

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA.

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA.



COMPARACIÓN DE LA TRANSPORTACIÓN DE CONDUCTOS RADICULARES
INSTRUMENTADOS CON TRES DIFERENTES SISTEMAS ROTATORIOS DE
NÍQUEL TITANIO: TF-ADAPTIVE, K3XF Y HYFLEX CM. UTILIZANDO CBCT

Trabajo Terminal Para Obtener El DIPLOMA DE

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA.

PRESENTA

RAÚL ALEJANDRO NAVARRO ARIAS.

PRESIDENTE

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ANGELES HOFMANN SALCEDO.

SINODAL

SINODAL

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VARGUEZ

M.O. SALVADOR OLIVARES RODRÍGUEZ.

TIJUANA BAJA CALIFORNIA A MAYO 2016

Agradecimientos.

Para la elaboración de esta tesis, quiero agradecer a mi coordinadora de posgrado y madrina de generación, Dra. Ana Gabriela Carrillo Varguez, por la orientación y la ayuda que recibí durante todo este proceso en el posgrado, también agradezco, en la elaboración de este texto, a la Dra. María Elena De Los Ángeles Hofmann Salcedo. Un agradecimiento especial Dr. Ricardo Vázquez por su gran amabilidad al facilitarme los medios necesarios para este estudio. Quiero agradecer a todos los doctores docentes, no docentes y compañeros que fueron una motivación extra para mí.

Dedicatoria.

A mis padres que lo dan todo por mí, sin ellos no podría hacer nada. A mis hermanos por apoyarme y recordarme quien soy. A mi novia por acompañarme durante todo el proceso. A Jesucristo mi maestro.

Índice

•	Resumen.....	1
•	Introducción.....	3
•	Planteamiento del problema.....	6
•	Justificación.....	6
•	Antecedentes	7
•	Marco teórico	13
•	Hipótesis.....	33
•	Objetivos.....	33
•	Variables dependiente e independiente.....	33
•	Tipo de estudio.....	33
•	Universo de estudio.....	33
•	Criterios de inclusión.....	34
•	Criterios de exclusión.....	34
•	Criterios de eliminación.....	34
•	Materiales.....	34
•	Metodología.....	35
•	Resultados y análisis Estadístico.....	39
•	Discusión.....	45
•	Conclusiones.....	47
•	Referencias bibliográficas.....	48

Resumen.

El objetivo de este estudio fue determinar el grado de transportación del conducto radicular instrumentado con tres diferentes instrumentos rotatorios níquel titanio: TF-Adaptive (SybronEndo, 2008, Orange, CA), K3XF (SybronEndo, 2008, Orange, CA), y HyFlex CM (2011 Coltène/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH).

La investigación se realizó en raíces mesiales de primeros molares inferiores para tener un control sobre la igualdad de variaciones de la anatomía del conducto radicular, al ser por lo general la anatomía con menos variaciones en su morfología.

Metodología.

Se usaron tres grupos de 15 conductos radiculares de raíces mesiales de molares inferiores. Grupo 1, TF Adaptive, instrumentando el tercio coronal y medio de la raíz a un calibre 25.08 seguidamente de un calibre 25.06 a longitud de trabajo. Grupo 2, CM HyFlex, instrumentando a un calibre 25.08 el tercio coronal y medio de la raíz, después se instrumentó 25.06 a longitud de trabajo. Grupo 3, K3XF, instrumentando a 25.08 el tercio coronal y medio de la raíz, a longitud de trabajo se usó un calibre 25.06.

Se observaron los conductos radiculares, antes y después de instrumentar, utilizando una Tomografía computarizada (CBCT).

Se hicieron secciones transversales de las raíces mesiales de primeros molares inferiores en diferentes niveles de la raíces a estudiar, posteriormente se analizaron mediante una tomografía computarizada (CBCT). La cantidad de transporte del conducto se determinó midiendo la distancia más corta desde el borde de conducto no instrumentado a la periferia de la raíz (mesial y distal) para posteriormente comparar estas medidas con las obtenidas en las imágenes de los conductos instrumentados.

Los datos obtenidos se analizaron con la prueba estadística Tukey.

$$[(a1 - a2) - (b1-b2)]$$

Donde el resultado “0” indica que no hubo transportación y un resultado diferente indica que si lo hubo.

Resultados.

Media o Promedio de Modificación del Conducto, HyFlex CM: 3mm de la Entrada: 0.014 mm; 3 mm del Ápice: 0.009 mm; Entre ambos Puntos: 0.010 mm.

Media o Promedio de Modificación del Conducto, TF Adaptive: 3 mm de la Entrada: 0.016 mm; 3 mm del Ápice: 0.021 mm; Entre ambos Puntos: 0.014 mm.

Media o Promedio de Modificación del Conducto, K3XF: 3 mm de la Entrada: 0.026 mm; 3 mm del Ápice: 0.017 mm; Entre ambos Puntos: 0.022 mm

Conclusión.

Hyflex CM, es el sistema de instrumentación que transporta menos el conducto, sin diferencia significativa le sigue TF Adaptive. K3XF mostro transporte significativamente mayor a HyFlex CM y TF Adaptive.

Introducción.

La endodoncia se define como el área de la odontología que estudia la morfología de la cavidad pulpar, fisiología y patología de la pulpa dental, así como la prevención y tratamiento de las alteraciones pulpares y de sus repercusiones sobre los tejidos periapicales.¹ Durante la terapia endodóntica se utilizan distintos tipos de instrumentos como limas manuales de acero inoxidable, limas manuales de NiTi e instrumentos rotatorios, con el fin de preparar y conformar el canal radicular para su posterior obturación.

Los instrumentos utilizados en la preparación quimiomecánica (PQM) poseen dos características en cuanto a su morfología, el *tip* y el *taper*. Tip representa el diámetro en la punta del instrumento y es representado por un número (número ISO) que es estandarizado para todos los instrumentos.¹ A cada número se le asocia un color para fácil reconocimiento de los instrumentos. Taper o conicidad del instrumento es el aumento del diámetro en los instrumentos por cada milímetro de longitud, se mide desde la punta hacia el mango.

La estabilidad dentaria puede verse afectada por los procedimientos de instrumentación de los canales radiculares, ya que el desgaste excesivo influiría de manera directa sobre la estabilidad de la raíz y, por ende, en la sobrevida del diente. Existen estudios que relacionan el efecto de la preparación coronaria y el tratamiento endodóntico sobre la estabilidad del diente, demostrándose la disminución de esta solo en 5% al preparar de manera conservadora la cavidad de acceso, y en 20% cuando se involucraban los rebordes marginales (preparación de cavidades MOD)². Lang encontró que la preparación de la cavidad de acceso y la preparación para anclaje de postes provocan disminución significativa de la resistencia del diente, en cambio en la etapa de instrumentación del canal radicular, sin alteración extensa de los límites de este, no se produce disminución significativa.

Por lo tanto, preparaciones más conservadoras resultan en alteraciones menores, siempre y cuando la geometría del canal sea preservada³.

La limpieza y conformación del sistema de conductos es lo que en la práctica diaria el endodoncista realiza sobre los conductos a los que da tratamiento, siendo la conformación una parte esencial para que el tratamiento sea exitoso. Schilder enumera una serie de características que hasta hoy son principios que siguen siendo una guía para una conformación óptima⁴:

1. Desarrollar una forma cónica afilada y continua en la preparación del conducto radicular. Excavar y preservar la forma natural del conducto. Principal ventaja, la obturación, los principios hidráulicos y la limpieza.
2. Estrechar el conducto en el ápice, con la sección transversal más estrecha en el CDC. La única excepción es un diente con reabsorción interna o con una protuberancia inusual en la forma natural del conducto.
3. Realizar la preparación en múltiples planos. El sellado tridimensional del punto de salida es la ventaja de este objetivo.
4. Nunca transportar el foramen.
5. Mantener el foramen lo más pequeño que resulte práctico.

El mantener la anatomía natural de los conductos radiculares después del tratamiento endodóntico es una prioridad para que el tratamiento sea exitoso o tenga un pronóstico de éxito mayor. La transportación de los conductos radiculares aumenta el riesgo de obstrucción del conducto, perforaciones, formación de escalones y podría producirse el debilitamiento de la estructura radicular.

Además, cuando el conducto es modificado en su anatomía natural, la obturación se ve comprometida, lo que se traduce a un sello apical deficiente. Por consiguiente, si el conducto radicular es erróneamente instrumentado la periodontitis apical podría persistir.

La demanda de instrumentos rotatorios que sigan los principios básicos de conformación, ha llevado el desarrollo de nuevos instrumentos que sigan las curvaturas que llegan a presentarse en el sistema de conductos radiculares, además de manejar el estrés generados en dichos conductos, manteniendo su morfología natural y evitando la separación del instrumento.

La separación del instrumento puede ocurrir por dos maneras: una es fatiga torsional, la cual es cuando la punta del instrumento se atora y el resto sigue girando ocurriendo la separación del instrumento. La otra forma es la fatiga cíclica la cual es producida por la expansión y contracción continua que se genera en la curvatura de un conducto radicular llevando al límite la aleación metálica ocurriendo la separación del instrumento^{5,6}.

La nueva generación de instrumentos NiTi, se le agregado un tratamiento térmico en su manufacturación, el cual las hace más flexibles y resistentes a estas dos causas que hacen que los instrumentos se fracturen. SybronEndo lo nombra como R-Phase (TF Adaptive, K3XF), Dentsply como M-Wire (Protaper Next)⁷.

Otros estudios han encontrado que el uso de un movimiento rotatorio continuo se traduce con una adecuada conformación del sistema de conductos, con menos estrés y mayor centrado del conducto.

En cuanto al movimiento reciproco se hace énfasis en su mayor resistencia a la fatiga torsional y cíclica. Son pocos los estudios que han evaluado el grado de modificación del conducto así como su centrado⁷.

Planteamiento del Problema.

El mantener la anatomía natural de los conductos radiculares después del tratamiento endodóntico es una prioridad para que el tratamiento se exitoso o tenga un pronóstico de éxito mayor.

La transportación de los conductos radiculares aumenta el riesgo de obstrucción del conducto, perforaciones, formación de escalones y podría producirse el debilitamiento de la estructura radicular.

Además cuando el conducto es modificado en su anatomía natural, la obturación se ve comprometida, lo que se traduce a un sello apical deficiente. Además si el conducto radicular es erróneamente instrumentado la periodontitis apical podría persistir.

Sabiendo esto ¿Cuál será el instrumento rotatorio que transporta menos la anatomía del conducto radicular?

Justificación.

La siguiente investigación se ha realizado para saber el grado de modificación de la morfología del sistema de conductos instrumentados, utilizando tres diferentes sistemas de limas rotatorias de níquel titanio: TF-Adaptive, K3XF y HyFlex CM.

Se pretende que los resultados obtenidos en esta investigación sean de utilidad en la práctica endodóntica moderna, sobre qué sistema de instrumentos rotatorios nos ofrece mejores resultados.

Las conclusiones obtenidas a partir de este estudio pretenden orientar a la comunidad endodóntica sobre el tipo de tratamiento que están realizando en la práctica diaria.

Antecedentes.

Rodrigo Otavio Jatahy y colaboradores⁸, hace un estudio en microCBCT sobre el grado de transportación apical de conductos curvos con limas únicas.

Influence of Cervical and Apical Enlargement Associated with the WaveOne System on the Transportation and Centralization of Endodontic Preparations

El objetivo de este estudio fue evaluar a través micro tomografía calculado el transporte y la centralización de los conductos radiculares instrumentados mediante el sistema WaveOne.

Microfotografía computarizada se llevó a cabo, previa y posterior a la preparación para obtener mediciones de mesial y distal paredes de dentina para calcular el transporte de conductos radiculares (%) y la centralización.

Se observó que el transporte hacia la zona de peligro era en su mayor parte en los tercios cervicales de los conductos mesiovestibulares un mayor centrado en cervical o apical resultó.

Ana Grasiela da Silva⁹, hace una evaluación a dos instrumentos NiTi evaluando la conformación de los conductos radiculares mediante microCBCT.

Micro-computed Tomographic Evaluation of 2 Nickel-Titanium Instrument Systems in Shaping Root Canals.

El propósito de este estudio fue comparar la capacidad de conformación de 2 sistemas rotatorios, BioRace y ProTaper Next, durante la preparación de conductos radiculares curvos en dientes extraídos utilizando las imágenes de microtomografía computarizada.

20 primeros y segundos molares inferiores humanos con 2 conductos mesiales separados fueron escaneadas antes y después de la preparación del conducto radicular.

Los conductos se prepararon utilizando los sistemas de BR y PTN. El porcentaje de dentina eliminado después de la preparación, volumen del conducto, las paredes de los conductos no tratados, grado de transporte de canal, y la capacidad de centrado también se midió.

Los sistemas rotatorios BR y PTN fueron igualmente efectivos. Ambos sistemas de instrumentación causaron errores de procedimiento insignificantes con el transporte apical.

Bernardo Correa y colaboradores¹⁰, hace un estudio mediante microCBCT, sobre la transportación apical usando lima niti con tratamiento térmico.

Influence of Heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments on Apical Preparation: A Micro–Computed Tomographic Study.

El objetivo de este estudio fue realizar una comparación 3-d del transporte de canal y los cambios en la geometría apical utilizando las imágenes de micro tomografía computarizada después de la preparación del canal con K3 y K3XF.

Veintiocho molares inferiores fueron divididos aleatoriamente en 2 grupos de acuerdo con el sistema rotativo utilizado en instrumentación: K3 o K3XF.

Los especímenes fueron analizados por las imágenes de tomografía computarizada micro-antes y después de la instrumentación. Imágenes antes y después de cada grupo de instrumentación.

Ambos sistemas rotatorios mostraron adecuada conformación de los conductos radiculares, con valores reducidos de transporte del canal. El tratamiento térmico no influyó en los cambios en la geometría de canal de la raíz en la región apical.

Gergi y colaboradores¹¹, publican en el Journal of Endodontics, un estudio sobre la transportación del conducto radicular con tres instrumentos rotatorios níquel-titanio.

Micro–Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Instruments

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar el transporte de conductos radiculares curvos mediante 3 sistemas de níquel-titanio: RECIPROC, Waveone, y TF Adaptive (TF). Métodos: Veinticuatro molares extraídos inferiores humanos con 2 conductos mesiales separados y ángulo de curvatura severa eran seleccionados. Conductos individuales se dividieron aleatoriamente a 1 de los 3 grupos experimentales: Grupo RECIPROC, Grupo Waveone y el grupo TF adaptive.

Cada grupo estaba formado por 16 conductos radiculares. Las muestras fueron escaneadas antes y después de la preparación del conducto radicular con una resolución isotrópica de 20 mm mediante el uso de micro-tomografía computarizada. El grado de transporte canal, además de la capacidad de centrado instrumentos, se registró.

Resultados: Menos transporte ocurrió con instrumentos rotatorios TF Adaptive ($P < 0,0001$). El grado medio de transporte del canal en el tercio apical fue significativamente menor con el grupo adaptativo TFA ($P < 0,0001$). No se encontraron diferencias significativas entre RECIPROC y sistemas Waveone ($P = 1,000$). La media de centrado relación fue el más alto estadísticamente con TF adaptativo ($P < 0,0001$), seguido por Waveone, y fue mínimo con RECIPROC ($P < 0,05$).

Conclusiones: Se encontró que el sistema de TF adaptive tiene menos transporte del conducto y una mejor capacidad de centrado, en comparación con los grupos alternativos.

Alanna Junaid y colaboradores¹², publican en el Journal Of Endodontics, una investigación sobre el uso de lima únicas y como afectan la transportación del conducto y el foramen.

Influence of Single-file Endodontics on Apical Transportation in Curved Root Canals: An Ex Vivo Micro-Computed Tomographic Study.

Este estudio compara el transporte apical en conductos radiculares curvos con instrumentación de lima única Waveone (WO) (Dentsply Tulsa Especialidades Dentales, Tulsa, OK) en un movimiento de vaivén y los realizados cuando se utiliza una secuencia de Twisted Files (TFS; SybronEndo, Orange, CA) en un movimiento de rotación continua.

Métodos: Cuarenta conductos mesiales de los molares inferiores fueron asignados de manera uniforme en 2 grupos balanceados ($n = 20$) con una longitud de 17 mm de longitud media y 20mm curvatura media. Se accedió a los conductos de una manera convencional y la instrumentación se completó. Los canales fueron instrumentadas de acuerdo con el protocolo del fabricante.

Transporte apical se evaluó en una comparación de micro-tomografía computarizada pre y pos instrumentación con secciones a 1, 2, 3, 4 y 5 mm.

Se realizó un análisis unidireccional de varianza para evaluar si existe una diferencia significativa entre los sistemas.

Resultados: No hubo diferencias significativas ($P > 0.05$) se encontró entre la WO y grupos TF. Transporte en la dirección mesial fue de mayor magnitud que el transporte distal de ambos sistemas de limas.

Dan Zhao y colaboradores¹³, hicieron un estudio mediante microCBCT sobre la preparación de conductos mesiales de molares superiores, evaluando los instrumentos HyFlex CM, K3 y TF.

Micro-Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments.

El objetivo de este estudio fue describir las propiedades de Hyflex CM, Twisted Files (TF), y K3 mediante el uso de la tomografía micro-CBCT en primeros molares superiores. Un total de 36 conductos de la raíz mesiovestibular de los

primeros molares superiores se prepararon con Hyflex CM, TF, o el sistema K3. Micro tomografía computarizada se utilizó para analizar las muestras antes y después de la instrumentación.

Se evaluó el volumen de conducto sin tratar, el volumen de la dentina eliminada después de la preparación, la cantidad de área no instrumentado, y el transporte en tercio coronal, medio y apical de los conductos.

El sistema TF produjo significativamente menos transporte que el sistema K3 en el tercio apical de los conductos. No se encontraron diferencias significativas entre los instrumentos TF y Hyflex CM relacionados con el transporte apical.

Mateus Silveira y colaboradores¹⁴, publican un estudio sobre la transportación de los conductos radiculares después de su instrumentación mediante un análisis por tomografía computarizada.

Canal Transportation after Root Canal Instrumentation: A Comparative Study with Computed Tomography.

Este estudio in vitro utiliza la tomografía computarizada (TC) para comparar la ocurrencia de transporte de conducto en el tercio apical de los conductos mesiovestibular de los molares superiores instrumentados con 3 técnicas.

Sesenta dientes fueron asignados a 3 grupos, y se instrumentan los conductos radiculares de la siguiente forma (n 20): Grupo 1, la instrumentación manual con limas K; Grupo 2, limas tipo K, acopladas a un sistema oscilatorio accionado por un motor eléctrico; Grupo 3, el sistema rotatorio NiTi ProTaper propulsado por un motor eléctrico.

Para comparar el transporte del conducto, producida por las diferentes técnicas, imágenes por CT pre instrumentación y pos instrumentación se obtuvieron, la raíz se secciono en cortes transversales de la región situada 3 mm corto al foramen apical de cada conducto de la raíz. Las tomografías computarizadas se exportaron al software Adobe Photoshop, y las imágenes inicial y final se superpusieron para detectar las diferencias de la pared del conducto radicular entre ellos.

El transporte del conducto se midió por la distancia entre el centro de canal preparado y el centro del conducto anatómico. La técnica manual produjo menor transporte del conducto (0,10 mm) que la oscilatorio y técnicas rotatorias (0,37 y 0,22 mm, respectivamente); esta diferencia fue estadísticamente significativa (0,021). Todas las técnicas estudiadas producen el transporte del canal.

Ahmed Abdel Rahman Hashem y colaboradores¹⁵, realiza un análisis geométrico de los conductos radiculares conformados con tres instrumentos rotatorios níquel-titanio.

Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems.

El propósito de este estudio fue evaluar y comparar el efecto de 4 sistemas de instrumentación NiTi rotatorios, Revo-S, TF, GT serie X y Pro-Taper, en los cambios volumétricos y el transporte de los conductos radiculares curvos.

Cuarenta conductos mesiovestibulares de los molares inferiores con un ángulo de curvatura que van desde 25° a 40° se dividieron de acuerdo con el instrumento utilizado en la preparación del conducto en 4 grupos de 10 muestras cada uno: grupo RS, TF, GTX, y PT. Los conductos fueron digitalizadas mediante un CBCT i-CAT.

El sistema TF mostró capacidad de conformación superior en conductos curvos. Revo-S y GTX fueron mejores que ProTaper respecto tanto el transporte del canal y capacidad del centrado.

Marco Teórico.

La endodoncia se define como el área de la odontología que estudia la morfología de la cavidad pulpar, fisiología y patología de la pulpa dental, así como la prevención y tratamiento de las alteraciones pulpares y de sus repercusiones sobre los tejidos periapicales¹.

La conformación de los conductos radiculares sigue siendo uno de los procedimientos más importantes en el tratamiento de endodoncia^{16,17}. Al contrario de la mayoría de los conductos radiculares curvos, instrumentos de endodoncia se hacen a partir de piezas metálicas rectas. Tienen una tendencia de enderezar el conducto radicular durante la preparación y con frecuencia resultan en errores de procedimiento, como escalones, zipping y transporte¹⁸.

Durante la terapia endodóntica se utilizan distintos tipos de instrumentos como limas manuales de acero inoxidable, limas manuales de NiTi e instrumentos rotatorios, con el fin de preparar y conformar el canal radicular para su posterior obturación.

El Nitinol (NiTi), fue descubierto por casualidad por Buehler & Wang en 1963 mientras buscaban una aleación no magnética, resistente al agua y a la sal, para uso naval¹⁹. Sin embargo, no es hasta 1988 que Walia y cols. describen por primera vez el uso de aleaciones de NiTi en endodoncia, tras utilizar alambre ortodóncico de Nitinol para fabricar limas manuales del número 15, las cuales mostraban 2-3 veces mayor flexibilidad elástica a la flexión y torsión y una resistencia superior a la fractura torsional cuando se las comparaba con instrumentos similares de acero inoxidable²⁰. Esta aleación, constituida convencionalmente de un 56% de Níquel y un 44% de Titanio, forma parte de las llamadas aleaciones con memoria de forma y surge ante la rigidez de los instrumentos de acero inoxidable; de esta manera se intenta mejorar la instrumentación de conductos curvos y minimizar el transporte apical^{21,22}. Las limas de NiTi están fabricadas de un material cuyo comportamiento mecánico está determinado por la proporción y las características de sus fases

microestructurales, (Figura 1). Lo que hace que tenga un comportamiento no lineal^{23,24}. Si lo representásemos en una gráfica, la curva resultante podría dividirse en tres partes o fases; la primera parte sería lineal, en la cual la aleación está en una fase cristalina estable (austenítica), la segunda parte también sería lineal pero casi plana, sin cambios, durante la cual el material estaría en una transición de fase austenítica a martensítica, llamada por diferentes autores fase R o premartensítica^{22,23,24} y una tercera parte extremadamente no lineal, en la cual la aleación estaría en fase martensítica²⁴. Las características y proporciones relativas de cada una de ellas determinarán las propiedades mecánicas del metal¹³.

Respecto a la temperatura, podemos definir la estructura martensítica como la fase de baja temperatura, con una estructura monoclinica B19, y la estructura austenítica como la fase madre o de alta temperatura, que presenta una estructura cristalina cúbica B2^{21,25}. Cuando el NiTi de estructura martensítica se calienta, empieza a cambiar a estructura austenítica. A la temperatura a la cual este fenómeno comienza, se le conoce como temperatura de inicio de transformación de la austenita (As) y a la temperatura a la cual se termina, temperatura final de transformación de la austenita (Af). Cuando se alcanza o se está por encima de dicha temperatura, el material completa su transformación de memoria de forma y muestra sus características de superelasticidad^{26,27}.

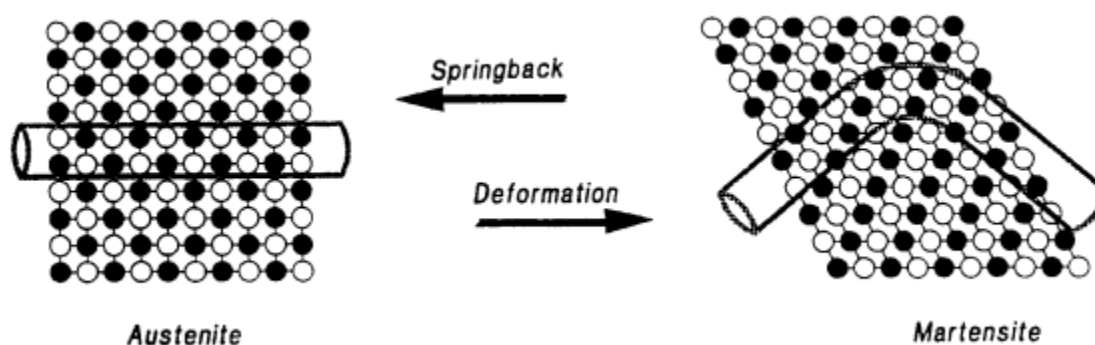


Figura 1. Fases Cristalográficas del NiTi

Del mismo modo, cuando el NiTi en estructura austenítica se enfría, empieza a cambiar a martensita. La temperatura a la cual comienza este fenómeno es

denominada temperatura de inicio de transformación de la martensita (M_s), mientras que la temperatura a la cual termina es la temperatura final de transformación de la martensita (M_f)^{21,26}. Este fenómeno provoca un cambio en las propiedades físicas de la aleación y da lugar a la característica de memoria de forma. Durante esta transformación, la forma macroscópica de la martensita prácticamente no cambia hasta que se aplica una fuerza externa. En ese momento la forma hexagonal de la martensita será fácilmente deformada por medio de un proceso conocido como detwined martensite o martensita reordenada, obteniéndose así la transformación total de la martensita²⁷ que según diferentes autores, se convertirá de nuevo en austenita con sólo eliminar esa carga^{28,29}. (Figura 2).

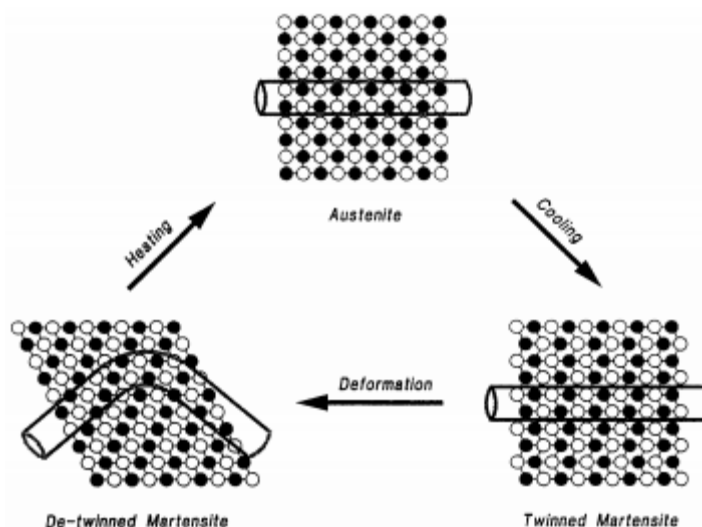


Figura 2. Fases del NiTi, determinadas por presión y temperatura.

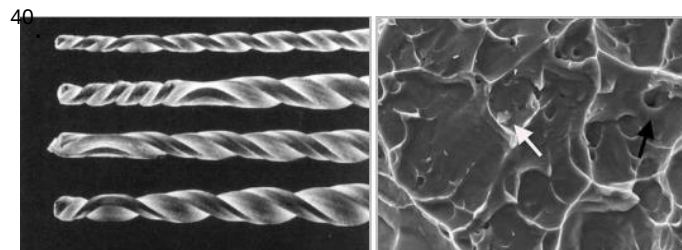
La temperatura de transformación influirá en las propiedades mecánicas y el comportamiento del NiTi, el cual puede ser alterado por pequeños cambios en la composición, impurezas y tratamientos térmicos durante el proceso de fabricación^{22,25,30,31}.

Hoy día, las limas rotatorias de NiTi son el de elección para instrumentar los conductos radiculares, pues su alta flexibilidad y capacidad de corte permiten hacer preparaciones centradas más rápidamente, lo cual preserva más estructura

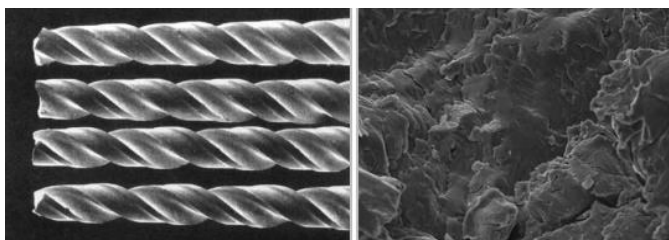
dentaria y limita el transporte apical^{30,32,33}. Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición original y no requiere un curvado previo a la instrumentación como con las limas de acero inoxidable³². Sin embargo, su principal inconveniente es que tienden a romperse inesperadamente³⁴.

- Separación de Instrumento

Numerosos estudios avalan que la fractura de instrumentos rotatorios de NiTi puede ocurrir por dos causas: fractura por torsión y fractura por fatiga cíclica^{30, 34, 35, 36, 37}. En el año 2000, Sattapan y cols., definieron ambos conceptos. La fractura por torsión sería aquella que ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento está bloqueada en el conducto mientras el mango continúa rotando, se excede el límite elástico del metal y se produce una deformación plástica previa a la fractura, (Figura 3 y 4). Por su parte la fractura causada por fatiga ocurriría en el punto de máxima curvatura, donde el instrumento se curva hasta que se fractura en el punto de máxima flexión. En este tipo de fractura, el instrumento rota con libertad dentro de un conducto curvo³⁷. Sin embargo, otros autores como Pruett o Plotino, definen la fractura por fatiga cíclica como resultado de la alternancia de ciclos de tensión-compresión, los cuales son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota dentro de un conducto curvo^{38,39}. Este tipo de fractura ocurre de forma inesperada sin signos de deformación plástica previa^{34, 36,}



Figuras 3.
Deformación plástica, solo visible ante la fatiga torsional.



Figuras 4.
Sin deformación plástica, fatiga cíclica.

Es bien sabido que los instrumentos dentro de conductos curvos sufren estrés, pues la mitad del instrumento está en tensión (en la parte externa de la curva) mientras que la otra mitad está en compresión (en la parte interna de la curva); así mismo cada rotación dentro de un conducto curvo hace que el instrumento se someta a un ciclo completo de tensión-compresión^{30, 40, 41}, incrementando su fatiga cíclica con el tiempo, lo que da lugar a una acumulación de cambios microestructurales que provocarán la fractura inesperada del instrumento⁴². Según Parashos y cols., la incidencia de la fractura de limas es aproximadamente de un 5%; debidas a fatiga cíclica un 70% de las mismas y a fallo torsional el 30% restante⁴³.

Clínicamente, la fatiga cíclica parece ser más prevalente en conductos curvos, mientras que el fallo por torsión puede ocurrir también en conductos rectos. Aunque en la práctica clínica probablemente los dos tipos de fallo ocurran simultáneamente, la mayoría de estudios que simulan la fractura de limas Ni-Ti, representan los test de fatiga cíclica y fallo torsional de manera independiente⁴⁴. Para evitar la separación indeseable de los instrumentos rotatorios, algunos clínicos eligen descartar las limas rotatorias de NiTi después de un único uso. Aunque es una alternativa segura, los sistemas de limas rotatorias son caros y la incidencia de que esto suceda es realmente baja (según un estudio retrospectivo de Iqbal y cols., sería del 1,67%), de ahí que clínicamente no sea una solución práctica utilizar las limas una única vez^{45,46}. Por ello, a pesar de que existen muchos factores que pueden influir en la resistencia de las limas a la fatiga cíclica, como son el diseño de la lima, sección transversal, la velocidad de trabajo, el radio y ángulo de curvatura del conducto simulado en los test de fatiga cíclica, el tratamiento de las superficies del metal, los tratamientos térmicos adicionales y el efecto de la solución irrigadora, entre otros, los últimos avances van encaminados a mejorar los procesos de fabricación y a utilizar aleaciones con propiedades mecánicas superiores a las convencionalmente utilizadas^{38,41,45, 47}.

La sección transversal, numerosos estudios avalan su influencia en la resistencia a la fatiga cíclica, ya que determinan directamente las propiedades 10 mecánicas

de las limas⁴⁸. Así, en un estudio de Grande y cols., en el que comparaban la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos Protaper con Mtwo, (Figura 5), mismo tamaño y conicidad, observaron que, a mayor masa del instrumento (representada por el diseño de su sección transversal) en el punto de máxima curvatura, menor era la resistencia a la fatiga cíclica (menor número de ciclos soportaba antes de romperse)⁴⁹. Del mismo modo, Berutti y cols. Consideran que cuanto mayor sea el área de sección transversal que tenga una lima, más masa tendrá y por tanto menos elástica y menos resistente a fatiga cíclica será²⁴. La masa del instrumento viene determinada por la geometría de su sección transversal⁴⁹; una sección con un diseño de triángulo convexo, como es el caso de las limas Protaper, tendrá una mayor masa y más superficie de contacto con las paredes de un conducto que una sección transversal en “S itálica”, como es el caso de limas Mtwo, que presenta menos masa y menor superficie de contacto.

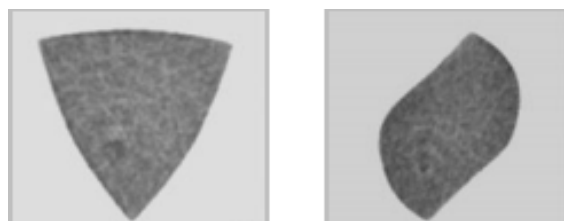


Figura 5. Sección transversal instrumentos Protaper U. y Mtwo

Por otra parte, ya en 1997 Pruett y cols. Observaron que los instrumentos con diámetros mayores sucumbían a la fatiga cíclica antes que aquellos de diámetro menor⁴⁰. De hecho, en estudios posteriores se concluye que existe mayor riesgo de fractura por fatiga cíclica en instrumentos de mayor conicidad utilizados en conductos curvos y que, por tanto la resistencia a la fatiga disminuye a medida que aumenta la conicidad de la lima en el punto de máxima curvatura^{32, 49}. Esto se debe a que estas limas acumulan mayor estrés interno cuando se curvan para adaptarse a la curvatura del conducto^{32, 50}.

No obstante, según Parashos & Messer, un incremento en el diámetro del instrumento y por tanto en su sección transversal pueden contribuir a incrementar la resistencia a la fractura por torsión⁵¹.

- Tipos de Aleaciones NiTi.

La introducción del Nitinol ha sido una de las mayores innovaciones en el campo de la endodoncia. Desde la aleación convencional o Nitinol hasta la actual aleación CM-Wire se han conseguido grandes mejoras en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi con modificaciones sutiles en la proporción de los dos elementos y/o mediante tratamientos térmicos²³. Menor será la resistencia de la lima a la fatiga cíclica. Las primeras limas que se introdujeron, allá por los años 90, estaban fabricadas de la forma más pura de Nitinol comercializada, Nitinol SE508 y fueron las limas Profile^{40, 52}. El alambre puro se sometía a templado frío (Figura 6), para obtener el diámetro correcto de la sección transversal y después pasaba por termociclado bajo presión. Seguidamente, con el alambre aún virgen, se fabricaba el instrumento rotatorio mediante un proceso de fresado (también denominado grinding)⁵².



Figura 6. Alambre de NiTi antes del fresado, “grinding”.

Obtenida de un artículo del Dr. Yahata sobre el efecto del tratamiento térmico en las temperaturas de transformación de los instrumentos de NiTi²⁵. Esta aleación convencional contiene un porcentaje de Níquel aproximado del 54,5- 57%, según autores^{52, 53}. Con este tipo de aleación también se han fabricado limas Protaper, K3, RaCe, GT y Flexmaster entre otras.

En el año 2007, se introduce la aleación M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities), una variante de la aleación Nitinol SE508, sometida a un proceso de tratamiento propio, el cual comprende la elaboración del alambre en bruto bajo una tensión específica y unos tratamientos térmicos a diferentes temperaturas, dando como resultado un material que incluye una parte tanto en fase martensítica como fase R premartensítica manteniendo su estado pseudoelástico^{30, 36, 52}. Las

limas desarrolladas con este tipo de aleación son Profile GT Series X, Profile Vortex, cuyos fabricantes defienden una mayor flexibilidad y un aumento de la resistencia a fatiga cíclica frente a las limas de NiTi convencional ²³. A este respecto, un estudio de Gambarini y cols., mostró que no había diferencias en la resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire GT series X con limas K3 (de NiTi convencional), aunque sí con las limas Profile y EndoSequence (también fabricadas de NiTi convencional) ⁵³. Sin embargo, otros estudios sí muestran una mayor resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire ^{43,46}. Poco después, en 2008, SybronEndo desarrolla un nuevo proceso de fabricación con el que aparecen los instrumentos rotatorios TF (Twisted File). Estas limas se crean mediante una transformación de estructura de un alambre de NiTi puro en fase austenita a fase R (estructura intermedia entre austenita y martensita, de forma romboidal) mediante un proceso térmico de calentamiento y enfriamiento, lo cual ocurre dentro de un rango de temperatura muy estrecho ^{23,54,55}.

En fase R, el NiTi no puede ser fresado pero sí enrollado o trenzado (twisted), por lo se somete a este proceso junto a una serie de ciclos repetidos de calentamiento y enfriamiento para mantener su nueva forma (R-fase twisted) y volver otra vez a la estructura austenítica ^{29,54,56}. En fase R la aleación muestra sus características de superelasticidad y memoria de forma, por lo que una lima fabricada de esta aleación debería ser más flexible que las limas existentes hasta ese momento ^{29,54}.

Por último, en 2010 se desarrolla la aleación CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN) ²¹. Las limas con esta aleación han sido fabricadas usando un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, haciéndolas extremadamente flexibles sin la memoria de forma de otras limas de NiTi ^{23, 57}. En este sentido, en un estudio realizado por Shen y cols., observaron que los instrumentos de CM-Wire eran 300% - 800% más resistentes a la fatiga cíclica que instrumentos hechos de NiTi convencional con el mismo diseño ⁵⁸. De los diferentes tipos de limas fabricadas con esta aleación, Typhoon CM, Navy CM, Hyflex CM (Figura7) entre otras.



Figura 7. Instrumento HyFlex CM

Las limas Hyflex® CM (Coltene/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH) fueron comercializadas en 2011, exhibiendo un porcentaje de Níquel (52% en peso) inferior al de las aleaciones de NiTi convencional (54,5-57%)^{47, 53}. Estas limas se fabrican utilizando un proceso único que controla la memoria del material, haciéndolas extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de otras limas, lo cual les permite seguir la anatomía de los conductos muy de cerca y curvarse fácilmente incluso cuando tengan una gran conicidad disminuyendo el riesgo de transporte apical, escalones y/ perforaciones^{32,59}. Por otra parte, sólo se sabe que están sometidas a un tratamiento térmico especial después del proceso de fresado (o grinding), pues no se ha revelado información sobre la temperatura, el tiempo ni la modalidad de dicho tratamiento²⁷. Un estudio previo de Shen y cols., donde utilizan calorimetría diferencial de barrido (más conocido como differential scanning calorimetry o DSC), revela que los tratamientos térmicos contribuyen a aumentar las temperaturas de transformación de la austenita de los instrumentos y que las limas de CM-Wire, entre ellas las limas Hyflex® CM, tienen cambios significativos en el comportamiento de la fase de transformación, comparado con instrumentos de NiTi convencional⁵⁶. Del mismo modo, los tratamientos térmicos de la aleación pueden inducir cambios en el porcentaje de fases de su estructura cristalina, lo que llevaría a mejorar sus propiedades mecánicas o a mostrar más deformación plástica antes de fracturarse³⁶. De manera que la mejora podría ser atribuida a un incremento en la proporción de estructura martensítica (que se sabe que es más flexible que la austenítica) dentro

del material, como resultado del tratamiento térmico ³⁶. Además, otra ventaja que asegura el fabricante es que estos instrumentos son 300% más resistentes a fatiga cíclica que los existentes así como la posibilidad de ser reutilizadas con la misma resistencia, pues ésta y la forma de las limas con las hojas de corte enderezadas pueden ser restauradas durante los ciclos de autoclave ⁶⁰ (Figura 8).

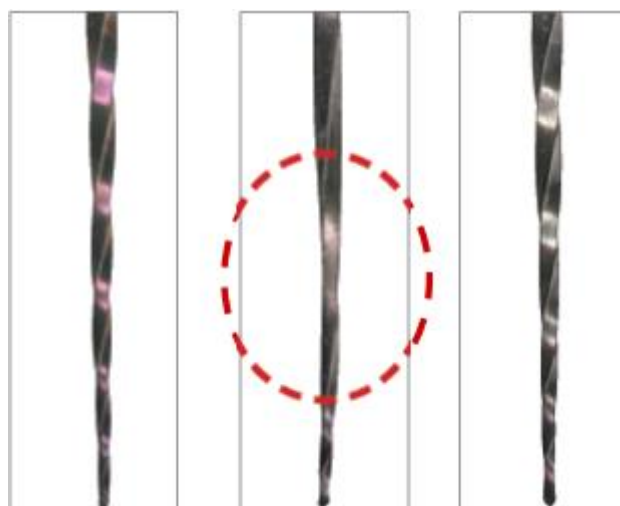


Figura 8. Hyflex CM, antes de usar, después de usar y después de esterilizar.

Según Peters y cols., los instrumentos en fase martensítica pueden ser fácilmente deformables y recuperarán su forma original cuando sean calentados más allá de las temperaturas de transformación, lo que sería la base metalúrgica para la recuperación de la forma durante la esterilización²⁸.

Las temperaturas de transición de las diferentes aleaciones, esto es, las temperaturas a las cuales la estructura cristalina cambia de austenita a martensita o viceversa, son el principal determinante de la resistencia a la fatiga cíclica ²³. En este sentido, Brantley y cols. en el año 2002, determinaron que la temperatura final de la austenita (Af) en los instrumentos de NiTi convencional estaba próxima a los 25°C a temperatura ambiente ⁵⁹, mientras que Alexandrou y cols., mediante la calorimetría de barrido determinaron que ésta era de 34°C ⁶⁰. Sin embargo, con las nuevas aleaciones MWire y CM-Wire, esas temperaturas de transición han aumentado hasta los 50°C-55°C respectivamente, lo que sugiere que las limas de NiTi convencional tienen una estructura austenítica a temperatura ambiente (y por

tanto durante su uso clínico), mientras que las limas con procesamiento térmico (de M-wire y CM-wire) principalmente estarán en fase martensítica (dúctiles, elásticas y fácilmente deformables) ^{56, 61, 62}. Además, el estrés que se requiere para la reorientación martensítica de CM-Wire es mucho menor (unos 128-251 MPa) que el necesario para el NiTi convencional (490-582 MPa) ⁶¹ y, ante la presencia de cracks en la superficie, las estructuras austeníticas hacen que se propaguen mucho más rápido que las estructuras de martensita (CM-Wire) ²⁹. Por todo ello, la aleación CM-Wire, es más flexible y resistente a fatiga cíclica que la aleación de NiTi convencional²³.

- Método de Fabricación

En cuanto al método de fabricación, repasando la literatura científica se observa que ha habido una importante evolución en este ámbito; existen limas fabricadas con los métodos más convencionales, tipo grinding (o fresado), hasta aquellas fabricadas con tratamientos térmicos combinados ^{28, 63}. Dentro de las primeras, existen entre otras, las limas Protaper, Profile, K3 y Flexmaster, en las que al microscopio electrónico se han observado hendiduras en su superficie así como rugosidades antes y después de varios ciclos de autoclave; estos defectos de superficie tienden a ser zonas de inicio de microcracks, los cuales pueden propagarse durante los ciclos de tensión-compresión dando lugar a la fractura del instrumento ⁶³. Para eliminar las irregularidades y el estrés residual que genera el grinding surgió el electropulido. Este método es aplicado tras el proceso de grinding para eliminar la capa externa del metal, dejando la superficie libre de contaminantes, microcracks y estrés residual inducido durante el proceso. Se utiliza en limas RaCe y Endosequence entre otras, y consiste en introducir el metal en una solución altamente iónica en la que se pasa una corriente eléctrica para llevar a cabo una remoción electroquímica controlada. Sin embargo, el efecto de este electropulido en la resistencia a la fatiga cíclica todavía es controvertido ^{62, 64}. Ejemplo de ello es un estudio de Oh y cols., en el que comparan limas RaCe con

TF (Figura 9) y observan que, a pesar de que las primeras muestran una superficie prácticamente libre de defectos superficiales, los mejores resultados en la resistencia a fatiga cíclica son los de las limas TF ⁶².

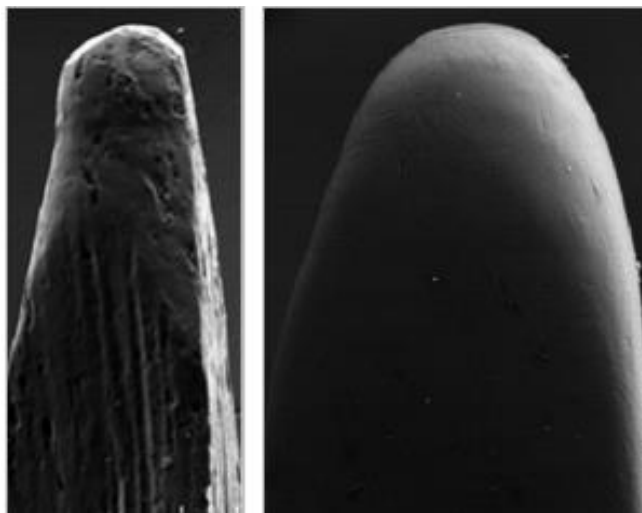


Figura 9. Superficie de instrumentos TF y RaCe mediante microscopio electrónico de barrido.

Estas limas TF son las desarrolladas mediante el proceso de fabricación explicado junto a la aleación R-fase, esto es, la combinación de twisting (o trenzado) en combinación con el tratamiento térmico de R-fase. Este método se creó para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad de las limas y según la literatura revisada así es, pues además de lo comentado en líneas superiores, optimiza la estructura del metal y elimina la formación de microcracks, haciendo las limas aún más duraderas ^{55,62}. De ahí que este proceso térmico pudiera ser un factor importante en los resultados del estudio de Oh y cols. Anteriormente mencionado. La tecnología M-wire fue una de las primeras en las que se trató térmicamente la aleación de NiTi para su uso en endodoncia y hoy día se sabe que, junto al método de fabricación de las limas TF y el de las limas CM-Wire (anteriormente comentados), se han convertido en los más innovadores métodos de fabricación al centrar las mejoras de las propiedades mecánicas del NiTi en el control de su microestructura (y no en reducir los defectos superficiales), mediante tratamientos térmicos capaces de modificar sus temperaturas de transición, que

son en definitiva, las determinantes de la superelasticidad y memoria de forma de las aleaciones de NiTi, lo cual a su vez condiciona la resistencia a la fatiga cíclica de las limas^{30,23,57}.

Transportación de Conductos Radiculares

El objetivo principal de cualquier preparación del sistema de conductos radiculares es agrandar el espacio del conducto radicular para facilitar la desinfección, ya sea por agentes antibacterianos y una correcta técnica de obturación.

A pesar de los recientes avances en el campo de los instrumentos y dispositivos de endodoncia, la preparación mecánica de un tratamiento de conducto curvado sigue siendo un reto incluso para los más calificados y experimentados. Diferentes errores de preparación, bien descritas pueden resultar durante la conformación de estos conductos radiculares curvos, como la transportación del conducto⁷¹.

La mayoría de los conductos radiculares son curvos⁷², se ha reportado una alta prevalencia de errores de preparación o aberraciones del canal^{73, 74}.

Según el Glosario de Términos de endodoncia de la Asociación Americana de Endodoncia, el transporte del conducto radicular se define de la siguiente manera⁷⁴: "La eliminación de la estructura de pared del conducto en la curva exterior, debido a la tendencia de las limas para restaurar a sí mismos a su forma lineal original durante la preparación del conducto, puede conducir a la formación de escalones y posible perforación".

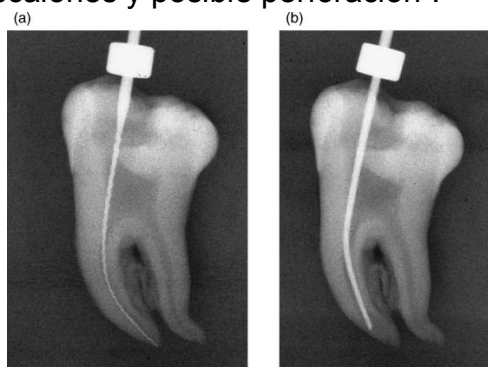


Figura 10. Modificación del conducto debido a la tendencia de enderezarse del instrumento

Independiente de la aleación utilizada, los instrumentos de conducto radicular tienden a enderezarse en el interior del conducto radicular⁷⁶. Debido a las fuerzas

de retroceso, una distribución de la fuerza desigual de los bordes de corte del instrumento en ciertas áreas de contacto a lo largo de la pared de conducto, que conduce a una eliminación de la dentina asimétrica⁷⁷.

En particular, los bordes de corte se presionan contra el lado exterior del conducto curvo (convexidad) en el tercio apical y contra el lado interior en el tercio coronal y medio (concavidad) (Figura 11). Como resultado, las áreas de los conductos apicales tienden a ser más sobre conformados hacia la convexidad del conducto, mientras más coronal mayores cantidades de dentina se eliminarán en la concavidad, lo que lleva al transporte del conducto o de enderezamiento de diversos grados⁷⁷.



Figura 11. Zonas sobreinstrumentadas y no instrumentadas (rojo).

Resultados indeseables en preparaciones apicales, han sido descritos como resultado de transporte del conducto radicular:

- **El daño a los foramen apical** - Desviación de la curvatura original del conducto radicular o el desplazamiento de la longitud axial original de la conducto pueden resultar en una pérdida de un tope apical⁷⁶. Como

consecuencia, los tejidos periapicales se puede irritar por los escombros extruido, irrigantes, o materiales de relleno.

- **Zip** – Un conducto radicular transportado con sobrepreparación de la cara exterior de la curvatura, adopta una forma elíptica en el punto extremo apical. Términos similares que describen la forma de un comprimido en la parte apical del conducto radicular o un un 'reloj de arena'⁷¹.
- **Codo** - porción estrecha del conducto radicular entre la eliminación de material excesiva a lo largo de la cara exterior en la apical y la ampliación por encima de la cara interna de la curvatura más coronal, que normalmente se localiza en el punto de máxima curvatura. Los resultados son insuficiente preparación en forma cónica, puede poner en peligro la limpieza adecuada y obturación de la parte apical del conducto radicular⁷¹, (Figura 12).



Figura 12. Falsa constricción.

- **Perforación** - Una perforación de la parte apical del conducto radicular puede resultar cuando se utilizan instrumentos con puntas activas en un movimiento de trabajo rotativo^{73, 74} y representan una comunicación entre el espacio del conducto radicular y la superficie externa de la raíz, causando irritación de los tejidos perirradiculares, (Figura 13).



Figura 13. Perforación apical debido a instrumento con punta activa y formación de escalón previo.

- **Escalón** - Una saliente está situado al principio o el lado exterior de la curvatura como una plataforma⁷⁴ cuando la longitud de trabajo ya no se puede llegar y el camino original del canal de la raíz se ha desviado, (Figura14).



Figura 14. Formación de escalón, zona apical sin instrumentar.

Los siguientes aspectos están asociados al transporte del conducto radicular:

- Diseño insuficiente de cavidades de acceso, ya que esto conduce a un guiado incorrecto de los instrumentos por las paredes de la cavidad con una pérdida de control de los instrumentos durante la preparación del canal radicular⁷⁸.
- Aleación (de acero inoxidable frente de níquel-titanio) y las características de diseño (diseño transversal, número de estrías, y ángulo de corte) de instrumentos del conducto radicular⁷⁶.
- El uso de instrumentos con puntas activas.
- Uso de instrumentos inflexibles con calibres superiores al # 20 en los conductos radiculares muy curvos⁷⁹.
- Forzar el instrumento en el conducto radicular⁷⁸.
- Irrigación insuficiente durante la ampliación mecánica⁷⁸.
- Grado de curvatura del canal y el radio de la curvatura, (Figura 15).

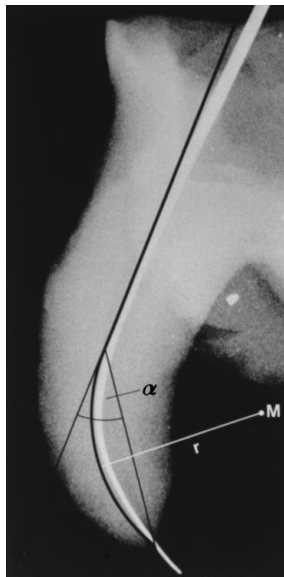


Figura 15. Entre menor sea el radio de curvatura mayor será el estrés en el instrumento.

Las consecuencias clínicas de transporte del conducto radicular: una limpieza insuficiente.

Un problema clínico consecutivo de transporte del canal es que una parte del canal de la raíz original permanecerá sin preparación y con ello limpiado insuficientemente⁷⁴, (Figura 16).

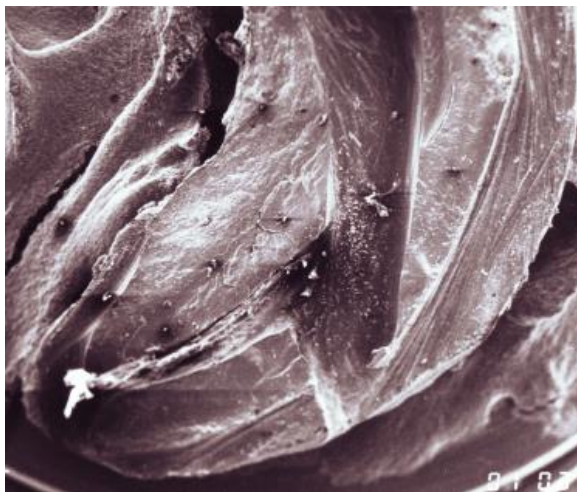


Figura 16. Falta de conformación del conducto debido a su modificación.

El análisis de secciones transversales indica que generalmente 60- 80% de los contornos del conducto radicular fueron tocados por los instrumentos de conducto radicular durante el procedimiento de instrumentación⁸⁰. Esto está de acuerdo con los resultados obtenidos a partir de secciones longitudinales que muestra que ni la técnica de instrumentación fue totalmente eficaz en la limpieza de todo el espacio del conducto radicular⁸¹.

Se hace evidente que, cuando se trata de un conducto radicular con dentina infectada en necrosis pulpaes, el transporte puede aumentar aún más la cantidad de desechos infectados residual en la porción no instrumentado del conducto radicular, (Figura 17).

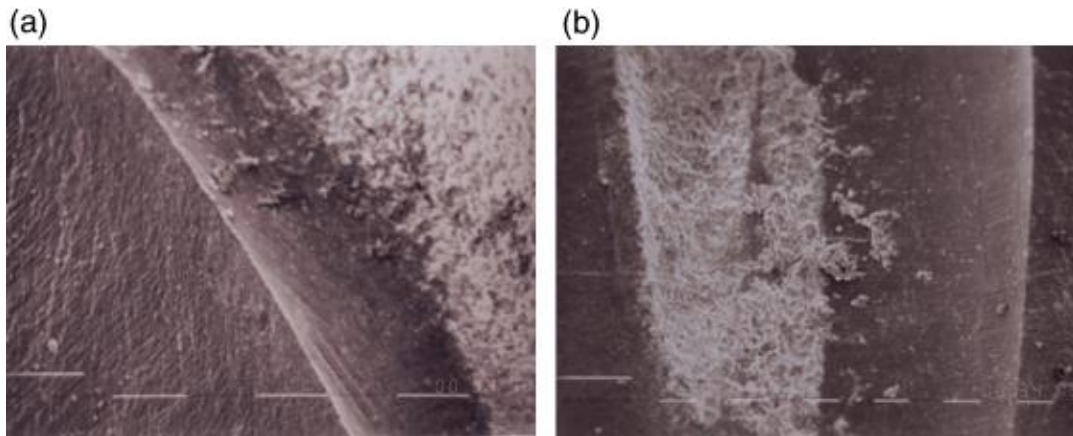


Figura 17. Zonas de la pared del conducto no instrumentadas.

Las consecuencias clínicas del transporte del conducto radicular: Sobre Conformación

En conductos curvos, la pared exterior (convexa) de la parte apical puede ser sobre instrumentada y la dentina saludable se puede retirar de forma innecesaria.

Esto puede resultar en perforaciones laterales y, debido a la eliminación innecesaria de la dentina sana y en el debilitamiento de toda la raíz⁷³.

La transportación de conductos es un problema inherente cuando se amplía conductos radiculares curvos, con independencia de la técnica de instrumentación o el tipo de instrumento. En principio, el transporte del conducto puede dar lugar a:

- Conductos radiculares limpiados inadecuadamente, que albergan los residuos y microorganismos residuales.
- Sobreconformación de dentina sana con el posible resultado de una menor resistencia a la fractura.

- Destrucción de la integridad de la raíz, es decir, una perforación apical.

No hay evidencia que la incidencia de transportación del conducto se evite a través de instrumentos de níquel-titanio. Por lo que los estudios sobre la transportación de conductos van enfocados a que sistema de instrumentación es el que transporta menos el conducto⁸¹.

Hipótesis.

- CM HyFlex, es el instrumento que transporta menos el conducto en comparación a TF Adaptive y K3XF.
- TF Adaptive, es el instrumento que transporta menos el conducto en comparación a CM HyFlex y K3XF.
- K3XF, es el instrumento que transporta menos el conducto en comparación a CM HyFlex y TF Adaptive.
- CM HyFlex, TF Adaptive y K3XF, son instrumentos que transportan el conducto por igual.

Objetivo General.

Comparar el grado de transportación del conducto radicular instrumentado con tres diferentes sistemas rotatorios de níquel titanio, HyFlex CM, TF Adaptive y K3XF.

Objetivos Específicos.

- Obtener la angulación de los conductos mesiales mediante la técnica de S. W. Schneider.
- Realizar una tomografía pre-instrumentación.
- Instrumentar los conductos de la raíz mesial.
- Tomar una tomografía post-instrumentación.

Variable dependiente: conductos instrumentados.

Variable independiente: Sistema HyFlex CM, Sistema TF Adaptive y Sistema K3XF.

Tipo de Estudio: transversal, comparativo y experimental.

Universo de Estudio: 45 conductos mesiales de raíces mesiales de primeros molares inferiores.

Criterios de Inclusión: conductos mesiales de raíces de primeros molares con curvatura de 25 a 40°, con ápice maduro, sin reabsorción y sin fracturas.

Criterios de exclusión: conductos mesiales que se unen en diferentes tercios de la raíz, conductos con obliteración, presencia de cálculos, tratamiento endodóntico previo, raíces con ápices abiertos.

Criterios de Eliminación: un conducto fue descartado al separarse una lima rotatoria.

Materiales y Métodos.-

- **Conductos mesiales de primeros molares inferiores.**
- **Material de impresión para laboratorio** (Zetalabor, Zhermack, Italy).
- **CBCT VATECH System Co. Ltd.**
- **Software Ez3D Plus 3D Ver. 1.2.6.6.**
- **Elements Motor** (Sybron Endo, CA).
- **Limas K3XF** (SybronEndo, Orange, CA), **TF Adaptive** (SybronEndo, Orange, CA) y **HyFlex CM** (Coltène/Whaledent Inc.).
- **Lima tipo K manuales** Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).
- **Hipoclorito de sodio al 5.25%.**
- **EDTA al 17%** (Sybron Endo, CA).
- **Punta irrigadora endoeze** (Ultradent, South Jordan, UT.).
- **Jeringa hipodérmica.**
- **Fresa de bola #4.**
- **Fresa endo-z** (Dentsply Maillefer).
- **Explorador dg-16** (Hu Friedy, Chicago, IL).
- **Regla milimétrica** (Miltex, York, PA).

Metodología.

Se usaron tres sistemas rotatorios NiTi: K3XF (SybronEndo, Orange, CA), TF Adaptive (SybronEndo, Orange, CA) y HyFlex CM (Coltène/Whaledent Inc.), para instrumentar los conductos radiculares de las raíces mesiales de primeros molares inferiores, los cuales fueron seleccionados dependiendo su angulación, que no se unan antes del tercio apical y no tengan otra característica que interfiera con el tratamiento. El método para conocer la angulación fue mediante la técnica de Schneider ⁶⁵ (Figura 18), la cual usa dos ejes que hacen intersección en la curvatura de la raíz, dando como resultado el ángulo que presenta dicha raíz.

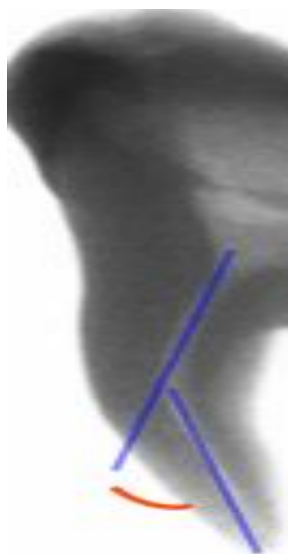


Figura 18. Técnica de Schneider

Se hicieron tres grupos de 15 conductos, asignando uno a cada sistema rotatorio que instrumentara dichos conductos. Las raíces fueron scaneadas mediante una tomografía computarizada antes de realizar la instrumentación. Se utilizó el tomógrafo computarizado VATECH System Co. Ltd y el software Ez3D Plus 3D Ver. 1.2.6.6

Los cortes fueron 3, el primero, 3mm de la entrada del conducto, el segundo a 3mm del ápice radicular y un tercero realizado entre los dos cortes, (Figura 19).



Figura 19. Cortes transversales en los tres tercios de los 45 conductos antes de instrumentar.

Se determinó la longitud de trabajo sobrepasando una lima tipo K #10 del ápice radicular, se colocó a longitud de trabajo y se le resto un milímetro. Se continuó con instrumentación manual hasta una lima tipo K #25. En el Grupo 1, se utilizó TF Adaptive, instrumentando el tercio coronal y medio de la raíz a un calibre 25.08 seguidamente de un calibre 25.06 a longitud de trabajo, (Figura 20). En el Grupo 2, se utilizó CM HyFlex, instrumentando a un calibre 25.08 el tercio coronal y medio de la raíz, después se instrumentó 25.06 a longitud de trabajo, (Figura 21). El Grupo 3, se usó K3XF, instrumentando a 25.08 el tercio coranal y medio de la raíz, a longitud de trabajo se usó un calibre 25.06, (Figura 22).



Figura 20. HyFlexCM



Figura 21. TF Adaptive



Figura 22. K3XF

Para todos los grupos, se irriego con 3 ml de NaOCl al 5,25% mediante el uso de una punta irrigadora Endo-Eze (Ultradent, South Jordan, UT). La permeabilidad del canal se comprobó mediante una lima tipo K #10 a longitud de trabajo. Este protocolo se repitió hasta que se alcanzó la longitud de trabajo. Cuando se completó la instrumentación del conducto radicular, 1 ml de EDTA Smear Clear (Sybron Endo, CA) se aplicó durante 1 minuto, y se hizo una irrigación final con 3 ml de NaOCl al 5.25%. Todos los conductos fueron instrumentados con el mismo operador a longitud de trabajo con un calibre 25.08 para los tercios coronal y medio de la raíz y 25.06 para el tercio apical. Cada instrumento se utilizó en 3

conductos y se descartó, correspondiente al número aproximado de canales de la raíz en un molar.

Se tomó una nueva tomografía a los tres grupos instrumentados (Figura 23), para conocer con exactitud el aumento del diámetro del conducto antes y después de la instrumentación.

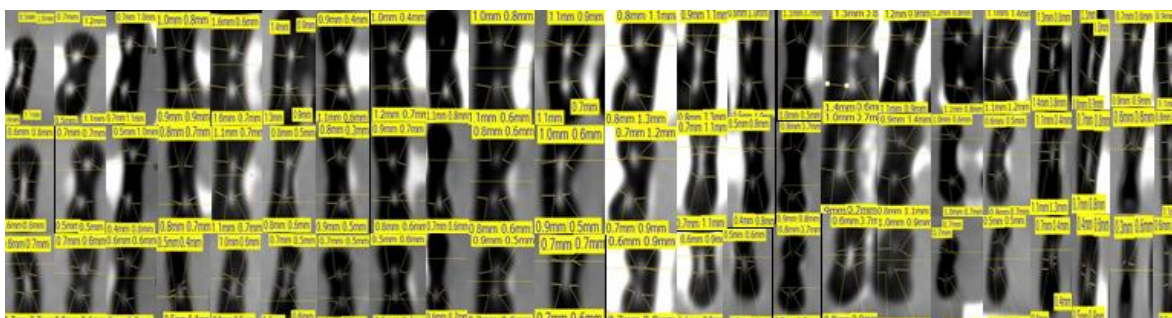


Figura 23. Cortes transversales en los tres tercios de los 45 conductos después de instrumentar.

Se utilizó una técnica desarrollada por Gambill et al ⁵⁸. La cantidad de transporte del canal se determinara midiendo la distancia más corta desde el borde de conducto no instrumentado a la periferia de la raíz (mesial y distal) y luego comparar esto con las mismas medidas obtenidas a partir de las imágenes instrumentados. $[(a1 - a2) - (b1-b2)]$

Donde el resultado “0” indica que no hubo transportación y un resultado diferente indica que si lo hubo.

Resultados y Análisis Estadístico

HyFlex CM

Tercio Coronal

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.7-1.1	0.7-1.1	0.9-1.2	0.7-1.2	0.8-1.1	0.7-1.2	1.3-1.0	1.1-1.2	1.5-0.6	1.5-1.0	1.4-0.8	1.3-0.7	1.1-0.4	1.4-0.6	1.3-0.6
POS	0.5-1.0	0.6-1.1	0.7-1.2	0.5-1.1	0.7-1.0	0.7-1.1	1.0-0.8	0.9-0.9	1.3-0.6	1.5-0.7	1.2-0.8	1.2-0.7	0.9-0.4	1.1-0.6	1.0-0.4
R	0.1	0.1	0.2	0.1	0	0.1	0.1	0.2	0.1	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.1

Tercio Cervical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.7-0.9	0.6-0.8	0.8-0.9	0.4-0.8	0.5-0.8	0.5-1.0	0.8-0.7	0.8-0.8	1.2-0.7	1.4-0.7	1.0-0.5	1.0-0.4	1.1-0.4	0.9-0.4	0.8-0.8
POS	0.5-0.8	0.5-0.7	0.7-0.7	0.4-0.5	0.5-0.7	0.4-0.8	0.8-0.7	0-0.7	1.1-0.7	1.1-0.7	0.8-0.5	0.8-0.4	0.8-0.3	0.9-0.4	0.8-0.7
R	0.1	0	0.1	0.3	0.1	0.1	0	0.1	0.1	0.3	0	0.2	0.2	0	0.1

Tercio Apical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.5-0.7	0.6-0.6	0.5-0.5	0.5-0.5	0.5-0.7	0.6-0.8	1.0-0.6	0.7-0.4	1.2-0.5	1.0-0.6	0.5-0.3	0.5-0.3	0.7-0.5	0.7-0.4	0.5-0.7
POS	0.5-0.6	0.6-0.6	0.5-0.4	0.5-0.4	0.5-0.6	0.5-0.7	0.5-0.4	0.5-0.4	1.0-0.5	0.9-0.5	0.5-0.3	0.5-0.3	0.7-0.5	0.6-0.4	0.5-0.6
R	0.1	0	0.1	0.1	0	0	0.3	0.2	0.2	0	0	0	0	0.3	0.1

PRE: Diámetros Pre instrumentación.

POS: Diámetros Pos instrumentación.

R: Resultado de usar la técnica de Gambill et al

Media o Promedio de Modificación del Conducto, HyFlex CM.-

- 3mm de la Entrada: **0.014 mm**
- 3 mm del Ápice:**0.009 mm**
- Entre ambos Puntos: **0.010 mm**

TF Adaptive

Tercio Coronal

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	1.4-0.6	1.3-0.6	1.4-0.9	1.1-0.9	1.3-0.7	1.1-0.8	1.2-0.5	1.1-0.7	0.9-0.5	0.7-1.2	0.8-1.6	1.0-1.3	0.9-1.3	0.9-1.3	0.7-1.2
POS	1.2-0.6	1.0-0.6	1.1-0.8	1.0-0.8	1.1-0.6	1.1-0.8	1.1-0.7	0.8-0.7	0.8-0.5	0.7-1.1	0.8-1.3	0.6-1.0	0.5-1.1	0.9-0.7	0.5-1.0
R	0.2	0.3	0.2	0	0.1	0	0.1	0.3	0.1	0.1	0.3	0.1	0.2	0.4	0

Tercio Cervical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.9-0.4	0.8-0.8	0.9-0.7	1.1-0.8	1.1-0.7	1.2-0.6	1.2-0.5	1.0-0.7	0.9-0.5	0.6-1.1	0.9-1.4	0.7-1.0	0.6-0.9	0.5-1.0	0.5-1.0
POS	0.8-0.4	0.8-0.7	0.7-0.6	0.8-0.6	0.8-0.6	1.0-0.6	0.9-0.5	0.7-0.7	0.7-0.5	0.6-1.1	0.7-1.1	0.5-0.8	0.4-0.8	0.5-0.7	0.5-0.9
R	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0	0.1	0	0.1	0.3	0.1

Tercio Apical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.7-0.4	0.5-0.7	0.5-0.7	0.6-0.8	0.7-0.7	0.8-0.4	0.8-0.4	0.7-0.7	0.7-0.5	0.6-1.1	0.6-1.1	0.4-0.9	0.5-0.9	0.6-1.1	0.7-0.9
POS	0.5-0.4	0.5-0.4	0.5-0.4	0.6-0.5	0.7-0.6	0.7-0.4	0.7-0.4	0.6-0.7	0.7-0.4	0.6-0.6	0.6-0.9	0.4-0.6	0.5-0.7	0.6-0.7	0.7-0.7
R	0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.5	0.2	0.3	0.2	0.4	0.2

PRE: Diámetros Pre instrumentación.

POS: Diámetros Pos instrumentación.

R: Resultado de usar la técnica de Gambill et al

Media o Promedio de Modificación del Conducto, TF Adaptive

- 3 mm de la Entrada: **0.016 mm**
- 3 mm del Ápice: **0.021 mm**
- Entre ambos Puntos: **0.014 mm**

K3XF

Tercio Coronal

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	1.2-1.0	1.4-1.1	1.5-0.8	1.3-0.8	1.5-1.5	1.5-1.7	1.2-1.8	1.3-1.4	1.1-0.5	1.3-0.9	1.2-1.0	1.1-1.0	1.1-1.0	1.4-0.8	1.3-0.8
POS	1.2-0.8	1.4-0.6	1.2-0.8	1.1-0.8	1.2-0.8	1.1-0.8	1.1-1.4	1.1-1.2	1.1-0.5	1.3-0.8	1.1-1.0	0.8-0.9	0.7-0.8	0.9-0.8	0.9-0.8
R	0.2	0.6	0.3	0.2	0.4	0.5	0.3	0	0	0.1	0.1	0.2	0.2	0.5	0.3

Tercio Cervical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	1.1-0.6	1.2-0.7	1.1-1.2	1.1-1.1	1.1-0.7	1.2-1.1	1.3-0.7	1.3-0.8	0.8-0.4	1.3-0.9	1.1-0.9	0.8-0.6	0.8-0.7	1.1-0.6	1.0-0.8
POS	1.0-0.6	0.9-0.7	0.9-1.2	0.8-1.1	1.0-0.6	1.0-0.7	0.6-0.5	0.8-0.7	0.8-0.4	1.1-0.4	0.7-0.8	0.7-0.6	0.6-0.6	0.6-0.6	0.8-0.6
R	0.1	0.3	0.2	0.3	0	0.2	0.5	0.4	0	0.3	0.3	0.1	0.2	0.5	0

Tercio Apical

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
PRE	0.7-0.7	0.7-0.7	1.1-0.9	0.9-1.1	1.1-0.6	1.0-0.7	0.7-0.8	0.8-0.5	0.7-0.4	0.9-0.9	0.9-1.0	0.6-0.7	0.5-0.6	0.8-0.5	0.6-0.3
POS	0.6-0.6	0.7-0.6	1.0-0.8	0.7-1.1	0.7-0.6	0.7-0.6	0.5-0.5	0.6-0.5	0.7-0.4	0.8-0.4	0.4-0.6	0.5-0.7	0.3-0.6	0.3-0.5	0.4-0.3
R	0	0.1	0	0.2	0.4	0.2	0.1	0.2	0	0.4	0	0.1	0.2	0.5	0.2

PRE: Diámetros Pre instrumentación.

POS: Diámetros Pos instrumentación.

R: Resultado de usar la técnica de Gambill et al

Media o Promedio de Modificación del Conducto, K3XF.-

- 3 mm de la Entrada: **0.026 mm**
- 3 mm del Ápice: **0.017 mm**
- Entre ambos Puntos: **0.022 mm**

Análisis Estadístico

- Tercio Coronal.

Se realizó análisis de Tukey donde nos dice la media de transportación del conducto tercio coronal con los instrumentos HyFlexCM, TFAdaptive y K3XF son iguales.

Subconjuntos homogéneos

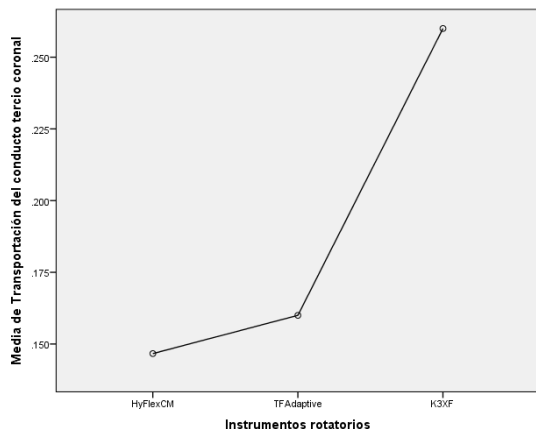
Transportación del conducto tercio coronal

	Instrumentos rotatorios	N	Subconjunto para alfa = 0.05
			1
HSD de Tukey ^a	HyFlexCM	15	.147
	TFAdaptive	15	.160
	K3XF	15	.260
	Sig.		.068
Tukey B ^a	HyFlexCM	15	.147
	TFAdaptive	15	.160
	K3XF	15	.260

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15.000.

Gráfico de las medias



No existe diferencia significativa en la media de transportación de conducto tercio coronal con los instrumentos HyFlexCM, TFAdaptive y K3XF son iguales.

- **Tercio Medio.**

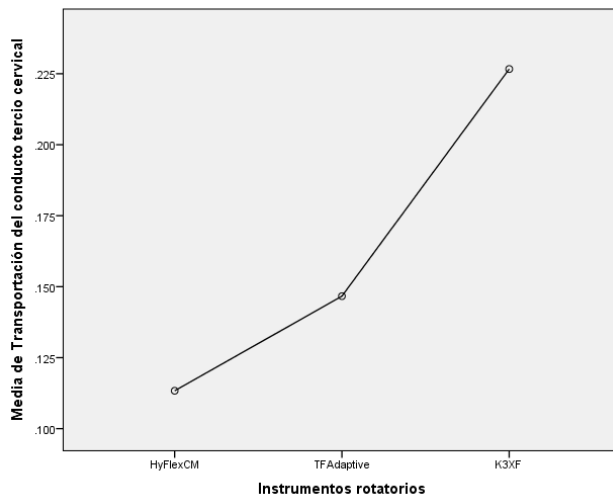
Transportación del conducto tercio cervical

	Instrumentos rotatorios	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
HSD de Tukey ^a	HyFlexCM	15	.113	
	TFAdaptive	15	.147	.147
	K3XF	15		.227
	Sig.		.750	.202
Tukey B ^a	HyFlexCM	15	.113	
	TFAdaptive	15	.147	.147
	K3XF	15		.227

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15.000.

Gráfico de Medias.



No existe diferencia significativa en la media de transportación de conducto tercio medio con los instrumentos HyFlexCM y TFAdaptive. K3XF presenta diferencia significativa a HyFlex CM y TF Adaptive.

- Tercio Apical

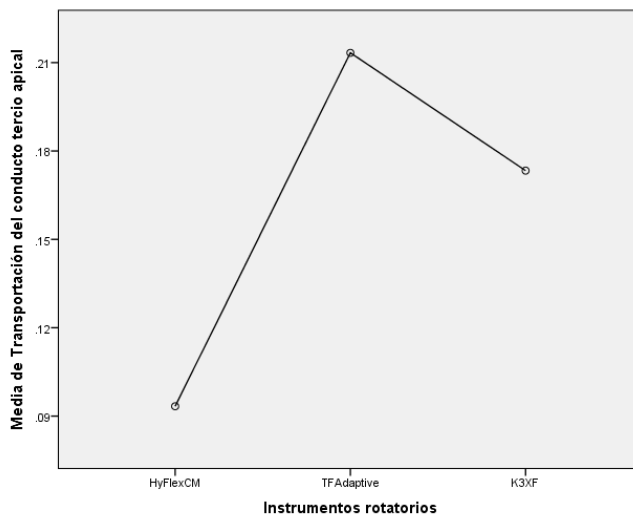
Transportación del conducto tercio apical

	Instrumentos rotatorios	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
HSD de Tukey ^a	HyFlexCM	15	.093	
	K3XF	15	.173	.173
	TFAdaptive	15		.213
	Sig.		.225	.681
Tukey B ^a	HyFlexCM	15	.093	
	K3XF	15	.173	.173
	TFAdaptive	15		.213

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15.000.

Gráfico de las medias



Existe diferencia significativa en la media de transportación de conducto tercio apical con los instrumentos HyFlexCM, TFAdaptive y K3XF, son diferentes. La media de transportación de conducto tercio coronal con los instrumentos HyFlexCM y K3XF son iguales pero la media de transportación de conducto tercio apical con el instrumento TFAdaptive es diferente.

Discusión.

El presente estudio evaluó 3 sistemas de instrumentación diferente mediante el uso del CBCT. Los instrumentos NiTi han sufrido una evolución continua en términos de diferentes diseños en las cuchillas de corte, las variaciones en los ángulos helicoidales, números de estrías, configuraciones de sección transversal, y diseños de punta. Hay una necesidad de desarrollar instrumentos con mayor flexibilidad, mayor resistencia a la fractura, y una excelente eficiencia de corte y conformación del conducto radicular³⁰.

Diversos enfoques para alterar el comportamiento de los instrumentos, en cuanto a su fabricación o alteración de las propiedades físicas de los instrumentos de NiTi han atraído el interés y la atención de los fabricantes y científicos por igual.

Los sistemas de limas TF Adaptive y Hyflex CM tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad que los archivos de NiTi convencionales.

No hay errores de procedimiento obvias que fueran detectados en este estudio, lo que confirma los resultados reportados en estudios anteriores^{67,68}. Ya que se obtuvo una variación en el grado de transporte del conducto y que fue evidente en el presente estudio.

Dan Zhao et al⁶⁹, realizaron un estudio donde evaluaban Hyflex CM, TF y K3, donde el instrumento que menos transporte del conducto produjo fue HyFlex en comparación con K3 pero sin relevancia significativa con TF.

Batouty y Elmallah⁷⁰ encontraron que los instrumentos TF mostraron una mayor tendencia a conservar la curvatura de conductos curvos de la molar mandibular que los instrumentos K3 mediante el uso de la técnica radiográfica (2-d).

Este resultado está en línea con nuestro estudio en CBCT, que mostró que TF Adaptive tiene significativamente menos transporte en el tercio apical que K3XF.

Las propiedades mecánicas de los materiales³⁰ y el diseño de la sección transversal de las limas pueden afectar el transporte del conducto. Estudios

anteriores mostraron que el TFA³² y Hyflex CM²⁷ demostraron ser instrumentos con súper elasticidad. En el estudio actual, los sistemas de instrumentación TF Adaptive y Hyflex CM tienen menos transporte que K3XF en los tres tercios de la raíz. En general, además de las propiedades metalúrgicas y diseño de instrumentos, otros factores, como método de uso, la anatomía de los sistemas de conductos radiculares, y la dimensión del instrumento puede influir en el transporte del conducto durante la instrumentación.

Una preparación segura, fue otro de los factores evaluados en el estudio actual. Un instrumento K3XF se separó en el tercer uso. No hay fracturas de Hyflex CM e instrumentos TF Adaptive ocurrieron en el presente estudio. Sin embargo, Hyflex CM tenían evidencia de reversión de las estrías. Favorable para alertar al endodoncista descartar las limas antes de la fractura.

Conclusión.

En las condiciones del presente estudio, Hyflex CM, es el sistema de instrumentación que transporta menos el conducto, sin diferencia significativa le sigue TF Adaptive. K3XF mostro transporte significativamente mayor a HyFlex CM y TF Adaptive.

Aunque los estudios más actuales sobre la transportación de conductos pos-instrumentación son evaluados mediante micro tomografía computarizada, Micro CBCT. El presente estudio en el que se usó el CBCT, para el estudio de la transportación de conductos radiculares, muestra una coincidencia con otros estudios ya realizados tanto en radiografía, CBCT, y microCBCT. Por lo que los resultados obtenidos son válidos.

No hay evidencia que la incidencia de transportación del conducto se evite a través de instrumentos de níquel-titanio actuales. Por lo que los estudios sobre la transportación de conductos van enfocados a que sistema de instrumentación es el que transporta menos el conducto.

Los instrumentos que poseen la característica de control de memoria, como Typhoon, Hyflex CM, ProTaper Gold, Vortex Blue, ect. Son instrumentos que respetan más la anatomía de los conductos radiculares, teniendo una conformación más simétrica, además de presentar una resistencia a la fatiga cíclica superior. Por lo que se recomienda hacer estudios posteriores.

Referencias Bibliográficas.

1. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia. Técnica y fundamentos. Madrid: Médica Panamericana, 2002.
2. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod 1989; 15: 512-516.
3. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. J Dent Res 2006; 85(4): 364-368.
4. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am 1974; 18: 269–296.
5. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickeltitanium rotary instruments. J Endod 2012; 38(2):222-5.
6. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod 2000;26(3):161-5.
7. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. J Endod 2008; 34:1003–5.
8. Rodrigo Otavio Jatahy Ferreira do Amaral, MSc, Denise Piotto Leonardi, PhD, Marilisa Carneiro Leão Gabardo, PhD, Beatriz Serrato Coelho, MSc, Kauhanna Vianna de Oliveira, MSc, and Flares Baratto Filho, PhD. Influence of Cervical and Apical Enlargement Associated with the WaveOne System on the Transportation and Centralization of Endodontic Preparations. JOE — Volume -, Number -, - 2016.
9. Ana Grasiela da Silva Limoeiro, DDS, MSc,* Antônio Henrique Braitt dos Santos, DDS, MSc,† Alexandre Sigrist De Martin, DDS, MSc, PhD. Micro-computed Tomographic Evaluation of 2 Nickel-Titanium Instrument Systems in Shaping Root Canals. JOE — Volume -, Number -, - 2016.
10. Bernardo Corrêa de Almeida, DDS, MSc, Fabíola Ormiga, DDS, MSc, DSc, Marcos César Pimenta de Araújo, DDS, MSc, DSc, Ricardo Tadeu Lopes, DSc. Influence of Heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic

Instruments on Apical Preparation: A Micro–Computed Tomographic Study. J Endod 2015;41:2031–2035

11. Richard Gergi, DDS, MSc,* Reza Arbab-Chirani, DDS, MSc, PhD,† Nada Osta, DDS, PhD,* and Alfred Naaman, DDS, PhD*. Micro–Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Instruments. J Endod 2014;40:1223–1227.
12. Alanna Junaid, BSc,* Laila Gonzales Freire, DDS, MSc,† Carlos Eduardo da Silveira Bueno, DDS, MSc, PhD,‡. Influence of Single-file Endodontics on Apical Transportation in Curved Root Canals: An Ex Vivo Micro–Computed Tomographic Study. J Endod 2014;40:717–720.
13. Dan Zhao, DDS,* Ya Shen, DDS, PhD,† Bin Peng, DDS, PhD,* and Markus Haapasalo, DDS, PhD. Micro–Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. J Endod 2013;39:385–388.
14. Mateus Silveira Martins Hartmann, MSc,* Fernando Branco Barletta, DDS, MSc, PhD,† Vânia Regina Camargo Fontanella, DDS, MSc, PhD,‡ and José Roberto Vanni, DDS, MSc, PhD. Canal Transportation after Root Canal Instrumentation: A Comparative Study with Computed Tomography. J. Endod 2007;33:962–965.
15. Ahmed Hieawy, DMD, PhD,* Markus Haapasalo, DDS, PhD,* Huimin Zhou, PhD,† Zhe-jun Wang, DDS, PhD,* and Ya Shen, DDS, PhD. Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems. J Endod 2015;:-1–5
16. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc 1980; 101:792–4.
17. Sch€afer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile: part 1—shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J 2003;36:199–207.
18. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted files, Pathfile-ProTaper system, and

- stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod* 2010; 36:904–7.
19. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 1963; 34(5):1475-77.
 20. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14(7):346-51.
 21. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J* 2012. doi: 10.1111/iej.12049.
 22. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2011; 37(1):72-4.
 23. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39(2):163-72.
 24. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29(1):15-9.
 25. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2009;42(7):621-6.
 26. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-10. 47 15.
 27. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod* 2011;37(9):1293-5.

28. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45(11):1027-34.
29. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2011;44(3):253-8.
30. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012;45(2):113-28.
31. Yoneyama T. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009.
32. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(6):798-800.
33. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24(12):843-7.
34. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
35. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(7):1013-6.
36. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology* 2012. doi 10.1007/s10266-012-0088-8.
37. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-3.

38. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickeltitanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(2):222-5.
39. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel– titanium instrument. *J Endod* 2007;33(12):1433-7.
40. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.
41. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010;43(3):226-30.
42. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36(2):305-7. 28.
43. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. 2004;30(10):722-5.
44. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickeltitanium rotary files on torsional resistance. *J Endod* 2012;38(4):527-30.
45. Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The effects of dentin debris on the cyclic fatigue resistance of several nickel titanium rotary systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112(3):390-5. 31.
46. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database Study. *J Endod* 2006;32(11):1048-52.
47. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol* 2012;3(3-4):119-22.

48. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(6):757-63.
49. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39(10):755-63.
50. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-6.
51. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006;32(11):1031-43.
52. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34(11):1406-9.
53. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J* 2010;43(2):125-34.
54. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34(8):1003-5.
55. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010;36(1):147-52.
56. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(11):1566-71.
57. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod* 2013;39(3):385-8.

58. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(3):376-80.
59. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(1):101-4.
60. ColteneEndo.com. Hyflex® CM Endo rotary files/Benefits. Cuyahoga Falls OH. Update 2013 Jan 30; cited 2013 Feb 3. Available at: <http://www.hyflexcm.com/features.html>
61. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2012;38(11):1535-40.
62. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109(4):622-8.
63. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2006;32(7):675-9.
64. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel– titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33(10):1212-6.
65. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1971;32:271–5.
66. Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* 1996;22:369–75.

67. Peters OA, Sch€onenberger K, Laib A. Effects of four NiTi preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001;34: 221–30.
68. H€ubscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J* 2003;36:740–7.
69. Dan Zhao, DDS,* Ya Shen, DDS, PhD,† Bin Peng, DDS, PhD,* and Markus Haapasalo, DDS, PhD. Micro–Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. *J Endod* 2013;39:385–388
70. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37: 1290–2.
71. Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1975: 1: 262–266.
72. Scha“fer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod* 2002: 28: 211–216.
73. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004: 30: 559–567.
74. Hullsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 2005: 10: 30–76.
75. American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms, 7th edn. Chicago: AAE, 2003.
76. Bergman L, Van Cleynenbreugel J, M Wevers, la preparaci3n mec3nica del canal radicular Lambrechts P. con instrumentos rotatorios de NiTi: raz3n de ser, rendimiento y seguridad. informe de estado de la revista *American Journal of Dentistry*. *Am J Dent* 2001: 14: 324-333.
77. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J Endod* 2007: 52(Suppl): S52–S63.

78. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 2007; 33:1155–1162.
79. Saunders EM. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Topics* 2005; 10: 163–167.
80. Tan BT, Messer HH. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *J Endod* 2002; 28: 658–664.
81. Roddig T, Hußmann M, Kahlmeier C. Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile 0.04 and GTRotary. *Int Endod J* 2007; 40: 553–562. Edgar Shafer & Till Dammaschke. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic Topics* 2009, 15, 75–90