
IX. Conclusiones	29
X. Propuestas	30
XI. Bibliografía	31
XII. Anexos	35

## ÍNDICE DE TABLAS

	Págin
	a
Figura 1 Imagen de platina metálica	18
Figura 2 Imagen simulando instrumentación en platina	19
Figura 3 Limas fracturadas del sistema rotatorio V Taper H2	20
Figura 4 Limas fracturadas del sistema rotatorio HyFlex CM	20
Tabla 1 Comparación de tiempo a la fractura y milímetros fracturados del sistema rotatorio VTaper H2 y HyFlex CM	22
Figura 5 Comparación de limas VTaper H2	23
Figura 6 Comparación de limas Hyflex CM	24

## I. Introducción

La preparación e instrumentación del conducto radicular implica la ampliación y la configuración del sistema del conducto radicular con instrumentos especiales, preservando la ubicación del extremo apical, dificultándose esto en los conductos de anatomía complicada, como lo son algunas curvaturas radiculares (Schilder 1974). El éxito del tratamiento endodóntico depende de la eliminación de los microorganismos con la preparación químico-mecánica. Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio (NiTi) poseen una mayor flexibilidad y eficiencia en el corte, pero la fractura de estos puede ocurrir inesperadamente por fatiga del metal dentro del conducto (Gutiérrez y Romero, 2013).

El clínico generalmente no detecta el momento en que una lima de NiTi alcanza su deformación previa a la fractura, debido a que esta distorsión, rara vez es visible (Parashos et al., 2004). Los tipos de fractura que sufre una lima NiTi son: fractura por flexión, la cual se produce como consecuencia de la preparación de una curvatura radicular compleja, y fractura por torsión; que se presenta cuando una porción del instrumento queda atrapada en del conducto radicular, pero sigue girando dentro del mismo conducto. (Parashos y Messer, 2004).

Actualmente podemos utilizar sistemas rotatorios en curvas pronunciadas, pero se ha reportado que estos sufren episodios de tensión y compresión que pueden traer como resultado la separación del instrumento (fractura del instrumento) por una fatiga torsional o cíclica que dependerá de condiciones propias del conducto a tratar (Parashos et al., 2006a). La posible dificultad para eliminar fragmentos de instrumentos lleva a un pronóstico adverso complicando el procedimiento y es una de las razones principales para la innovación de estos instrumentos y proveer una mayor resistencia a la fractura (Parashos y Messer, 2006b).

Los sistemas rotatorios actuales son derivados de la aleación NiTi los cuales ofrecen mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. La fatiga cíclica se relaciona

con la cantidad de ciclos que un instrumento soporta antes de sufrir la fractura de un segmento (Walia et al., 1988).

El sistema rotatorio de la marca V Taper (Guidance Endo, Albuquerque, NM) tiene aleación de NiTi llamada endonol siendo una marca registrada especialmente de Nitinol fabricado con tecnología metalúrgica avanzada y mejorada. Tanto V Taper 2 como V Taper H2 presentan fase austenita y únicamente VH2 tiene fase martensítica. Presentan punta redondeada y cuentan con una "V" cambiante en medida decreciente que va desde la punta al mango (pitch variable). Presentan la propiedad Safe-Core con sección transversal parabólica combinando los atributos de ser una lima altamente eficiente y flexible reduciendo el riesgo a la fractura del instrumento siendo extremadamente seguro, aliviando su estrés (Chang et al. 2016).

Los instrumentos rotatorios de la marca Hyflex (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza), exhiben un menor porcentaje en peso de níquel 52 Ni% wt que el peso común mostrado por la gran mayoría de instrumentos giratorios NiTi disponibles (porcentaje de aleaciones NiTi convencionales: 54,5-57 Ni%) (Zinelis et al., 2010). Los instrumentos Hyflex CM (HCM) de memoria controlada (CM), han sido sometidos a un procesamiento termo-mecánico que hace que las limas sean extremadamente flexibles y presentan tanto fase austenita como martensítica.(Topçuoğlu et al., 2016).

El clínico debe tener información adecuada sobre la metalurgia, los métodos de fabricación y los usos que se le da a cada instrumento. Las diferencias físicas en metales similares son causadas por variaciones en los procedimientos de fabricación y diseño, pero estas diferencias pueden ser compensadas en cierta medida por el clínico. Por lo tanto, en la selección de los instrumentos de endodoncia, las características de trabajo no deberían ser el único criterio del clínico; también debería saber la reactividad del metal en su entorno de trabajo (Mitchell et al., 1983).

En el presente trabajo se compara la resistencia a la fatiga cíclica de dos marcas distintas de instrumentos rotatorios (V Taper H2 y HyFlex CM) para conocer el tiempo de vida útil que, en promedio, presentan. El sistema rotatorio V Taper ha sido de uso común

en el medio odontológico siendo una de las marcas más disponibles y demostrado ser resistente a la fatiga en uso clínico comparado con una marca alternativa, como loses HyFlex CM.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## II. Antecedentes

El objetivo del tratamiento de endodoncia es eliminar a los microorganismos junto con el tejido residual de la pulpa y proporcionar un diámetro de tamaño óptimo y paredes lisas para una adecuada irrigación y obturación del conducto radicular. Esta preparación del conducto radicular se logra con ayuda de los instrumentos endodónticos (limas manuales o rotatorias). Esta instrumentación puede provocar estrés al instrumento endodóntico al contacto con la dentina radicular, sobre todo cuando la anatomía es muy complicada y las raíces presentan curvaturas pronunciadas. El estrés al que es sometido el instrumento dependerá del grado de dilaceración de la raíz, por lo que una curvatura mayor a 30° representa un riesgo para la fractura o separación del instrumento dentro del conducto radicular a nivel de la curvatura (Shantiaee et al. 2019).

Maynard en 1838, creó el primer instrumento endodóntico, a partir de un muelle de reloj para utilizarlo con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Hasta 1955 John. Ingle en Washington EU , creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónticos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros (Ostrander,1967).

En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine, lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de la instrumentación de los conductos radiculares (Ingle, 1958).

La fabricación de las limas endodónticas se realizaba con la torsión de un asta piramidal de acero, siendo sustituido después de 1961 por el acero inoxidable con mejores propiedades. Conforme la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación sea, triangular, cuadrangular, circunferencial, así como de la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenía diferentes tipos de instrumentos, conocidos como ensanchadores, limas tipo K y Hedstrom (Peter et al., 2006b).

Las limas manuales de acero inoxidable son aún los instrumentos endodónticos más utilizados en el mundo, ya que estos instrumentos ofrecen buena resistencia a la

fractura, no se oxidan, permiten la torsión, incluso los de pequeño calibre, son precurvables y debido a su dureza son relativamente rígidos, permitiendo su avance en la exploración y patentización de conductos estrechos y curvos. Pero por la poca flexibilidad, no pueden someterse a las rotaciones de 3600 rpm en el interior del conducto radicular, sobre todo en los que presenten anatomía compleja (Lopes et al., 2008).

En 1889 William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica para la preparación del conducto radicular y utilización de instrumentos rotatorios en endodoncia. Utilizó agujas especialmente diseñadas, que fueron montadas en una pieza de mano dental. Para evitar fracturas del instrumento la velocidad de rotación se limitó a 100 rpm (Barbero, 1997). En los años siguientes se desarrollaron una variedad de sistemas rotatorios utilizando principios similares.

La descripción del primer uso de dispositivos rotativos parece haber sido por Oltramare (Lsmann et al., 2005). Informó el uso de agujas finas con una sección transversal rectangular, que podrían ser montadas en una pieza de mano dental. Afirmó que por lo general el muñón pulpar fue retirado inmediatamente del conducto radicular y abogó por el uso de agujas finas solamente en conductos radiculares curvos para evitar la fractura de los instrumentos.

En el año 1963 el metalúrgico Buheler desarrolló un metal llamado níquel-titanio. La aleación se denominó Nitinol, un acrónimo de los elementos que la conforman; ni de níquel, ti de titanio y nol por Naval Ordnance Laboratory. Nitinol es el nombre que recibe una familia de aleaciones inter-metálicas de níquel-titanio que se ha visto tienen propiedades únicas de memoria de forma y súper elasticidad (Thompson, 2000), además de propiedades mecánicas superiores, alta resistencia a la corrosión y adecuada biocompatibilidad (Miyai et al., 2006). Esta aleación posee la habilidad de recuperar su forma original después de someterse a grandes deformaciones (alrededor del 8% de recuperación de forma) a través del calentamiento, efecto conocido como memoria de forma, o mediante la eliminación de la carga, lo que se conoce como efecto súper elástico (Ye y Gao, 2012).

La primera aplicación de esta aleación en odontología fue para los alambres de ortodoncia, debido a su gran resistencia a la fatiga, y fue introducida por George F. Andreasen de la Universidad de Iowa en 1971. Sólo hace pocos años, gracias al avance tecnológico y a la asociación de la metalurgia con la endodoncia, se comenzaron a fabricar limas de aleación Ni-Ti, confiriéndoles a las mismas elasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura (Rodríguez, 2000).

Una aleación es la mezcla de dos o más metales o de un metal y ciertos no metales. La Asociación Dental Americana (ADA) en 1984 propuso una clasificación simple para las aleaciones dentales vaciadas, describiendo tres categorías: la primera categoría denominada como noble alta, la segunda categoría como noble y la tercera categoría como metal base. El sistema de clasificación está basado en el contenido de metal noble de la aleación, en donde la categoría de noble alta presenta más del 60% de peso en elementos de metal noble, la categoría de metal noble presenta más del 25% de elementos de metal noble y la de metal base presenta menos del 25% de elementos de metal noble (Rivera, 2004).

La aleación de NiTi usada en la fabricación de instrumentos de preparación del conducto radicular contiene aproximadamente un 56% de níquel y un 44% de titanio. En algunas aleaciones, un pequeño porcentaje de níquel (< 2%) puede ser sustituido por cobalto. El término genérico para esta aleación es Nitinol-55 y tiene la particularidad de modificar su tipo de unión atómica, lo que ocasiona cambios únicos y significantes en sus propiedades mecánicas y disposición cristalográfica. Estos cambios ocurren en función de la temperatura y el estrés. Las dos únicas características que son de relevancia en la odontología ocurren como resultado de la transición de una forma austenítica a una martensítica en la aleación de NiTi, características denominadas como memoria de forma y súper elasticidad (Thompson, 2000).

La fase martensita, llamada así en honor al metalurgista Adolf Martens, es el nombre usado para designar la microestructura más dura encontrada en los aceros al carbono templados. En las aleaciones Fe-C y en los aceros, la fase austenita es la fase madre que se transforma a martensita en el enfriamiento. La transformación martensítica

es adifusional y, por lo tanto, la martensita tiene exactamente la misma composición que la austenita madre, hasta 2% C, dependiendo de la composición de la aleación. Puesto que la difusión se suprime, usualmente por un rápido enfriamiento, los átomos de C no se reparten entre la cementita y la ferrita, sino que quedan atrapados en sitios octaédricos de una estructura cúbica centrada en el cuerpo, produciendo así una nueva fase, la martensita (Bibby y Parr, 1964).

Otro tipo de aleación, denominada Nitinol-60, contiene alrededor del 5% más de níquel. Esta aleación ha sido usada para la fabricación de algunos instrumentos endodónticos, pero debido a sus propiedades diferentes (menor efecto de memoria de forma y tratamientos térmicos incrementados, junto con el aumento de su dureza) es menos usada que la aleación de Nitinol-55 (Baumann, 2004).

La utilización del NiTi en endodoncia para realizar instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973 (Civjan et al., 1975) para confeccionarlos a finales de la década de los 80's por Walia, Brantlye, Gerstein, basados en las propiedades físicas de las aleaciones del níquel-titanio (Walia et al., 1988).

Esta aleación hace más flexible a los instrumentos endodónticos que el acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los conductos radiculares curvos, como también minimizando el transporte del foramen apical y mejorando la resistencia a la fatiga cíclica. La fatiga cíclica se relaciona con la cantidad de ciclos que un instrumento soporta antes de sufrir la fractura de un segmento. En años recientes, los instrumentos fabricados a base de NiTi, han provocado un gran impacto en la práctica endodóntica, con el fin de facilitar la instrumentación de conductos curvos. Este tipo de instrumentos llegan a ser 2 o 3 veces más flexibles y resistentes comparados con los instrumentos de acero inoxidable, sin embargo, presentan mayor predisposición a la fractura, por mayor uso, lo que puede comprometer el éxito de nuestro tratamiento (Walia et al., 1988).

La capacidad de corte de los instrumentos rotatorios de endodoncia es una interrelación compleja de diferentes parámetros relacionados con cada instrumento,

como el diseño de corte transversal; ángulo helicoidal; el número de estrías, tratamiento superficial de los instrumentos; y su cinemática con factores relacionados con el comportamiento mecánico de la aleación empleada, tales como rigidez, flexibilidad, tenacidad y dureza (Andrade-Junior et al., 2017).

El impacto de la fractura por torsión o por la fatiga del metal de los instrumentos rotatorios NiTi causados por una combinación de tensión torsional y acumulación de la fatiga aún se debate (Parashos et al., 2004). La fatiga del material parece ser una razón importante para la separación de instrumentos rotatorios durante el uso clínico y en un estudio Peng et al (2005) clasificaron la mayor parte del instrumento fracturado analizado como falla de flexión, lo que implica que la fatiga es el mecanismo predominante para la fractura del material. En un estudio relacionado, (Cheung et al., 2005) informaron que la gran mayoría (93%) de los instrumentos parece haber fallado debido a la fatiga por flexión. Esto debido a que el crecimiento de grietas por fatiga en NiTi es mayor que en otras aleaciones de otros metales con fuerza similar (Dauskardt, 1989). Por lo tanto, una vez que se inicia una microfisura, puede propagarse rápidamente para causar la fractura.

Sattapan et al. (2000) informaron que la fractura torsional se produjo en 55.7% de todos los instrumentos fracturados, mientras que la fatiga de flexión ocurrió en 44.3%. Estos resultados indicaron que la falla por torsión, puede ser causada por el uso de demasiada fuerza apical durante la instrumentación o por otros factores contribuyentes, como el tamaño preexistente del conducto, que puede ser el resultado de su uso en conductos curvos. Alapati et al (2005) formularon la hipótesis de que la fractura clínica de instrumentos rotatorios de NiTi fue causada en gran medida por un incidente de sobrecarga única (que causa fractura dúctil) durante la instrumentación, en lugar de ser el resultado de la fatiga de la aleación después de una gran cantidad de ciclos de carga. Cheung et al (2005) han cuestionado el examen de vista macroscópica o lateral de un instrumento separado utilizado en estos estudios, lo que sugiere que se requieren técnicas de fotografía microscópica más avanzadas para evaluar con precisión el tipo de fractura.

Recientemente la propiedad de memoria controlada (CM), basada en el alambre NiTi, fue desarrollada e introducida al mercado. Los fabricantes afirman que la flexibilidad y resistencia a la fatiga / esfuerzo torsional de limas a base de CM mejoran sustancialmente. Un estudio previo informó que los instrumentos basados en aleación CM tienen superior resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos NiTi convencionales (Chang et al., 2016).

Existen dos corrientes tecnológicas en las que se basan estos nuevos sistemas. La tecnología M-Wire (ProFile Serie GT por Dentsply, Tulsa Dental) diseñada por el Dr. Stephen Buchanan que consiste en un tratamiento térmico que se da al metal antes de fabricar el instrumento. Los fabricantes de esta tecnología proporcionan a los instrumentos mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados convencionalmente. La tecnología Fase-R utilizada por la casa Sybron Dental Specialties, consiste en el tratamiento térmico a la aleación de NiTi para optimizar la fase molecular y las propiedades de la aleación; el resultado es una estructura en fase cristalina modificable, que permite torcer el metal sin que sufra cambios en su morfología; también provee a la aleación de mayor flexibilidad y resistencia a la fractura (Mounce, 2008).

La producción de la aleación de NiTi es un proceso muy complejo. En teoría todos los componentes fabricados con Nitinol (alambres, tubos, flejes, barras, láminas, etc.) siguen los mismos pasos de fabricación. Primero se funden en vacío, se trabajan en caliente, se trabajan en frío y se tratan en caliente para conseguir las propiedades finales (Thompson, 2000).

Las temperaturas de transición son altamente sensibles a la composición de la aleación: una variación de un 1% en la cantidad de cualquiera de los dos (Ni o Ti), pueden cambiar 100° C la temperatura de transformación. La familia de aleaciones típicas NiTi comerciales cubre un rango de temperaturas de transformación desde 100° C hasta -50° C. Por ello, en la fabricación se utiliza un calorímetro de escaneo diferencial para asegurar la temperatura al final (López, 2005).

Testarelli et al. (2011) concluyen en su estudio que los instrumentos investigados (Hyflex, EndoSequence, ProFile, Hero, y Flexmasters) se fabricaron con una aleación específica de NiTi que se ha afirmado que tiene un porcentaje inferior en peso de níquel (52%) y se informa, una secuencia específica de tratamientos térmicos en el proceso de fabricación que conduce a un instrumento mucho más flexible, medido en una prueba de flexión estándar ISO 3630-1.

Chang et al. (2016) demostraron en su estudio que V Taper H2 mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica y resistencia a la torsión significativamente más altas que V Taper 2. Mencionan que estas propiedades se pueden atribuir, al efecto de estrés interno, la temperatura y posiblemente a la fase de martensítica que estas presentan.

Peters et al. (2012) demostraron en su estudio que los instrumentos rotatorios de la marca Hyflex se fabrican a partir de alambre de NiTi que está sujeto a un proceso patentado. Esto da como resultado instrumentos rotativos flexibles que tienen una resistencia a la torsión similar en comparación con los instrumentos hechos de NiTi convencional. La resistencia a la fatiga es mucho más alta, y la capacidad de preparación del conducto parece requerir menor trabajo, en comparación con otros instrumentos rotatorios probados en condiciones similares.

Topçuoğlu et al. (2016) realizaron una comparación en su estudio de la fatiga cíclica entre los sistemas rotatorio de la marca OneShape y Hyflex CM, concluyendo que presentaron mayor resistencia a la fatiga cíclica que los sistemas rotatorios de la marca ProTaper Next, ProTaper Universal, en conductos con doble curvatura (forma de "s"), representando este uno de los mayores retos en la instrumentación de conductos.

Castelló-Escrivá et al. (2012) mencionan en su estudio que el movimiento recíprocante se desarrolló principalmente para reducir estrés torsional alrededor de un instrumento, por lo que atribuyen mayor resistencia a la fatiga cíclica a este tipo de instrumentos recíprocante.

Entre las muchas ventajas de los instrumentos rotatorios de NiTi, la fractura de la lima dentro del conducto radicular sigue siendo un desafío importante durante el uso de

estos instrumentos debido a que la falla de instrumentos de NiTi generalmente ocurre sin signos visibles de deformación del metal y dificulta la prevención de este evento (Iqbal et al., 2006).

Las opiniones difieren en cuanto al número de veces que un instrumento rotatorio puede ser usado antes de su fractura. Los fabricantes recomiendan un uso único, sin embargo, Yared et al. (1999) creen que los instrumentos pueden ser usados más de una vez, dependiendo del torque y de la experiencia del operador. Los estudios han demostrado que los defectos ocurren en la superficie del instrumento y que pueden causar inestabilidad estructural, lo que conduciría a una separación del instrumento.

El Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI) y la Asociación Dental Americana (ADA) especifican el no. 28 pruebas para medir la fuerza bajo torsión y flexibilidad de los instrumentos endodónticos manuales de acero inoxidable. Las mismas pruebas son adoptadas por ISO 3630/1 que está diseñado para instrumentos que tienen .02 de conicidad ISO. Hasta la fecha no hay especificación o un estándar internacional para probar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios NiTi ni de aquellos con conicidades superiores al 2%. Se requiere un nuevo estándar de consenso entre fabricantes, científicos y clínicos para evaluar las propiedades de los instrumentos rotatorios NiTi a fin de conseguir instrumentos seguros y clínicamente eficientes (Plotino et al., 2009).

### **III. Fundamentación teórica**

Actualmente el uso de instrumentos rotarios es más común en la práctica endodóntica para la confirmación del conducto radicular. Existe una gran cantidad de sistemas que se encuentran disponibles en el comercio y desafortunadamente las casas comerciales promueven su sistema rotatorio como el ideal y cada uno es diferente en cuanto a su uso y esterilización, por lo que el clínico debe hacer una elección del sistema a utilizar en base a las características de los instrumentos, para elegir el adecuado de acuerdo con sus necesidades. Hay muy poca información sobre cuál de estos dos sistemas presenta mayor resistencia a la fatiga. Se han utilizado con mayor frecuencia limas del sistema V Taper en la clínica de la Universidad Autónoma de Querétaro, por lo que en experiencia clínica ha demostrado resultar una buena opción y se pretende compararla con una marca alternativa como lo es HyFlex CM.

#### **III.1 Pregunta de investigación**

¿Cuál sistema rotatorio Hyflex CM o V Taper H2 presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos?

#### **III.2 Justificación**

Saber qué sistema rotatorio (Hyflex CM o V taper H2) ofrece mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica, parámetro importante para poder evaluar y decidir cuál puede ser el indicado para trabajar con mayor seguridad en un conducto curvo, siguiendo las instrucciones del fabricante en cuanto a su utilización, y así brindar un servicio de mejor calidad a nuestros pacientes.

## **IV. Hipótesis**

### **IV.1 Hipótesis de trabajo**

El sistema rotatorio V Taper H2 presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos en comparación con el sistema Hyflex CM.

### **IV.2 Hipótesis nula**

El sistema rotatorio V Taper H2 presenta menor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos en comparación con el sistema Hyflex CM.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## **V. Objetivos**

### **V.1 Objetivo General**

Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios Hyflex CM y V Taper H2 en conductos curvos simulados.

### **V.2 Objetivo Específico**

#### **Determinar el tiempo**

Determinar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio Hyflex CM en conductos curvos.

Determinar longitud del fragmento fracturado del sistema rotatorio Hyflex CM

Determinar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica entre del sistema rotatorio V Taper H2 en conductos curvos.

Realizar el diseño de una platina metálica con conductos curvos simulados.

Determinar longitud del fragmento fracturado del sistema rotatorio V Taper H2.

Analizar por microscopia electrónica de barrido los sistemas rotatorios fracturados para determinar su grado de desgaste.

Comparar los resultados de ambos sistemas en conductos curvos.

## **VI. Material y Métodos**

### **VI.1 Diseño**

Experimental *in vitro*

### **VI.2 Población**

Limas rotatorias del sistema Hyflex CM y del sistema V Taper H2.

### **VI.3 Muestra y tipo de muestra**

40 limas rotatorias divididas en dos grupos, se realizaron en 20 instrumentos de calibre 20/0.06 y longitud 25 mm del sistema Hyflex CM y 20 instrumentos de calibre 20/.06 y longitud 25 mm del sistema V Taper H2, siendo este el número de instrumentos utilizados y calibre reportado en base a literatura revisada (Testarelli et al. 2011).

#### **VI.3.1 Criterios de inclusión**

Limas rotatorias nuevas extraídas de paquete

#### **VI.3.2 Criterios de exclusión**

Lima rotatoria nueva con algún defecto de fabricación

#### **VI.3.3 Criterios de eliminación**

Limas rotatorias que sufran algún defecto como corrosión después de su instrumentación.

## VI.4 Técnicas e instrumentos

### VI.4.1 Definición de variables y unidades de medida

#### Independiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Sistema rotatorio V Taper H2	Limas de NiTi con tecnología metalúrgica avanzada las cuales brindan mayor resistencia a la fatiga cíclica gracias al tratamiento a las que son sometidas.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que tarda en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	-----
Sistema rotatorio Hyflex CM	Limas endodónticas de 5ª generación, con memoria controlada, mucho más resistentes a la fatiga cíclica que otras limas NiTi. Esto hace que reduzcan considerablemente la incidencia de fractura de la lima.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que tarda en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	----- -----

#### Dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Tiempo de fractura	Determinación del tiempo en segundos que le toma a un instrumento rotatorio sufrir una fractura por fatiga cíclica.	Cantidad de segundos que tarda el instrumento rotatorio antes de fracturarse.	Cuantitativa	Continua	Minutos/ segundos
Longitud del segmento separado	Dimensión de una línea o de un cuerpo considerando su extensión en línea recta.	Extensión del instrumento rotatorio fracturado en milímetros.	Cuantitativa	Continua	Milímetros

Los valores se obtuvieron en base al tiempo que tardó en fracturarse el instrumento con la ayuda de un cronómetro, se registró el número obtenido y se pasaron los resultados a una base de datos para poder realizar las tablas y graficas correspondientes y obtener el análisis estadístico.

## VI.5 Procedimiento

La fase experimental del estudio se dividió en:

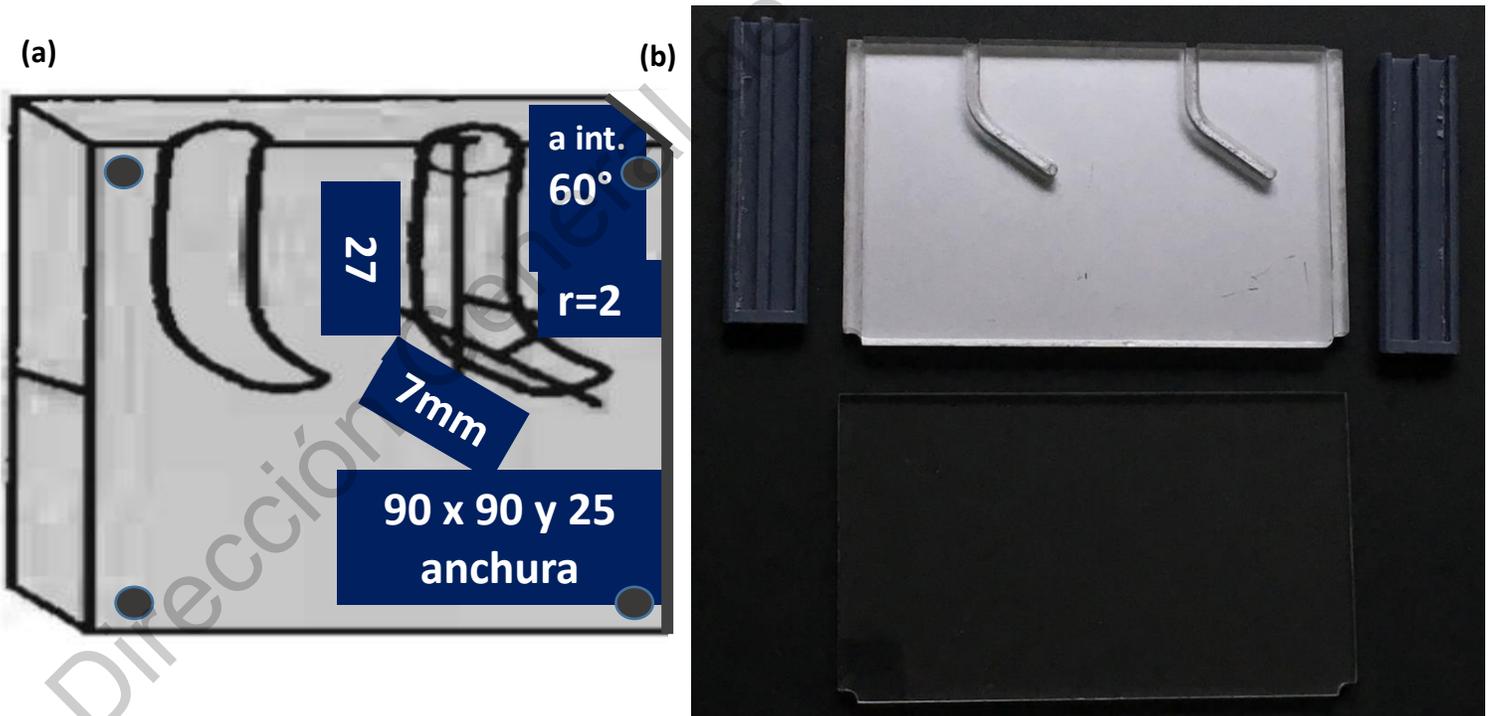
- **Fase I:** fabricación de platina de acero inoxidable
- **Fase II:** protocolo de fractura por fatiga cíclica
- **Fase III:** medición de fragmentos separados
- **Fase IV:** Observación con microscopio de barrido electrónico
- **Fase V:** Obtención de resultados y tratamiento estadístico

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## Fase I

Se realizó la fabricación de una platina de acero inoxidable con una longitud de 95 mm por 55 mm de ancho y 14mm de alto (figura 1). Por erosionado, penetración y una fresadora; se crearon dos conductos artificiales (un conducto para cada sistema) con una curvatura de 60 grados, una curvatura de radio de 5 mm, y una longitud de este de 20mm. La angulación de la curva así como del radio, fue de acuerdo a los parámetros establecidos por Schneider y Prudent (Schneider 1971). La platina presentaba una tapa de acrílico transparente con una longitud de 95 mm por 55mm de ancho, con un espesor de 10 mm, la cual permitió la observación del instrumento rotando dentro del conducto simulado, hasta el momento de la fractura. La tapa de acrílico intercambiable fue sostenida por una barra con rieles las cuales fueron realizadas con impresión 3D que se ajustaban a la platina del acero, lo que permitía la entrada y salida de la tapa.

Figura 1



(a) Diseño inicial de platina de acero inoxidable (b) platina de acero inoxidable fabricada separada de la tapa de acrílico intercambiable transparente.

## Fase II

En esta etapa se realizó la instrumentación con las limas rotatorias en los conductos simulados de la platina de acero inoxidable prefabricada en donde se tomó como el punto final la longitud de trabajo en milímetros (19 mm), el cual fue el mismo para todas las limas (figura 2). Cada sistema se utilizó con base en a las indicaciones del fabricante, en donde el sistema V Taper se trabajó a 450 revoluciones por minuto con 4 de torque y el sistema Hyfelx CM a 500 revoluciones por minuto con 2.5 de torque. Se ajustó el tiempo y se dio inicio, en el instante en el que se encendió el micromotor X-Smart Plus (Dentsply, Suiza) a las revoluciones por minuto y torque recomendados por el fabricante según el sistema utilizado y se instrumentaron hasta su fractura. El tiempo de la fractura se contabilizó con un cronómetro 1:100 seg. Cada instrumento giró en el conducto realizando su ciclo de entrada (3mm) y salida (3 mm) hasta fracturarse. La instrumentación con ambos sistemas se realizó por el mismo operador para evitar sesgos. Para disminuir la fricción excesiva entre la lima y el metal se lubricó con aceite cada 15 segundos.

Figura 2

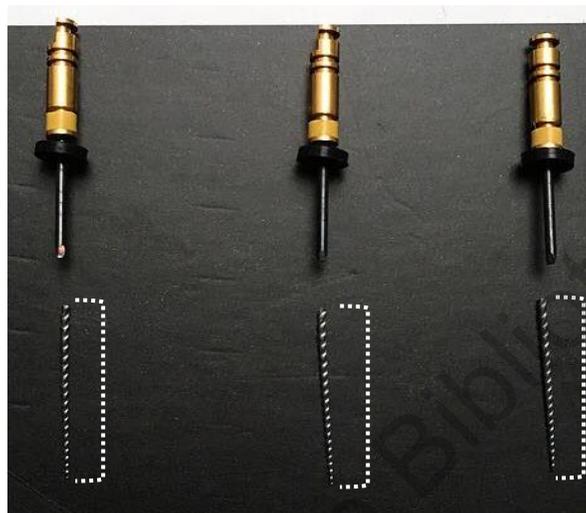


Simulación de la instrumentación con los sistemas rotatorios dentro del conducto en la platina metálica armada junto con la tapa de acrílico transparente.

### Fase III

Los instrumentos rotatorios fracturados fueron divididos en dos grupos de acuerdo a la casa comercial, así como el segmento separado respectivamente de cada instrumento rotatorio para posteriormente medir estos fragmentos con la regla milimétrica y se anotaron los resultados de manera organizada (figuras 3 y 4).

Figura 3



Se observa la longitud del segmento fracturado en mm del sistema rotatorio V Taper H2.

Figura 4



Se observa la longitud del segmento fracturado en mm del sistema rotatorio HyFlex CM.

#### Fase IV

Algunos de los fragmentos separados más representativos fueron seleccionados al observarlos en el microscopio estereoscópico. Estos segmentos fueron separados y embebidos en agua tridestilada dentro de un recipiente de vidrio autoclavable para ser llevados a la tina ultrasónica realizando 3 ciclos de 10 minutos cada uno, con el fin de eliminar cualquier resto que impidiera una adecuada visualización en el microscopio. Se observaron al microscopio electrónico de barrido tanto los fragmentos libres de restos, así como una lima nueva de cada sistema rotatorio recién extraída de paquete para la obtención de micrografías y observar el grado de desgaste que se obtuvo con cada sistema rotatorio, comparando el segmento fracturado con una lima nueva respectivamente.

#### **Fase V**

Se analizaron las muestras en donde la fatiga cíclica es igual al tiempo que tardó en fracturarse el instrumento (segundos) y se midió la longitud del instrumento separado (milímetros). Se llevaron los datos a las hojas de recolección para posteriormente realizar el análisis estadístico utilizando la prueba t student.

## VII. Resultados

En este estudio se utilizaron dos sistemas de instrumentación rotatoria: Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza) y V Taper H2 (Guidance Endo, Albuquerque, NM); La prueba de evaluación para estos sistemas fue el tiempo de fractura. Adicionalmente se evaluó la longitud del fragmento separado, y se tomaron fotomicrografías electrónicas de barrido. Los resultados se observan en la tabla 1, mostrando los valores promedio y la desviación estándar correspondiente al tiempo de fractura en segundos y la longitud del instrumento fracturado en milímetros.

**Tabla 1.** Tiempo de resistencia a la fractura (s) y longitud del fragmento separado (mm) de los sistemas rotatorios VTaper H2 (VT) y HyFlex CM (HF)

Grupo	VT (n=20)	HF (n=20)	Valor de P
Tiempo a la fractura	$88.02 \pm 9.9$ (72.53 – 108.77)	$55.14 \pm 7.7$ (43.72 – 70.06)	< 0.0001
Milímetros fracturados	$15.73 \pm 0.34$ (15 – 16)	$12.80 \pm 1.46$ (10 – 15)	< 0.0001

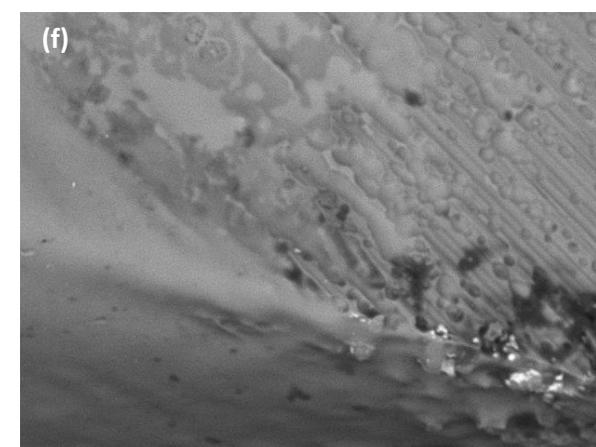
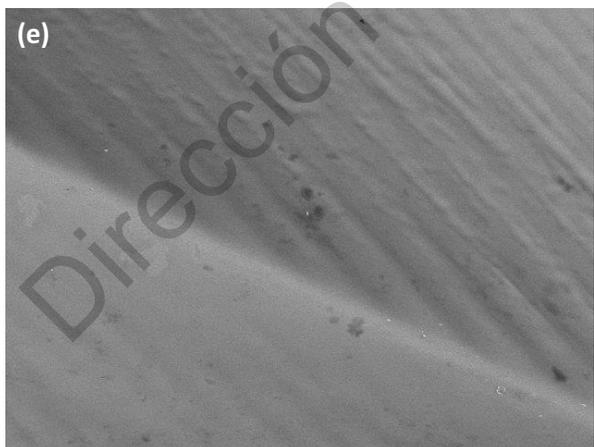
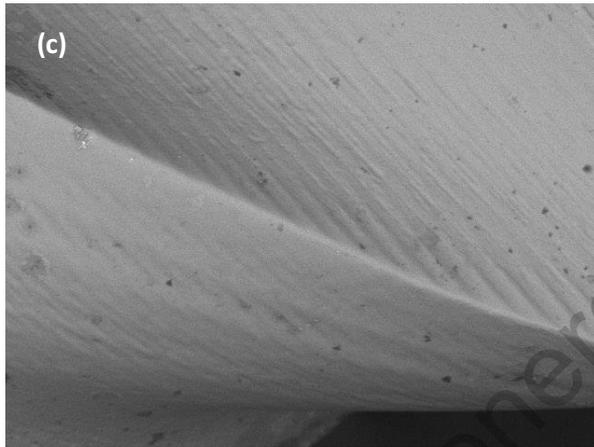
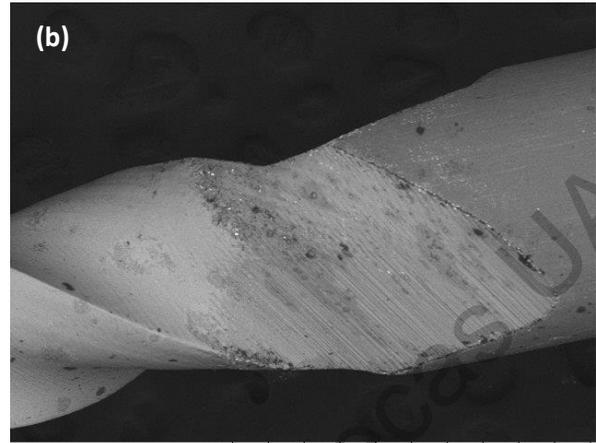
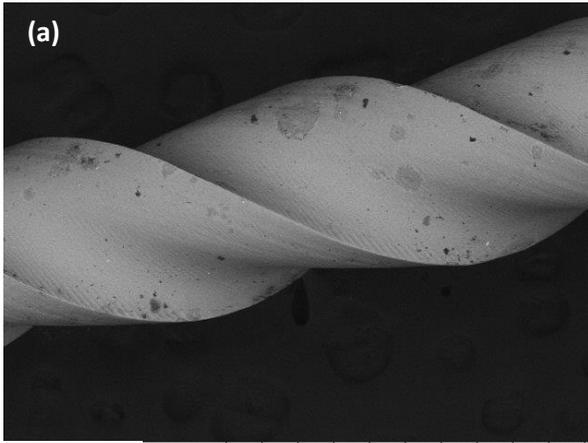
VT: Sistema rotatorio VTaper H2; HF: sistema rotatorio HyFlex CM;  $\bar{X}$ : promedio en segundos; DE: desviación estándar. P prueba t de student.

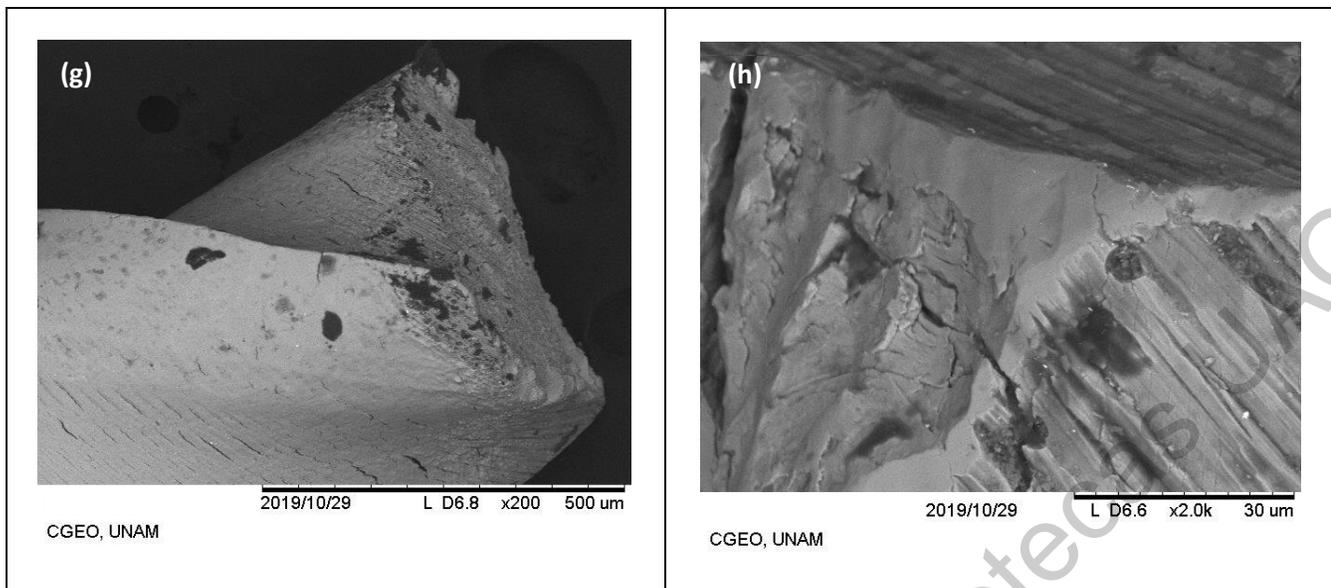
El sistema VTaper H2 mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que el grupo HyFlex CM, y la longitud del segmento fracturado también fue mayor ( $p < 0.05$ ).

Adicionalmente, algunos instrumentos fueron observados al microscopio electrónico de barrido.

En el siguiente recuadro se muestra una comparación de imágenes obtenidas mediante microscopio electrónico de barrido con diferentes ampliaciones de las limas utilizadas en este estudio, comparando instrumentos nuevos con los segmentos fracturados.

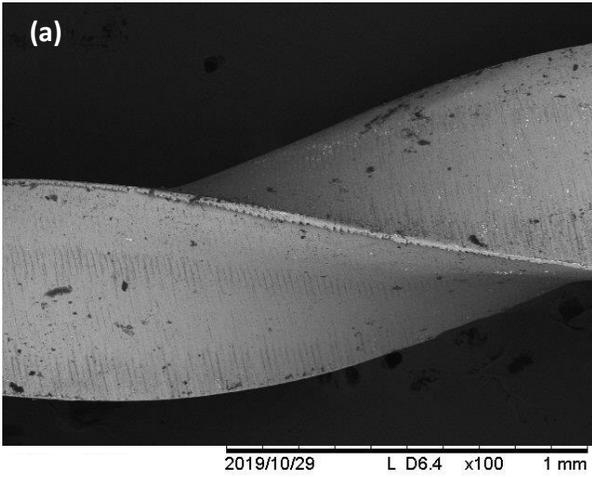
Figura 5 Sistema rotatorio V Taper H2



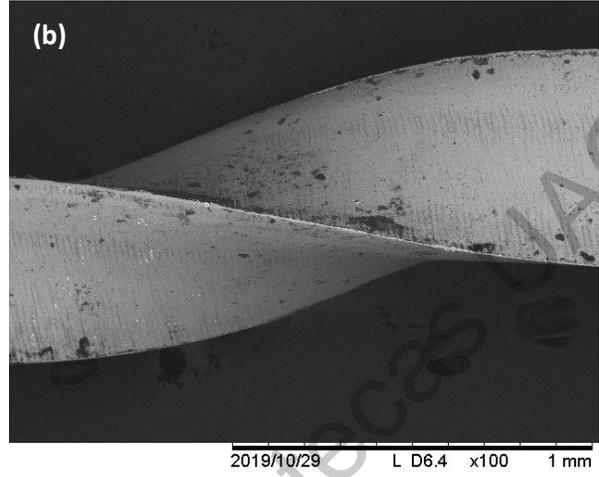


a), c) y e) muestra imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido de las limas VTaper nuevas.  
b), d) y f) muestra imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido de los segmentos fracturados pertenecientes al grupo de limas VTaper. g) y h) muestran el segmento fracturado con diferente amplificación del sistema V Taper H2.

Figura 6 Sistema rotatorio HyFlex CM

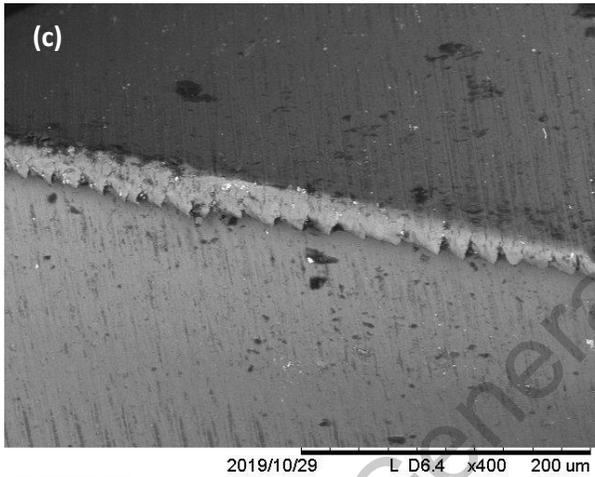


CGEO, UNAM

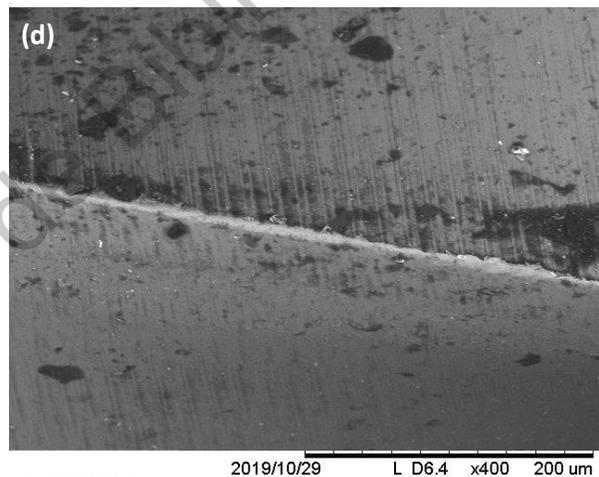


CGEO, UNAM

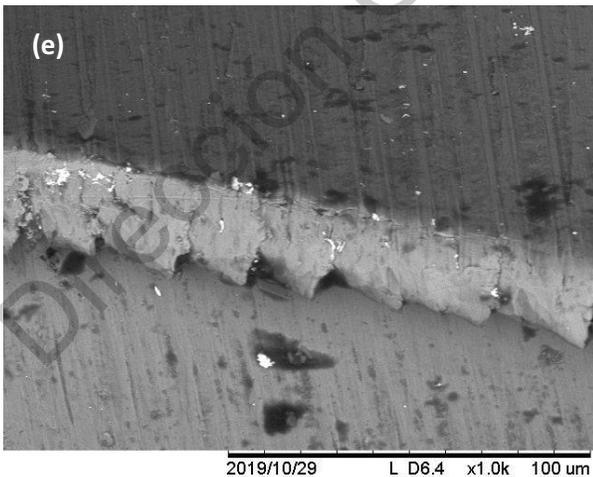
\*



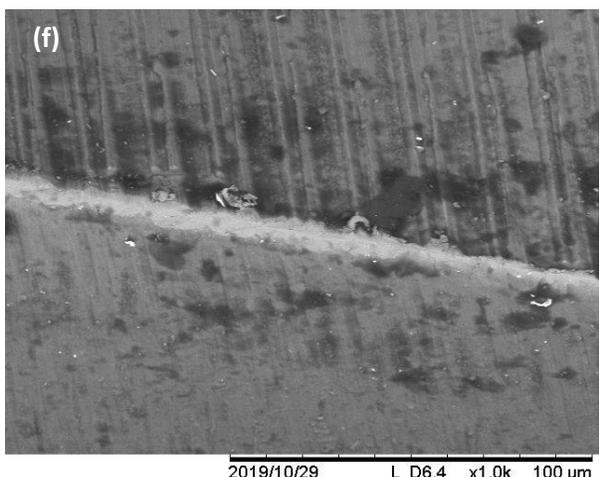
CGEO, UNAM



CGEO, UNAM



CGEO, UNAM



CGEO, UNAM

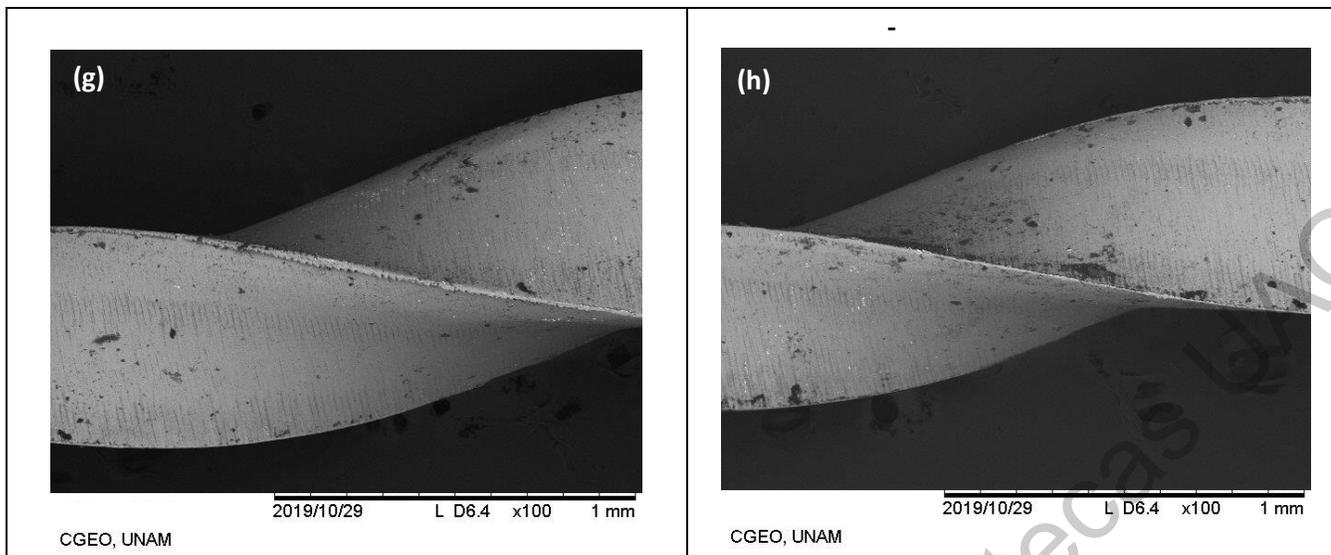


Figura 6: a), c) y e) muestra imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido de las limas HyFlex CM nuevas. b), c) y d) muestra imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido de los segmentos fracturados pertenecientes al grupo de limas HyFlex CM. g) y h) muestran el segmento fracturado con diferente amplificación del sistema Hyflex CM.

Como se puede observar en las imágenes, todos los instrumentos sufren desgaste a nivel microscópico después de su fractura

Una micrografía de la superficie fracturada (a lo largo de la longitud de la lima) de una muestra representativa del grupo V Taper H2 (figura 5) y usando distintos aumentos, demuestran zonas de fatiga seguidas de una zona de sobrecarga (fractura rápida) con numerosos hoyuelos, estrías y líneas de fractura que se extienden en diferentes planos, lo que indica múltiples orígenes de grietas, además de la propagación de estas en el área lisa.

En las imágenes obtenidas con el microscopio electrónico de barrido de la superficie de una muestra representativa del grupo Hyflex CM (figura 6) se observa desgaste de los bordes cortantes presentes en el ángulo helicoidal de los instrumentos nuevos de cada estría de la lima, dejando así una superficie lisa de la lima sin ángulos cortantes. Usando una mayor amplificación, los detalles de la superficie fueron más claros, incluida la morfología irregular, una superficie rugosa con presencia de hoyuelos no muy bien definidos, micro-porosidades y micro-grietas.

## VIII. Discusión

Existen diversos factores que influyen en el riesgo a la fractura de un instrumento dentro del conducto como: el grado de curvatura, posición anatómica, fabricación y manipulación adecuada de los instrumentos (Parashos P. et al, 2004).. En este trabajo se controló la manipulación de la instrumentación bajo el mismo operador y se determinó el mismo grado de curvatura para todos los instrumentos, trabajando con el mismo calibre y conicidad para ambos grupos.

Las limas V Taper presentaron mayor resistencia a la fatiga cíclica q las HyFlex lo que es congruente con los estudios realizados por Soram et al (2019) quienes realizaron un estudio en donde V Taper obtuvo los mejores resultados en cuanto a la capacidad de resistencia a la fatiga torsional en comparación con los sistemas ProTaper Next , NRT y One Shape. Seleccionaron limas el mismo calibre y conicidad (25/06) para todos los grupos. Miantras que Whipple et al. (2009) concluyeron en su estudio que esta lima presenta características de resistencia muy similares a Protaper Universal, aunque utilizaron calibres y conicidades diferentes entre ellas.

Según Topçuoğlu et al (2016) el sistema HyFlex es igual de resistente que ProTaper universal y menos resistente que el sistema Protaper next. Mientras que el estudio de Shen et al. (2018) a HyFlex EDM mostró mayor resistencia que el sistema las Hyflex CM

Un estudio realizado por Young et al (2007), indicó que los instrumentos de NiTi que poseen CM Wire son de 300% a 800% más resistente a la fractura por fatiga cíclica que los instrumentos hechos de aleación NiTi convencional por la presencia de menor cantidad de micro fracturas. La aparición de una micro-fractura de un metal fatigado siempre avanza desde el origen (grieta) a una zona de estrías de fatiga y, termina en una región de fractura (hoyuelo). En las imágenes obtenidas con ayuda del MEB se aprecia mayor cantidad de grietas y hoyuelos en el sistema VTaper, a pesar de haber presentado mayor resistencia a la fatiga cíclica.

Según las fotos MEB, las limas pertenecientes al sistema HyFlex CM presenta muescas a lo largo de las estrías lo que podría hacer que la lima sufra atornillamiento dentro de las paredes del conducto y favorecer la fractura. Esto explicaría por qué el punto de fractura es variable en estas limas y menor tiempo de resistencia a la fatiga.

La separación de un instrumento dentro del conducto puede afectar el pronóstico del tratamiento, sobre todo si este no puede extraerse o sobrepasarse. El tipo de instrumento (manual o rotatorio), el tercio de la raíz en el que se separó, la longitud del instrumento y la fase del tratamiento en el que ocurrió el accidente (Cohen and Burns 2002) son factores importantes a considerar cuando se da la separación de un instrumento. Un instrumento de mayor longitud sugiere mayor facilidad la remoción, ya que este permite una mejor visibilidad y manipulación del mismo (El Feky, Ezzat, and Bedier 2019).

En este estudio el sistema V Taper H2 presentó una longitud de fractura de 15mm en promedio, con una desviación estándar de 0.34 mm y un rango de 15 a 16. Por otro lado, Hyflex CM que tuvo una longitud promedio con una d e de 1. 46 y un rango de 10 a 15. Estos resultados muestran que V Taper H2 representa 2 ventajas la primera es que la longitud del fragmento fracturado es mayor al menos 3 mm, lo que facilita su remoción dentro del conducto si llega a fracturarse durante su uso. En segundo lugar, la longitud del segmento fracturado es constante, esto nos ayuda a predecir su comportamiento. Estos resultados no han sido reportados en los estudios citados, lo que constituye una aportación al tema

Actualmente no existe un protocolo estandarizado para probar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios. Estudios previos han utilizado distintos dispositivos y métodos para investigar la resistencia a la fatiga cíclica *in vitro*; tales como: tubos de vidrio, acrílico o metal para simular el conducto radicular y el uso de los instrumentos rotatorios dentro de los mismos (Plotino et al. 2009). Para este estudio se utilizó una platina metálica con conductos simulados estandarizados ya que el principal objetivo fue determinar el tiempo de fractura, y el acero inoxidable representa uno de los materiales más resistente y con menor desgaste permitiendo trabajar de una manera

más eficiente. La tapa de acrílico transparente fue la única pieza que necesitaba continuos cambios ya que esta presentaba desgaste durante su uso.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## **IX. Conclusiones**

El sistema V Taper H2 mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que el sistema HyFlex CM resistiendo 88.02 segundos en contra 55.14 segundos en promedio, durante la instrumentación de un conducto simulado en una platina de acero inoxidable. La mayor longitud de segmento separado la presento el sistema de instrumentos rotatorios V Taper H2 presentando una longitud en la mayoría de los segmentos constante, siendo estos más fáciles de extraer debido a que esta longitud mayor permite el enganche y enroscamiento dentro del sistema de conductos radicular. Se corrobora que hay factores que influyen en la fractura como la presencia de muescas a lo largo de la estría que presentó el sistema HyFlex CM.

## **X. Propuestas**

Se necesita más investigación para identificar las diferentes caracterizaciones metalúrgicas y los diferentes diseños que presentan las limas. Actualmente los sistemas rotatorios son los más utilizados para la instrumentación de conductos y nos podemos encontrar con una gran variedad de estos, sin embargo, cada casa comercial vende su producto como el mejor y están en continua actualización, por lo que se requiere de mayor investigación en esta área.

Dirección General de Bibliotecas UNQ

## XI. Bibliografía

- Alapati, Satish B, William A Brantley, Timothy A Svec, John M Powers, John M Nusstein, and Glenn S Daehn. 2005. "SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments That Fractured during Clinical Use." *Journal of Endodontics* 31 (1): 40–43.
- Andrade-J, Vieira C, Dessaune N, Henrique N, Rodrigues C, Antunes S, Júlio-Cesar M- y Porpino T, Carvalhal A, and Armada L. 2017. "Transportation Assessment in Simulated Curved Canals after Preparation with Twisted File Adaptive and Bt-Race Instruments." *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9 (9): e1136.
- Barbero, García J. 1997. *Patología y Terapéutica Dental*. Síntesis.
- Baumann, Michael A. 2004. "Nickel-Titanium: Options and Challenges." *Dental Clinics of North America* 48 (1): 55–67. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.11.001>.
- Bibby, M J, and J Gordon Parr. 1964. "Capítulo 3 : Martensita Consideraciones Generales" 202: 1–23.
- Castelló-R,-Domingo T, Matoses V.F, Richon S, and Llácer V. 2012. "In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files." *Journal of Endodontics* 38 (11): 1521–24. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.010>.
- Chang, S. W., K. S. Shim, Y. C. Kim, K. K. Jee, Q. Zhu, H. Perinpanayagam, and K. Y. Kum. 2016. "Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Metallurgical Characteristics of V Taper 2 and V Taper 2H Rotary NiTi Files." *Scanning* 38 (6): 564–70. <https://doi.org/10.1002/sca.21301>.
- Cheung, G S P, B Peng, Z Bian, Y Shen, and B W Darvell. 2005. "Defects in ProTaper S1 Instruments after Clinical Use: Fractographic Examination." *International Endodontic Journal* 38 (11): 802–9.
- Civjan, Simon, Eugene F Huget, and Laszlo B DeSimon. 1975. "Potential Applications of Certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys." *Journal of Dental Research* 54 (1): 89–96.
- Cohen, Stephen, and Richard C Burns. 2002. "Vías de La Pulpa."
- Dauskardt, R H. 1989. "Effect of in Situ Phase Transformation on Fatigue-Crack Propagation in Ti-Ni Shape Memory Alloy." In *Proceedings of Materials Research Society International Meeting on Advanced Materials, 1989*, 9:243–49. Materials Research Society.
- Feky, Hadeer Mostafa El, Khalid Mohammed Ezzat, and Marwa Mahmoud Ali Bedier. 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).
- López F, Silvia S. 2005. *Simulación Numérica y Correlación Experimental de Las Propiedades Mecánicas En Las Aleaciones Con Memoria de Forma*. Universitat Politècnica de Catalunya.
- Rivera G, Olga L. 2004. "Metales y Aleaciones En Odontología."
- Gutiérrez, SBR, and CMD Romero. 2013. "Evaluacion in Vitro de La Fractura de Los Instrumentos Rotatorios Mtwo? Y ProTaper?" *Acta Odontológica*, 41–56. <http://search.proquest.com/openview/4a6536c698c4a9147f53c685c3067592/1?pq-origsite=gscholar&cbl=2035749>.
- Ingle, John I. 1958. "The Need for Uniformity of Endodontic Instruments, Equipment, and Filling Materials." In *Transactions of the Second International Congress on Endodontics*, 133–44.

University of Pennsylvania.

- Iqbal, Mian K, Meetu R Kohli, and Jessica S Kim. 2006. "A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study." *Journal of Endodontics* 32 (11): 1048–52.
- Kramkowski, Thomas R., and James Bahcall. 2009. "An In Vitro Comparison of Torsional Stress and Cyclic Fatigue Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files." *Journal of Endodontics* 35 (3): 404–7. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.003>.
- Lopes, Hélio Pereira, Marco Aurélio, Rodrigues Prado, Carlos Nelson Elias, Rivail Antônio, Sérgio Fidel, Edson Jorge, and Lima Moreira. 2008. "Influência Da Conicidade de Instrumentos Endodônticos de NiTi Na Flexibilidade e No Número de Ciclos à Fadiga" 17 (43): 65–72.
- Lsmann, Michael Hu, O V E A Peters, and Paul M H Dummer. 2005. *La Preparación Mecánica de Los Conductos Radiculares : Objetivos de Conformación , Las Técnicas y Medios*.
- Mitchell, Bruce F., Garth A. James, and Russell C. Nelson. 1983. "The Effect of Autoclave Sterilization on Endodontic Files." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 55 (2): 204–7. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(83\)90179-2](https://doi.org/10.1016/0030-4220(83)90179-2).
- Miyai, K, A Ebihara, Y Hayashi, H Doi, H Suda, and T Yoneyama. 2006. "Influence of Phase Transformation on the Torsional and Bending Properties of Nickel–Titanium Rotary Endodontic Instruments." *International Endodontic Journal* 39 (2): 119–26.
- Mounce, Richard E. 2008. "Un Nuevo y Novedoso Método Para La Preparación de Conductos: La Twisted File." *DDS Vancouver, Washington, EE. UU. Pág, 1–2*.
- Oh, Soram, Kee-Yeon Kum, Kwon Cho, Soo-Hyuk Lee, Seung-Hyun You, Jonggun Go, Bong-Ki Jeon, Sang-Woo Kim, Tae-Hwan Kim, and Ji-Hyun Jang. 2019. "Torsional and Bending Properties of V Taper 2H, ProTaper NEXT, NRT, and One Shape." *BioMed Research International* 2019.
- Ostrander, F D. 1967. "The Practice of Endodontics: Past, Present, and Future." *Journal of Dental Education* 31 (3): 386–88.
- Parashos, P, and H H Messer. 2004. "Questionnaire Survey on the Use of Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments by Australian Dentists." *International Endodontic Journal* 37 (4): 249–59.
- Parashos P, Gordon I and Messer H-H. 2004. "Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments after Clinical Use." *Journal of Endodontics* 30 (10): 722–25.
- Parashos P, and Messer H-H. 2006a. "Rotary NiTi Instrument Fracture and Its Consequences." *Journal of Endodontics* 32 (11): 1031–43. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>.
- Parashos P, and Messer H-H. 2006b. "The Diffusion of Innovation in Dentistry: A Review Using Rotary Nickel-Titanium Technology as an Example." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 101 (3): 395–401.
- Peng, B, Y Shen, G S P Cheung, and T J Xia. 2005. "Defects in ProTaper S1 Instruments after Clinical Use: Longitudinal Examination." *International Endodontic Journal* 38 (8): 550–57.
- Peters, O. A., A. K. Gluskin, R. A. Weiss, and J. T. Han. 2012. "An in Vitro Assessment of the Physical Properties of Novel Hyflex Nickel-Titanium Rotary Instruments." *International Endodontic Journal* 45 (11): 1027–34. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02067.x>.

- Plotino, Gianluca, Nicola M. Grande, Massimo Cordaro, Luca Testarelli, and Gianluca Gambarini. 2009. "A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments." *Journal of Endodontics* 35 (11): 1469–76. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.06.015>.
- Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. 2000. "Defects in Nickel Titanium Endodontic Rotary Files after Clinical Usage." *J Endod* 26 (3): 161–6.
- Schilder, Herbert. 1974. "Cleaning and Shaping the Root Canal." *Dent Clin North Am* 18: 269–96.
- Schneider, Sam W. 1971. "A Comparison of Canal Preparations in Straight and Curved Root Canals." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 32 (2): 271–75.
- Shantiaee, Yazdan, Omid Dianat, Golnaz Mosayebi, Mahshid Namdari, and Patricia Tordik. 2019. "Effect of Root Canal Preparation Techniques on Crack Formation in Root Dentin." *Journal of Endodontics* 45 (4): 447–52.
- Shen, Ya, Wei Qian, Houman Abtin, Yuan Gao, and Markus Haapasalo. 2011. "Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments." *Journal of Endodontics* 37 (7): 997–1001.
- Shen, Ya, Charles Tra, Ahmed Hieawy, Zhejun Wang, and Markus Haapasalo. 2018. "Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files." *Journal of Endodontics* 44 (4): 643–47. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.12.002>.
- Shenoi, Pratima Ramakrishna, Disha Anand Luniya, Gautam Pyarelal Badole, Chetana Sachin Makade, Rajesh Kubde, and Rajiv Tarachand Khode. 2017. "Comparative Evaluation of Shaping Ability of V-Taper 2H, ProTaper Next, and HyFlex CM in Curved Canals Using Cone-Beam Computed Tomography: An in Vitro Study." *Indian Journal of Dental Research* 28 (2): 181.
- Testarelli, Luca, Gianluca Plotino, Dina Al-Sudani, Valentina Vincenzi, Alessio Giansiracusa, Nicola M. Grande, and Gianluca Gambarini. 2011. "Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel." *Journal of Endodontics* 37 (9): 1293–95. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.05.023>.
- Thompson, S A. 2000. "An Overview of Nickel – Titanium Alloys Used in Dentistry" 44 (0): 297–310.
- Topçuoğlu, Hüseyin Sinan, Gamze Topçuoğlu, Ahmet Akti, and Salih Düzgün. 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): 969–71.
- Topçuoğlu, Hüseyin Sinan, Gamze Topçuoğlu, Ahmet Akti, and Salih Düzgün. 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): 969–71. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.03.010>.
- Walia, Harmeet, William A. Brantley, and Harold Gerstein. 1988. "An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files." *Journal of Endodontics* 14 (7): 346–51. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1).
- Whipple Sterling J, Kirkpatrick T C, and Rutledge R. 2009. "Cyclic Fatigue Resistance of Two Variable-Taper Rotary File Systems: ProTaper Universal and V-Taper." *Journal of Endodontics* 35 (4): 555–58.
- Yared, G M, F E Bou Dagher, and P Machtou. 1999. "Cyclic Fatigue of Profile Rotary Instruments after

Simulated Clinical Use." *International Endodontic Journal* 32 (2): 115–19.

Ye, Jia, and Yong Gao. 2012. "Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-Cycle Fatigue." *Journal of Endodontics* 38 (1): 105–7.

Yeguez R E. 2000. "Aleación de Niquel-Titanio: Y Su Uso En Endodoncia." *Acta Odontológica Venezolana* 38 (1): 4–7.

Young, G R, Parashos P, and Messer H-H. 2007. "The Principles of Techniques for Cleaning Root Canals." *Australian Dental Journal* 52: S52–63.

Zinelis, S, T Eliades, and Eliades G. 2010. "A Metallurgical Characterization of Ten Endodontic Ni-Ti Instruments: Assessing the Clinical Relevance of Shape Memory and Superelastic Properties of Ni-Ti Endodontic Instruments." *International Endodontic Journal* 43 (2): 125–34.

Dirección General de Bibliotecas UAO

## XII. Anexos

### Programa de trabajo

Enero – Junio 2018	Definición del tema del anteproyecto, búsqueda de la información en las bases de datos, selección de la información. Se comienza la escritura del anteproyecto.
Junio – Agosto 2018	Escritura del protocolo y registro de título de tesis. Revisiones del protocolo
Agosto - Diciembre 2018	Revisiones del protocolo, Correcciones de protocolo.
Enero – Abril 2019	Trabajo en laboratorio
Abril – Mayo 2019	Recolección de resultados; así como realizar pruebas estadísticas
Mayo – Noviembre 2019	Redacción de la tesis.
Diciembre 2019	Análisis de los resultados de la comparación de los dos sistemas rotatorios.  Terminar la redacción de la tesis. Comenzar proceso de titulación.

## Recursos humanos

- L.O. María Fernanda Rodríguez Angeles

Estudiante de Especialidad en Endodoncia de la UAQ

Responsable de la investigación, del levantamiento de la base de datos, manejo e interpretación de los mismos y de la escritura de los documentos institucionales para la obtención de su grado académico

- C.D.E.E Luciano Tinajero Bueno

Docente de la Licenciatura y Especialidad de Odontología de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro

Asesor responsable de la dirección metodológica, de la vinculación institucional para la aprobación del proyecto de investigación.

- Dra. Marina Vega González

Profesor- Investigador del Centro de Geociencias de la UNAM

Co-asesor responsable de la dirección metodológica, de la vinculación institucional para la aprobación del proyecto de investigación.

## Recursos materiales

1. 4 blisters (con 6 limas cada blíster) de limas rotatorias Hyflex CM (Coltene-Whaledent 20/.06 mm.
2. 4 blisters (con 6 limas cada blíster)n de limas rotatorias V Taper H2 (VAMASA) de 20/.06 mm.
3. 1 regla milimétrica
4. 1 aceite lubricante
5. 1 platina de acero inoxidable con conductos simulados
6. 50 tapas de acrílico transparente intercambiables

7. 1 Motor Xsmart-Plus
8. 1 Cronómetro

### **Presupuesto**

Se tiene estimado un presupuesto de \$10, 000 MXN. El cual será proporcionado por el investigador principal.

### **Difusión**

A través de la presentación de la tesis.

Congreso Nacional de investigación en Odontología.

Revistas Nacionales e Internacionales de Odontología

### **Datos de la institución**

Especialidad en Endodoncia de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro

Ubicación: Clavel No.200, Fracc. Prados de la Capilla. C.P. 76170. Santiago de Querétaro, Qro

Correo: [facmed@uaq.mx](mailto:facmed@uaq.mx)

### **De la investigación**

La investigación se realizó en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro.

## **Datos de los investigadores**

### **Investigador Principal:**

L.O. María Fernanda Rodríguez Angeles

Estudiante de Especialidad en Endodoncia, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Querétaro.

Celular: 044-442-2500383

Correo electrónico: mafrdz.92@gmail.com

### **Director de Tesis:**

C.D.E.E. Luciano Tinajero Bueno

Docente de Especialidad en Endodoncia de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro

Asesoría y revisión

Celular: 044-442-1310402

Correo electrónico: lucianotinajero@gmail.com

### **Co- director de Tesis:**

Dra. Marina Vega González

Profesor-Investigador del Centro de Geociencias de la UNAM

Correo electrónico: mvega@geociencias.unam.mx

FIRMAS DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL E INVESTIGADORES ASOCIADOS

---

**RESIDENTE:**

L.O. María Fernanda Rodríguez Angeles

---

**DIRECTOR DE TESIS:**

C.D.E.E. Luciano Tinajero Bueno

---

**CO- DIRECTOR DE TESIS:**

Dra. Marina Vega González