

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



**ESTUDIO DE LA DESVIACIÓN DEL CONDUCTO ORIGINAL POR EL USO
DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS WAVEONE Y HYFLEX EN DIENTES
EXTRAÍDOS**

No. de registro 2015-9

Tesis

Que como requisito para obtener el grado de
Especialista en Endodoncia

Presenta:

CD. ALFREDO ULISES DÍAZ TERÁN LEYVA

Directores de Tesis:

DR. ALFREDO DEL ROSARIO AYALA HAM

DR. MARCO RAMÍREZ SALOMÓN

Asesor:

DR. JOSÉ GEOVANNI ROMERO QUINTANA

Culiacán de Rosales, Sinaloa. Noviembre 2015

DEDICATORIA

A mi familia Díaz-Terán Leyva

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente a mi familia, exactamente a mis padres Lucía Leyva y Enrique Díaz-Terán que más que un apoyo de solvencia para cumplir la especialidad, me llenaron de ética y moral suficiente para seguir este camino de formación, sin ellos no estaría escribiendo estas palabras, agradezco que siempre estuvieron conmigo en momentos de estrés, en momentos de felicidad e incluso de desespero, sus palabras a lo largo de mis 28 años nunca han sido en vano, y siempre han sido valoradas, espero sepan que los amo y nunca podré terminar de agradecer lo suficiente con este apartado dedicado a ellos, así como a mis hermanos Alba, Imuris y Hernán quienes siempre han aportado su confianza y apoyo en mí, y sé que puedo contar con ellos para cualquier situación al igual que ellos en mí, la pequeña Sofía que llenaba de felicidad con una carcajada en momentos de estrés, a mi Itzel que estuvo paciente y tolerante en tiempos de dedicación, apoyándome y diciéndome que solo es un momento de la vida la cual la cambiará por siempre.

Claro no pueden faltar mis amigos académicos quienes siempre estuvimos apoyándonos de múltiples maneras, Lucía, Fabiola, Denisse, Carlos, Noé, Renán y Manuel, así como también a los Doctores quienes sus enseñanzas siempre serán valoradas de manera importante, Dr. Ayala Ham que exigiéndonos nos formó y nos hizo valorar la importancia del conocimiento, Dra. Verena quien con paciencia nos logró recalcar la importancia del estudio, ética y moral que debemos actuar con nuestros pacientes, Dra. Itzel que nos hizo énfasis en que son seres humanos con quien laboraremos y el trato debe

ser honesto y humanitario, Dr. Geovanni encaminándonos en la importancia de investigación, Dra. Margarita que siempre con amabilidad y disponibilidad nos organizaba y surtía de material y conocimientos, claro a la Dra. Gloria Yolanda Castro que como coordinadora de nuestra especialidad nos recalca que trabajando duro, y no dejar los sueños por los problemas que conllevan, obtendremos lo que nos proponemos, Gracias.

RESUMEN

Introducción. El objetivo de la preparación biomecánica es crear un espacio con el adecuado volumen para permitir una efectiva irrigación, desinfección y obturación. Esto se logra con preparación manual y/o con sistemas rotatorios.

Objetivo: Comparar la habilidad de los sistemas rotatorios WaveOne (Dentsply) Y Hy-Flex (Contene) para mantener la anatomía original de los conductos radiculares curvos.

Materiales y Métodos: Este estudio *in vitro* evaluó 30 primeros molares inferiores divididos en dos grupos de 15 órganos dentales. Los dientes fueron montados con acrílico y se colocó una lima k#10 (Maillefer) de acero inoxidable a longitud de trabajo correspondiente, se realizó la primera toma radiográfica, se midió la angulación de la curvatura original con el software Motic Images plus 2.0. Se realizó la instrumentación a los dos grupos , el primero fue instrumentado con el sistema WaveOne (Dentsply) hasta la lima 25/08 y el segundo con el sistema Hy-Flex (Coltene) a la lima 25/08, se toma radiografía final a longitud de trabajo. Por último, se compararon los grados en la radiografía inicial y final. **Resultados:** Al comparar la diferencia de ángulo de WaveOne fue de $1.74 \pm 1.68^\circ$ y para Hy-Flex fue de 1.63 ± 1.45 con un valor de P de 0.6348 con la prueba de Mann-Withney. Las pruebas estadísticas mostraron que no hubo diferencias significativas respecto a la desviación apical **Conclusiones:** La medición de las angulaciones con el programa Motic images plus 2.0 es útil y que tanto el sistema WaveOne y Hy-Flex son eficientes en la preparación de conductos curvos, demostrando que respetan la curvatura original del conducto con modificaciones menores.

ABSTRACT

Introduction: The ideal root canal preparation is in a funnel shape with a minimum diameter at the apex and a large diameter in the inlet. The objective of the implementation of the ducts is to create a space with adequate volume to allow effective irrigation and obturation. This can be achieved by manual preparation or rotary systems. Rotary current systems are derivatives of NiTi alloy which offer greater flexibility and resistance to cyclic fatigue. This is important to evaluate the system and decide whether it may be the one to work more safely in a curved line parameter. **Aim:** To compare the ability of WaveOne (Dentsply) and Hy-Flex (Contene) rotary systems to maintain the original anatomy of curved root canals after the biomechanical preparation. **Materials and Methods:** All teeth underwent the camera access pulp. part of the crown was sectioned. The extent of the root canal with a K file # 10 (Maillefer) was taken. Teeth were mounted in mufflers with acrylic self-polymerizable, placed inside the ducts a file type k # 10 (Maillefer) steel length corresponding work, the first radiography is performed, the angle of the curvature was measured Original with Motic Images Plus 2.0 software. The implementation of the ducts of the two working groups was held, the first group was instrumented with WaveOne (Dentsply) system. The second group was implemented with Hy-Flex (Contene) system. A final radiograph with the last file each group being implemented for WaveOne 25/08 (Dentsply) and 25.08 Hy-Flex (Contene) was taken. Finally, the degree of initial radiograph and final were compared. **Results:** By comparing the angle difference WaveOne was 1.74 ± 1.68 ° and Hy-Flex was 1.63 ± 1.45 with a P value of 0.6348 for the Mann -Withney to compare means. Statistical tests showed no significant differences between the two groups with respect to the apical deviation **Conclusions:** We conclude that the system of measuring angles with Motic Images Plus 2.0 software is useful and that both WaveOne and Hy-Flex system are efficient in the preparation of curved root canals. These rotary systems can be recommended in ducts with greater curvature at 25 °, as this research showed that both systems respect the original curvature of the duct and manage minor changes in the angle of the root canal, which helps maintain the original shape of the root canal.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. MARCO TEÓRICO	3
2.1 ANTECEDENTES	3
2.2 TRATAMIENTO DE CONDUCTOS.....	6
2.3 PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES ..	8
2.4 PREPARACIÓN DEL CONDUCTO PREVIO A INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA.....	11
2.5 INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITANIO	11
2.6 SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO	17
2.7 PROBLEMAS DURANTE LA LIMPIEZA Y CONFORMACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.....	17
2.8 SISTEMA ROTATORIO WAVE ONE	22
2.9 SISTEMA ROTATORIO HY-FLEX	24
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	27
IV. JUSTIFICACIÓN.....	28
V. HIPÓTESIS DE TRABAJO	29
VI. OBJETIVOS.....	30
6.1 OBJETIVO GENERAL.....	30
6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
VII. MATERIAL Y MÉTODOS	31
7.1 DISEÑO EXPERIMENTAL	31
7.2 MUESTRA DE ESTUDIO	31
7.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	31

7.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	31
VIII. LUGAR DE REALIZACIÓN.....	33
8.1 PROCEDIMIENTO	33
8.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	35
IX. RESULTADOS	36
X. DISCUSIÓN.....	40
XI. CONCLUSIONES	43
XII. BIBLIOGRAFÍA.....	44

I. INTRODUCCIÓN

El objetivo de la instrumentación de los conductos es crear un espacio con el adecuado volumen para permitir una efectiva irrigación y obturación. Esto puede ser logrado con preparación manual y/o sistemas rotatorios. La preparación ideal del conducto radicular es forma de embudo con el mínimo de diámetro en el ápice y un amplio diámetro en el orificio de entrada.

Los sistemas de NiTi tienen diferentes características en diseño, taper, profundidad de estrías, la selección del sistema afecta la habilidad para preparar el conducto radicular, especialmente los conductos curvos. Por ello es que la selección del sistema rotatorio debe ser minuciosa y adecuada para los conductos radiculares curvos y así mantener la forma original del conducto.

En este estudio se analiza la desviación del conducto por el uso del sistema rotatorio WaveOne y Hy-Flex en dientes extraídos con curvatura moderada, ya que la desviación de la curvatura original del conducto radicular es un problema que en la actualidad repercute en el éxito del tratamiento endodóntico, es por eso, que el desarrollo de este tema es de suma importancia para conocer cuáles son los factores determinantes en la desviación. Esto debido a que, se tiene identificado que un conducto mal instrumentado en diagnóstico necrótico o vital, reduce significativamente el porcentaje de éxito del tratamiento de conductos.

Para determinar la mejor opción se realizó este estudio comparativo de la desviación del conducto original con cada uno de los instrumentos a utilizarse.

La técnica que respete más la curvatura original será la mejor opción a implementarse en los conductos curvos.

Analizamos cual fue el grado de desviación original del conducto radicular en la raíces mesiales de primeros molares inferiores extraídos, ya que su rehabilitación era imposible.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES

En el año 1838 Maynard, creó el primer instrumento endodóntico, a partir de un muelle de reloj para utilizarlo con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Este fundamento en la actualidad predomina, pues para ensanchar un conducto estrecho y curvo, se patentiza el conducto utilizando una lima 10 tipo K y en ocasiones dependiendo del caso clínico se ensancha hasta una lima no. 25. Se necesitan aproximadamente 1200 movimientos de presión en dirección apical y tracción lateral de las limas hacia las paredes dentinarias. Realizando una instrumentación clásica determinada por el aumento en el diámetro del conducto radicular que corresponde al aumento numérico del diámetro de los instrumentos, en toda la extensión del conducto (1).

Inicialmente en la fabricación de los instrumentos, no existían parámetros y criterios establecidos para el diseño y fabricación de éstos, el único parámetro del cual se partía, era en el diámetro por lo que cada fabricante lo confeccionaba según sus necesidades. Siendo hasta la década de los 50's donde se realizaron modificaciones en los instrumentos que eran realizados en acero al carbón (1).

Para 1955 John Ingle en Washington, recomendó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónticos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran, en décimas de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos. En la segunda Conferencia Internacional de Endodoncia realizada en

la Universidad de Pensilvania, Filadelfia, el Dr. Grossman, Ingle y Levine presentaron el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica sugiriendo que los instrumentos y puntas de gutapercha se fabricaran según normas establecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales (2).

En 1961 Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha. 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 (2, 3).

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 360° en el interior del conducto radicular (4).

La fabricación de las limas endodónticas se realizaba con la torsión de un asta piramidal de acero carbono, 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 Hedstroem (5).

La experiencia clínica reportada en la literatura demostró que la naturaleza rígida de la lima tipo K, asociada a la inhabilidad operatoria, puede ser predisponente a causar accidentes operatorios y como consecuencia el fracaso del tratamiento endodóntico, principalmente en conductos estrechos y curvos (6).

El avance tecnológico y la asociación de la metalurgia con la endodoncia permitieron que los instrumentos rotatorios se lograran fabricar con aleaciones de níquel-titanio, que confiere a los mismos, elasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura. Acorde a los estudios realizados por Walia y colaboradores, (1988), y Schaefer (1997) los instrumentos de níquel-titanio han demostrado una mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión comparada con los instrumentos de acero inoxidable. El níquel-titanio al parecer además absorbe tensiones y resiste el desgaste mejor que el acero inoxidable (1, 7, 8).

En 1971, Schneider realiza una labor pionera en la medición de la angulación del conducto radicular (9).

Posteriormente, Weine desarrolló un método alternativo para determinar la angulación del conducto radicular. Un tercer método para determinar la angulación del conducto radicular, conocido como el eje largo (LA) esta técnica, fue descrita por Hankins y cols. (10).

En contraste, Kyomen y cols., presentaron un parámetro lineal que se describe como la altura máxima de curvatura, que difiere de las técnicas de medición angular (11, 12).

Del mismo modo, Pruett y cols., establecen un nuevo parámetro descrito como el "radio de curvatura" para medir la curvatura del conducto radicular. El radio de curvatura, con su consiguiente aumento del estrés en los instrumentos endodónticos también puede ser un factor significativo que contribuye clínicamente a la fractura del instrumento y al transporte del conducto radicular (12, 13).

2.2 TRATAMIENTO DE CONDUCTOS

Todos los profesionales de la odontología, coinciden en el pensamiento que el sistema de conductos radiculares debe ser limpiado y conformado; pero existe hoy en día la controversia respecto a cual podrá ser el mejor método para lograr este propósito (14).

Las posibilidades de que un tratamiento del sistema de conductos radiculares tenga éxito a largo plazo se cifran actualmente según la situación patogénica de partida entre el 70% y hasta superiores al 90%.

La razón fundamental del tratamiento endodóntico se basa en principios biológicos simples. Como consecuencia de la caries, de los procedimientos restauradores o de un trauma, una pulpa sana puede degenerar a una necrosis pulpar. Los productos de esta degeneración escapan del sistema de conductos

radiculares por los puntos de salida de este, y penetran en la anatomía del sistema periodontal, donde su presencia genera lesiones de origen endodóntico. Por lo tanto, cuando el sistema de conductos radiculares se limpia, se conforma y se sella herméticamente, se produce la reparación. Dependiendo de estos principios la tasa de éxito del tratamiento (14, 15).

Como es de esperar el conocimiento del sistema de conductos radiculares es la clave del éxito clínico. Se habla de un sistema tridimensional. Los sistemas de conductos radiculares no sólo son cilíndricos y curvos, sino que se pueden presentar en formas variadas como lo son en forma de cintas, hojas y banderas. Pueden llegar a ser seis veces más anchos en dirección buco-lingual que en sentido mesio-distal. La excentricidad, la curvatura y las irregularidades son frecuentemente habituales (15).

Las técnicas de limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares difieren como consecuencia de la investigación de nuevos instrumentos y técnicas, por los extensos estudios clínicos y por la experiencia profesional.

La instrumentación del sistema de conductos radiculares tiene como objetivo específico limpiar los conductos de restos de tejido pulpar, microorganismos y restos tisulares necróticos, y poder brindarles una forma que permita su relleno con material biológicamente inerte (16).

2.3 PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES

La palabra biomecánica fue introducida en la terminología odontológica durante la 11va. Convención Internacional de Endodoncia realizada en la Universidad de Pensilvania (Filadelfia) en 1953, para designar al conjunto de intervenciones técnicas para la preparación de los conductos radiculares, en sustitución de los términos que anteriormente se usaban. Se le denominó biomecánica porque cuando se realiza dicho acto operatorio deben tenerse siempre en mente los principios y exigencias biológicas que rigen el tratamiento endodóntico (17).

Schilder (1967) introdujo el concepto de limpieza y conformación (cleaning and shaping). La limpieza hace referencia a la eliminación de todos los contenidos del sistema de conductos radiculares. La conformación se refiere a una forma específica de cavidad (16).

Su objetivo no se resume solamente a la remoción de tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada del sistema de conductos radiculares, sino también atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical. Esta preparación con mayor conicidad en cervical paso a considerarse como el aspecto más positivo de la contribución del Dr. Herbert Schilder, ya que esta técnica ofrece un sistema de conductos radiculares acentuadamente más cónico en sentido corono/apical, favoreciendo mucho la irrigación del sistema de conductos radiculares, y también que su posterior obturación fuese lo más hermética posible (17).

Algunos autores han sugerido que los conductos deben prepararse con una conicidad uniforme y continua, sin embargo, este objetivo mecánico facilita la

obtención más que la eficacia antimicrobiana. La forma de preparación y la eficacia antimicrobiana están íntimamente relacionadas entre sí a través de la remoción de dentina infectada y el uso de los irrigantes (18, 19).

Es probable que los conductos apicales ensanchados permitan la inserción cada vez más profunda de la aguja, mejorando el desbridamiento y la desinfección de los conductos. A pesar de todo sigue siendo difícil la limpieza concienzuda de la porción más apical de cualquier preparación, sobre todo en los conductos curvos y estrechos (20-26).

Se deben evitar los errores de preparación, como las deformaciones y las perforaciones. Aunque esos y otros problemas de procedimiento quizá no afecten por sí mismos al éxito del tratamiento, pueden hacer que partes del sistema de conductos radiculares sean inaccesibles a la desinfección (27).

Siendo un objetivo mecánico importante de la instrumentación, incluir completamente los conductos originales en la preparación, lo que significa que todas las superficies de los conductos radiculares deben prepararse mecánicamente; sin embargo, ese objetivo no es posible con las técnicas actuales (28, 29).

Por otro lado, un objetivo mecánico importante es conservar la mayor cantidad posible de dentina radicular para no debilitar la estructura de la raíz y prevenir así las fracturas verticales. Aunque no se ha establecido definitivamente un grosor radicular mínimo, se considera crítico un grosor de 0,3 mm (30).

El enderezamiento de los conductos puede conducir a una conservación mínima del grosor de la pared; este hecho subraya la necesidad de realizar una preparación adecuada de la cavidad de acceso y un ensanchamiento óptimo del tercio coronal del conducto radicular (30).

Dos elementos mecánicos principales son el calibre apical y el límite apical de la preparación en relación con la anatomía apical. La doctrina tradicional ha mantenido que la preparación del conducto y la obturación subsiguiente deben terminar en la constricción apical, o diámetro más pequeño del conducto. Se cree que ese aspecto coincide con la unión cementodentinaria (UCD). Sin embargo, la posición anatómica de la UCD varía considerablemente en los distintos dientes, en las distintas raíces y en las distintas paredes de cada conducto (31).

Así pues, la preparación debe limitarse al interior del conducto radicular, aunque por el momento no hay una validación definitiva de esta estrategia, estudios de seguimiento bien controlados parecen confirmarla (32).

Sin embargo, la preparación a longitudes más cortas puede conducir a la acumulación y retención de detritos, con posible bloque apical, lo que conduce a la contribución de errores en el procedimiento, como desviaciones apicales, perforaciones apicales y fracturas de instrumentos (33).

2.4 PREPARACIÓN DEL CONDUCTO PREVIO A INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA

Los instrumentos rotatorios de NiTi son un valioso complemento en la preparación de los conductos radiculares, pero los instrumentos manuales permiten agrandar algunos conductos con la misma eficacia cuando se usan las secuencias adecuadas. Los instrumentos manuales solo deben usarse en pre-ensanchamiento coronal. Después del pre-ensanchamiento, la cavidad de acceso y los conductos se inundan con irrigante y se introduce una lima exploradora precurvada en el conducto. Un lubricante puede ayudar a prevenir el bloqueo apical en esta primera fase. Una vez establecida la longitud de trabajo, empieza el ensanchamiento apical hasta el tamaño deseado. Como se ha señalado antes, existen varias técnicas y la elección depende sobretodo de la técnica de obturación deseada, según si se prepara un tope apical o una conicidad apical (1).

En muchos casos, la instrumentación manual produce formas adecuadas, pero los médicos con frecuencia eligen instrumentos rotatorios NiTi para ensanchar conductos curvos o producir conicidades más amplias (1).

2.5 INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITANIO

La utilización del NiTi en endodoncia para realizar instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973, 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, como la flexibilidad y la resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario, también en sección triangular y fabricadas por el mismo proceso, así como compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización (34).

Desde principios de la década de los noventa se han introducido en la práctica de la endodoncia varios sistemas de instrumentos fabricados de NiTi. Las características de diseño específicas varían, como el tamaño de la punta, la conicidad, la sección transversal, el ángulo helicoidal y la distancia entre las espiras. Algunos de los primeros sistemas han sido retirados del mercado o juegan papeles secundarios, otros se siguen utilizando mucho. Continuamente aparecen diseños nuevos, pero es difícil prever el grado en que los resultados clínicos dependerán de las características del diseño (35).

La mayoría de los instrumentos NiTi se fabrican mediante un proceso esmerilado, aunque algunos se fabrican mediante grabado laser y otra mediante deformación plástica con calor. La precisión de calidad superficial no es realmente de alto nivel, mientras que las tolerancias si lo son. La calidad de superficie también es un detalle importante, puesto que las fisuras creadas a partir de defectos superficiales juegan un papel en la fractura del instrumento. Los defectos superficiales, tales como imperfecciones y abultamientos del metal, son comunes en los instrumentos de NiTi no usados (8, 29).

La aleación de níquel-titanio presenta dos fases cristalográficas. Cuando una lima, fabricada con este tipo de aleación, está en reposo, se encuentra en la

fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones níquel-titanio, las cuales son susceptibles a la fractura o a la deformación. Así, las limas confeccionadas con aleaciones níquel-titanio poseen tendencia a fracturarse, más que las que se fabrican con acero inoxidable (36-38).

El cambio de austenita a martensita facilita la fractura de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, el cual es dado por elevados niveles de stress (presión y calor), puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión y por fatiga de flexión. La fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se detiene en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se sobrepasa el límite de elasticidad del metal, llevando al mismo a una deformación plástica, así como también a la fractura. Otro tipo de fractura está causado por el stress y por la propia fatiga del metal, resultando como una fractura de flexión. Con este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo; de esta manera, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura, siendo este hecho de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos de níquel-titanio (36).

En estudios realizados por Sattapan, B., y cols., indicaron que la fractura torsional ocurre en un 55% de todas las fracturas de instrumentos y la fractura por flexión en un 45% de los casos respectivamente. Estos análisis nos indican que la fractura por torsión es causada por la excesiva fuerza de presión que se le ejerce a un instrumento en sentido apical, ocurriendo con más frecuencia en

torsión, que la fractura por flexión. Así, en los sistemas de conductos radiculares con curvaturas acentuadas y bruscas, bifurcaciones, conductos en forma de “S”, este tipo de instrumento debe evitarse para así poder reducir las fracturas, y el sobre uso de los mismos (36, 38-42).

A pesar de la problemática concerniente a la fractura o deformación de los instrumentos de níquel-titanio, otra de las complicaciones que se pueden presentar al usar este tipo de instrumento es la fatiga cíclica del mismo. La fatiga cíclica, se refiere a los cambios dimensionales que el instrumento presenta posterior a cada vez que es utilizado debido al movimiento de flexión y deflexión, o explícitamente al número de rotaciones a la cual ha sido expuesto dentro del sistema de conductos radiculares. Este factor por regla general, aumentará con el grado de curvatura que el conducto presente (42).

En investigaciones realizadas por Yared y cols., evaluaron la fatiga cíclica de los instrumentos níquel-titanio, posterior a la esterilización con calor seco, asociado al uso clínico simulado de los mismos hasta por diez veces. Los resultados de esta investigación evidenciaron que las condiciones de uso de los instrumentos propuestas en el estudio, e incluso utilizando una solución de hipoclorito de sodio al 2.5% no aumento el riesgo de fractura con relación a la fractura de las limas. En otras investigaciones Hilt y cols, evaluaron la acción de la esterilización en las propiedades físicas de los instrumentos de níquel-titanio. En esta investigación se observó que ni el número de ciclos de esterilización ni el tipo de autoclave utilizado, afecto la dureza, micro-estructura y la propiedad de torsión de los instrumentos de níquel-titanio (38, 43).

Estos instrumentos proporcionan propiedades diferentes tales como la superelasticidad, caracterizada por la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de librarse de una acción (fuerza) de deformación o cuando están sometidas a la deformación hasta en un 10% pueden retomar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%. Esta propiedad los hace más flexible 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. La deformación plástica es la capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura y permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando su integridad física (44, 45).

Mucho de lo que sabemos sobre los instrumentos de NiTi, incluyendo las razones de su fractura y la secuencia de uso más favorable, se basa en datos recogidos en la práctica clínica. La investigación *in vitro* continua aclarando la relación entre metalurgia del NiTi y rendimiento de los instrumentos, pero los instrumentos rotatorios de NiTi se han convertido ya en un complemento para la endodoncia (46).

Los instrumentos rotatorios de NiTi han disminuido sustancialmente la incidencia de varios problemas clínicos, como por ejemplo, bloqueos, escalones, desviación o transportación apical y perforaciones, pero también tienen tendencia a fracturarse con más facilidad que los instrumentos

manuales. Estos problemas no predisponen por si solos a la enfermedad persistente después del tratamiento; más bien, limitan el acceso de los irrigantes desinfectantes al sistema de conductos radiculares, con lo que evitan la eliminación suficiente de los microorganismos (33).

2.6 SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO

Los instrumentos rotatorios Níquel-titanio (NiTi) se han convertido en un complemento importante para la conformación del conducto radicular debido a la supe elasticidad de la aleación NiTi, que proporciona una mayor flexibilidad y permite que los instrumentos de seguir eficazmente el camino original del canal de la raíz. Sin embargo, con algunos tipos de instrumentos y su aplicación en conductos con curvaturas agudas, las desviaciones de la forma original del canal pueden ser más pronunciados que con otros tipos (47).

Para la realización de este trabajo se decidió utilizar dos sistemas rotatorios de níquel titanio. Ambos poseen características que los diferencian, sin embargo, tienen una característica en común, que poseen una punta inactiva, la cual funciona como una guía permitiendo el avance de la lima con mínima presión, lo que reduce las posibilidades de transporte o desviación, deformación apical y perforación.

2.7 PROBLEMAS DURANTE LA LIMPIEZA Y CONFORMACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.

Existen posibles alteraciones que según Hülsman y Schäfer pueden ocurrir durante la conformación de los conductos radiculares, especialmente si ésta se realiza con instrumentos manuales de acero inoxidable (48, 49). Algunos ejemplos de estas es el daño al foramen apical, zip o deformación apical, elbow o codo, escalón, perforación, perforación lateral o stripping

Debido a estos problemas, desde comienzos del siglo XX hasta los años setenta, raras veces se realizaban tratamientos de conductos en los molares o en órganos dentarios con conductos muy curvos. Cuando este tratamiento era realizado se obtenía un porcentaje elevado de fracaso. De hecho, Grossman señalaba en sus libros publicados hasta 1967 que no era posible tratar con éxito los conductos con una curvatura superior a 45° sin recurrir a la cirugía. Esto se debía principalmente a la rigidez de las limas endodónticas empleadas (50).

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio se diferencian considerablemente de los instrumentos habituales en la geometría del filo y de la punta. El Reamer (ensanchador) de los instrumentos convencionales, que está pensado para la aplicación rotatoria, presenta unos filos y punta afilada. Por lo contrario los instrumentos de níquel-titanio poseen una punta cónica y roma que sigue mejor el trayecto primitivo del sistema de conductos radiculares. Igualmente, en estudios realizados por Brau, A. y cols., en 1996, demostraron que la capacidad de corte de los instrumentos níquel-titanio, es menor que la de los instrumentos convencionales (alrededor de un 60-90%). Sin embargo, un estudio realizado por Kazemi, R., y cols., encontraron que las limas de níquel-titanio eran tan agresivas o más que las de acero inoxidable en el corte y más resistentes al desgaste que las primeras (14-16, 37, 51, 52).

En la actualidad, el diseño de instrumentos y materiales se están adaptando por fin a los conceptos de instrumentación del conducto, razón por la cual los procedimientos de limpieza y conformación del sistema de conductos

radiculares tienen hoy tanto éxito. Las aleaciones de níquel-titanio, han permitido realizar nuevos diseños de hojas, instrumentos afilados más grandes, sistemas de tamaños alternativos y la introducción de movimientos rotatorios para la limpieza y conformación de los conductos radiculares. Con ello no se están modificando los protocolos fundamentales de la limpieza y la conformación (15).

La preparación biomecánica de los conductos radiculares curvos es una consideración importante en el tratamiento endodóntico. Además de los instrumentos y técnicas de preparación del conducto, la morfología del conducto radicular y el grado de curvatura son factores determinantes en la preparación del conducto radicular. Las dificultades en la preparación de conductos radiculares curvos han impulsado el desarrollo de nuevos métodos de preparación y las investigaciones de la geometría del conducto radicular (53-58).

Weine informó que las curvaturas de los conductos superiores a 30 grados dan lugar a las complicaciones en la preparación del conducto radicular y los casos son más complejos (59).

En 1971, Schneider realiza una labor pionera en la medición de la angulación del conducto radicular (60). Posteriormente, Weine desarrolló un método alternativo para determinar la angulación del conducto radicular (59).

Un tercer método para determinar la angulación del conducto radicular, conocido como el eje largo (LA) esta técnica, fue descrita por Hankins y cols (53).

En contraste, Kyomen y cols., presentaron un parámetro lineal que se describe como la altura máxima de curvatura, que difiere de las técnicas de medición angular (54).

Pruett y cols., establecen un nuevo parámetro descrito como el "radio de curvatura" para medir la curvatura del conducto radicular. El radio de curvatura, con su consiguiente aumento del estrés en los instrumentos endodónticos también puede ser un factor significativo que contribuye clínicamente a la fractura del instrumento y al transporte del conducto radicular (55, 61).

Desde hace algunas décadas, las limas y las nuevas técnicas de instrumentación han sido probadas y evaluadas con el fin de minimizar estos problemas. El transporte del eje longitudinal del conducto radicular ha sido investigado por numerosos autores (62-64).

La curvatura del conducto radicular y la modificación de la curvatura inducida por la preparación de instrumentos rotatorios también se han evaluado con numerosos métodos (65-70).

La aparición de los sistemas de instrumentación rotatoria sobre la base de níquel titanio ha desencadenado una verdadera cascada de ofertas de diferentes sistemas en el mercado que proporcionan al profesional de la Endodoncia una gran variedad de productos, pero al mismo tiempo nos crean un problema al momento de decidir qué sistema es el mejor para nuestra práctica clínica.

Con el fin de darnos una idea de lo difícil de esta decisión enumeramos algunos de los sistemas de instrumentación existentes en el mercado. Protaper, Protaper Next, Hy-Flex, K3XF, Profile, K3, Hero 642, Lightspeed, Quantec, Sistema GT, Power R, Flexmaster, Race, Endosequence, Endo-EZE, Mtwo, Endowave, Liberator, NITI-TEE, Wave One, Wave One Gold.

Todos y cada uno de estos sistemas aseguran ser el más indicado para nuestra práctica, pero toca a los profesionales de la endodoncia valorar la efectividad de cada uno de ellos de acuerdo a los requerimientos de una instrumentación de conductos exitosa.

De acuerdo con la mayoría de los autores, los objetivos de la instrumentación en Endodoncia son los siguientes:

1. Eliminar del sistema de conductos el material orgánico que sea capaz de mantener el desarrollo bacteriano o de descomponerse en subproductos hísticos destructores.
2. Eliminar del sistema de conductos los microorganismos que pudieran estar presentes antes del tratamiento.
3. Diseñar y preparar dentro de cada conducto radicular la forma cavitaria que fomente la obturación tridimensional más eficaz y simple.
4. Establecer una forma cónica de estrechamiento continuo.
5. Hacer que la preparación cónica exista en múltiples planos, no solamente en aquellos en que se pueda describir un cono geométrico.
6. Mantener el conducto en su situación espacial original.

7. Mantener el foramen apical en su posición espacial original.

8. Mantener el foramen apical tan pequeño como sea posible.

Sin ignorar la gran importancia de cada uno de ellos, estos ocho puntos se pueden resumir en dos palabras: limpieza y conformación.

Es difícil para el profesional de la endodoncia de práctica clínica conocer qué sistema de instrumentación rotatoria nos acerca más a los valores de limpieza y conformación de conductos radiculares requeridos y que al mismo tiempo sea poco susceptible a las fracturas, las fuentes de información que poseemos están proporcionadas por la publicidad de las casas comerciales, comentarios en cursos de actualización, comentarios de colegas y artículos de investigación publicados en revistas odontológicas indexadas, considerando de manera personal esta última fuente como la más recomendable.

2.8 SISTEMA ROTATORIO WAVE ONE

En 2008, una nueva técnica de preparación con un solo instrumento en un movimiento alternativo fue propuesta por Yared. El uso de movimiento alternativo se demostró para ampliar la vida útil de un instrumento de NiTi, por lo tanto, la resistencia a la fatiga, en comparación con rotación continua (71).

Recientemente, 2 marcas de instrumentos de NiTi se introdujeron en el mercado que abogó por el concepto de reciprocidad: RECIPROC (VDW, Munich, Alemania) y Waveone (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). Estos fabricantes afirman que el movimiento recíproco reduciría la tensión de torsión

por invertir periódicamente la rotación (150° en sentido antihorario, a continuación, 30° rotación en sentido horario para RECIPROC; 170° en sentido antihorario, a continuación, 50° rotación en sentido horario para Waveone) de la lima. Se cree que este movimiento de vaivén en última instancia, aumenta la vida útil del instrumento (72).

En la actualidad, WaveOne (Dentsply Maillefer), se han introducido para la preparación del conducto radicular utilizando sólo un instrumento NiTi rotativo. La técnica de instrumentación WaveOne, está diseñada para cortar durante los movimientos en sentido antihorario de modo que el WaveOne alcanza el ápice del conducto por movimientos alternativos en direcciones opuestas (es decir, en sentido antihorario [dirección de corte] y en sentido horario [versión del instrumento]). Debido a que el ángulo de corte en sentido antihorario es mayor que el ángulo de dirección inversa, el movimiento inverso podría mejorar la progresión del instrumento hacia el ápice con respecto al movimiento continuo (73).

Como parte del nuevo sistema de una sola lima, en el sistema WaveOne están disponibles en 3 tamaños: pequeñas limas de conductos radiculares con un diámetro apical inicial de menos de un tamaño estándar # 10, limas principales para tratamientos de conducto con un diámetro apical inicial igual al tamaño estándar # 15, y las limas de gran tamaño para los conductos radiculares con un diámetro apical inicial mayor que la de tamaño # 20. El fabricante afirma que el uso de estos instrumentos desechables reduce la incidencia de fractura por fatiga, es más rentable, y reduce la posible contaminación cruzada.

Hasta la fecha, movimientos alternativos se han ensayado solamente en asociación con la técnica de un solo archivo (es decir, Wave One y RECIPROC) y no con los instrumentos comúnmente usados en una secuencia completa. La literatura informa que los movimientos alternantes asociados con la secuencia completa de las limas ProTaper mejorar la vida útil de los instrumentos y mantiene la forma original del conducto (74).

2.9 SISTEMA ROTATORIO HY-FLEX

Los instrumentos rotatorios Hy-Flex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza) están hechos de un nuevo tipo de alambre de NiTi, es decir, de alambre CM (memoria controlada), que ha sido objeto de procesamiento termomecánico. Ha sido fabricado por un proceso único que controla la memoria de la materia, por lo que logra un instrumento extremadamente flexible, pero sin la memoria de forma típica de otros instrumentos de NiTi (47).

Esto permite a la lima seguir muy de cerca la trayectoria anatómica del conducto, lo que reduce el riesgo de formación de escalones, transporte del conducto o perforación. Además las limas Hy-Flex pueden precurvarse de modo similar a las de acero inoxidable. Especialmente en conductos radiculares con curvaturas abruptas, esto puede contribuir a evitar la formación de escalones.

Este sistema responde a una resistencia excesiva con un enderezamiento de las hélices, lo que evita la adherencia a las paredes, por lo tanto incrementa la

resistencia a las fracturas. Esta deformación de la forma puede invertirse rápidamente mediante tratamiento térmico (durante esterilización en autoclave), con lo que los instrumentos recuperan su forma original. Además, esto hace que las limas Hy-Flex resulten más resistentes a la fatiga cíclica. Por otra parte, permite verificar con facilidad visualmente si resulta seguro seguir utilizando la lima (75).

Debido a la mayor flexibilidad, éstas limas de NiTi nueva generación pueden mantener el conducto original de mejor forma y minimizar el transporte del conducto incluso en conductos radiculares gravemente curvos, siendo así su fabricación con conicidades y en orden indicado por el fabricante de 25/08, 20/04, 25/04, 20/06, 30/04 y 40/04 (76).

El rendimiento de los instrumentos rotatorios de NiTi con respecto a su capacidad de conformación de conducto está directamente relacionada con seguridad y eficiencia instrumento a su eficiencia de corte y flexibilidad. El fabricante de las limas rotativas Hy-Flex CM NiTi (Coltene / Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) afirma que sus limas pueden ser reutilizadas. Sin embargo, no ha habido estudios publicados que han explorado el efecto de estas en la modificación del conducto original (77).

Hay pocos informes publicados de la actuación de estos instrumentos de NiTi con tratamiento térmico en conductos curvos. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar las propiedades de conformación del conducto con los sistemas rotatorios Hy-Flex y WaveOne en conductos mesiales de primeros molares inferiores.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El éxito de los tratamientos de conductos radiculares tiene rangos, de entre 60% y 95% de acuerdo al diagnóstico preexistente y a las técnicas empleadas.

Un punto crucial del éxito consiste en la necesidad de limpiar, ampliar y conformar el conducto cuando se realiza la preparación biomecánica

Esto implica una serie de pasos que tienen, entre otros, el propósito de mantener la forma original del conducto, por lo que se han diseñado técnicas y procedimientos que logren este fin. Por ello se pretende

Determinar ¿Cuál de las dos técnicas, WaveOne y Hy-Flex es la que más respeta la curvatura original del conducto?

IV. JUSTIFICACIÓN

El tratamiento de conductos radiculares tiene rangos de éxito elevados, de entre 60% y 95% de acuerdo a la patología preexistente y a las técnicas empleadas.

Un punto crucial del éxito consiste en la necesidad de mantener la forma original del conducto cuando se realiza la preparación biomecánica.

Se han descrito muchas técnicas que pueden lograr este fin, sin embargo, aún se presentan errores en el procedimiento debido a las limitantes de los instrumentos empleados y las técnicas utilizadas.

Por otro lado, es una realidad que los diseñadores de instrumentos endodónticos constantemente presentan mejoras en éstos, con el objetivo de cumplir los propósitos de la preparación ideal de los conductos radiculares.

De esta manera el sistema WaveOne y Hy-Flex se presentan como una alternativa que, a decir del fabricante, tiene la capacidad de seguir curvaturas moderadas de los conductos estrechos sin desviarse de la forma original de los conductos.

Por esto se propone la presente investigación que pretende determinar la efectividad de estos sistemas.

V. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La técnica con el sistema rotatorio Hy-Flex provoca menos desviaciones del conducto original, que la técnica del sistema rotatorio WaveOne.

VI. OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Establecer la efectividad de los sistemas rotatorios WaveOne y Hy-Flex en la preparación y “permanencia” de la forma original de los conductos curvos.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer la desviación del conducto original con la técnica de preparación rotatoria WaveOne
- Establecer la desviación del conducto original con la técnica de preparación rotatoria Hy-Flex.
- Determinar las diferencias intra e inter técnicas.

VII. MATERIAL Y MÉTODOS

7.1 DISEÑO EXPERIMENTAL

Estudio prospectivo, transversal, experimental y comparativo.

7.2 MUESTRA DE ESTUDIO

Para el desarrollo de esta investigación se tomaron 30 primeros molares inferiores extraídos, los cuales fueron seleccionados y almacenados en agua purificada ya que este medio causa un cambio mínimo en la dentina a través del tiempo. Después se dividieron al azar en dos grupos de 15 molares cada uno con un total de 30 conductos por grupo.

7.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Primeros molares inferiores izquierdos y derechos con curvatura mayor a 25 grados en las raíces mesiales.

7.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Molares con resorción radicular.

Molares con rizogénesis incompleta.

Molares con raíces fracturadas.

Molares con conductos calcificados.

Molares con tratamientos de conductos.

7.5 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

Órganos dentales que se fracturen durante la preparación o en los cuales se separó un instrumento.

VIII. LUGAR DE REALIZACIÓN

Este trabajo se realizó en la Facultad de Odontología, edificio de Unidad de Posgrado en la clínica de la Especialidad en Endodoncia de la Universidad Autónoma de Sinaloa.

8.1 PROCEDIMIENTO

A todos los dientes se les realizó el acceso a la cámara pulpar con pieza de mano de alta velocidad e irrigación, fresa de bola de carburo #4, #6 y fresa Endo-Zeta, se comprobó la patentización de los conductos mesiales con una lima tipo k #10 de acero inoxidable. Después se seccionó parte de la corona con pieza de baja velocidad y disco diamantado para dejar una superficie plana y mantener la misma longitud de trabajo en todo momento. Se tomó la medida del conducto radicular con una lima tipo k #10 de acero inoxidable del borde del remanente coronal hasta la salida del foramen apical y se le restó 1mm.

Posteriormente se fabricó un sistema de muflas (Fig. 1) haciendo una modificación al sistema descrito por Bramante y cols. (78). Los dientes fueron montados en las muflas con acrílico auto polimerizable, se colocó en el interior de los conductos una lima tipo k #10 de acero inoxidable a la longitud de trabajo correspondiente, posteriormente se realizó la primera toma radiográfica de los conductos usando radiografía digital, las radiografías fueron analizadas y se midió la angulación de la curvatura original de los conductos mesiales con el software motic images plus 2.0.

Se procedió a realizar la instrumentación de los conductos radiculares de los dos grupos de trabajo con un total de 30 conductos por grupo, el primer grupo fue instrumentado con el sistema WaveOne de acuerdo con las instrucciones del fabricante con la siguiente secuencia: se instrumentó manualmente hasta una lima #15 a longitud de trabajo, seguida de la lima WaveOne 25/08 con motor eléctrico a una velocidad constante de 280 RPM con movimiento reciproco a longitud de trabajo irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 2.5% y RC-Prep como irrigación final.

El segundo grupo fue instrumentado con el sistema Hy-Flex de acuerdo con las instrucciones del fabricante con la siguiente secuencia: se instrumentó manualmente con limas #10, #15 y #20 seguidas de la lima rotatoria 25/08 hasta los tercios coronal y medio, posteriormente se introdujeron las limas rotatorias 20/04, 25/04 hasta la longitud de trabajo y posteriormente la 25/08 a longitud de trabajo con motor eléctrico a una velocidad constante de 500 rpm irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 2.5% y RC-Prep alternadamente entre cada lima.

Por último se tomó una radiografía final con la última lima que se instrumentó cada grupo siendo la lima 25/08 para el grupo de WaveOne y 25/08 para el grupo de Hy-Flex. Después de esto, se analizaron las radiografías y se midió la curvatura final de los conductos mesiales con el software motic images plus 2.0 y se obtuvieron los resultados de la modificación de los ángulos iniciales.

8.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para establecer la significancia estadística entre las medias de la modificación de los ángulos de los conductos obtenidos de los dos grupos, se aplicó la prueba T de Student. Los resultados se presentaron en tablas y gráficos para su análisis y discusión.

IX. RESULTADOS

Al comparar la diferencia de ángulo de WaveOne fue de $1.74 \pm 1.68^\circ$ y para Hy-Flex fue de $1.63 \pm 1.45^\circ$ con un valor de p de 0.6348 para la prueba de Mann-Whitney para comparación de medias. Las pruebas estadísticas mostraron que no hubo diferencias significativas entre los dos grupos con respecto a la desviación apical.

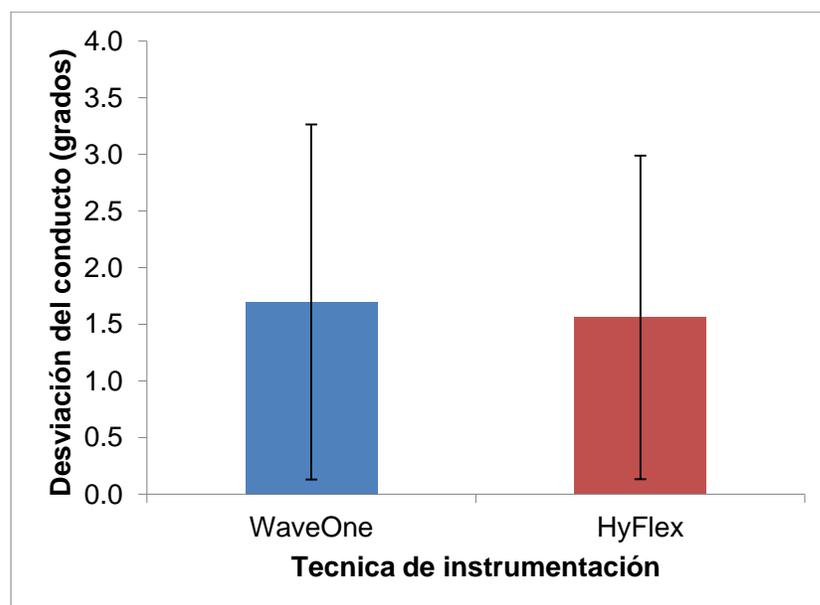
Los resultados obtenidos se presentan en los siguientes cuadros y gráficas.

Cuadro 1.- Diferencia final WaveOne y Hy-Flex

Sistema Rotatorio	Media	DS	P
WaveOne	1.7	1.6	0.6348
Hy-Flex	1.6	1.4	

P. valor de p, DS, Desviación estándar.

Gráfica 1.- Desviación del conducto en grados WaveOne y Hy-Flex



Cuadro 2.- Modificación de la angulación con el sistema WaveOne (30 dientes con 60 conductos)

CONDUCTO 1	154.2	155	0.8	CONDUCTO 21	154.0	156.1	2.1
CONDUCTO 2	162	162.6	0.6	CONDUCTO 22	151.7	153.4	1.7
CONDUCTO 3	144.7	146.6	1.9	CONDUCTO 23	150.9	153.6	2.8
CONDUCTO 4	152	153.3	1.3	CONDUCTO 24	164.2	164.8	0.8
CONDUCTO 5	160.3	161.5	1.2	CONDUCTO 25	149.8	151.6	1.7
CONDUCTO 6	162.6	163.1	0.5	CONDUCTO 26	160.2	161.4	1.2
CONDUCTO 7	163.8	164.9	1.1	CONDUCTO 27	165.2	165.4	0.2
CONDUCTO 8	162.3	162.9	0.6	CONDUCTO 28	164.6	164.7	0.1
CONDUCTO 9	157.1	160.4	3.2	CONDUCTO 29	158.1	160	1.9
CONDUCTO 10	178.2	178.7	0.5	CONDUCTO 30	155.8	160.2	4.4
CONDUCTO 11	160	160.8	0.8	CONDUCTO 31	162.9	165.8	2.9
CONDUCTO 12	173.1	172.2	0.1	CONDUCTO 32	164.1	170.9	6.7
CONDUCTO 13	161.2	161.8	0.7	CONDUCTO 33	149.7	149.8	0.1
CONDUCTO 14	161.5	163.3	1.8	CONDUCTO 34	141.6	145.6	4
CONDUCTO 15	157.3	157.7	0.3	CONDUCTO 35	155.8	161.6	5.8
CONDUCTO 16	156.1	158	1.8	CONDUCTO 36	151.1	151.8	0.7
CONDUCTO 17	165.5	167.9	2.4	CONDUCTO 37	147.9	149.5	1.6
CONDUCTO 18	159.1	162.6	3.6	CONDUCTO 38	157.9	161.5	3.6
CONDUCTO 19	168.8	168.9	0.1	CONDUCTO 39	149.9	150.8	0.8
CONDUCTO 20	168.3	169.4	1.1	CONDUCTO 40	151.3	151.9	0.6

Cuadro 3.- Promedio de ángulo inicial, ángulo final y su comparativo con el sistema rotatorio WaveOne

Promedio Angulo Inicial	Promedio Angulo Final	Promedio Angulo Inicial Vs Angulo Final
211.2	213.4	2.2

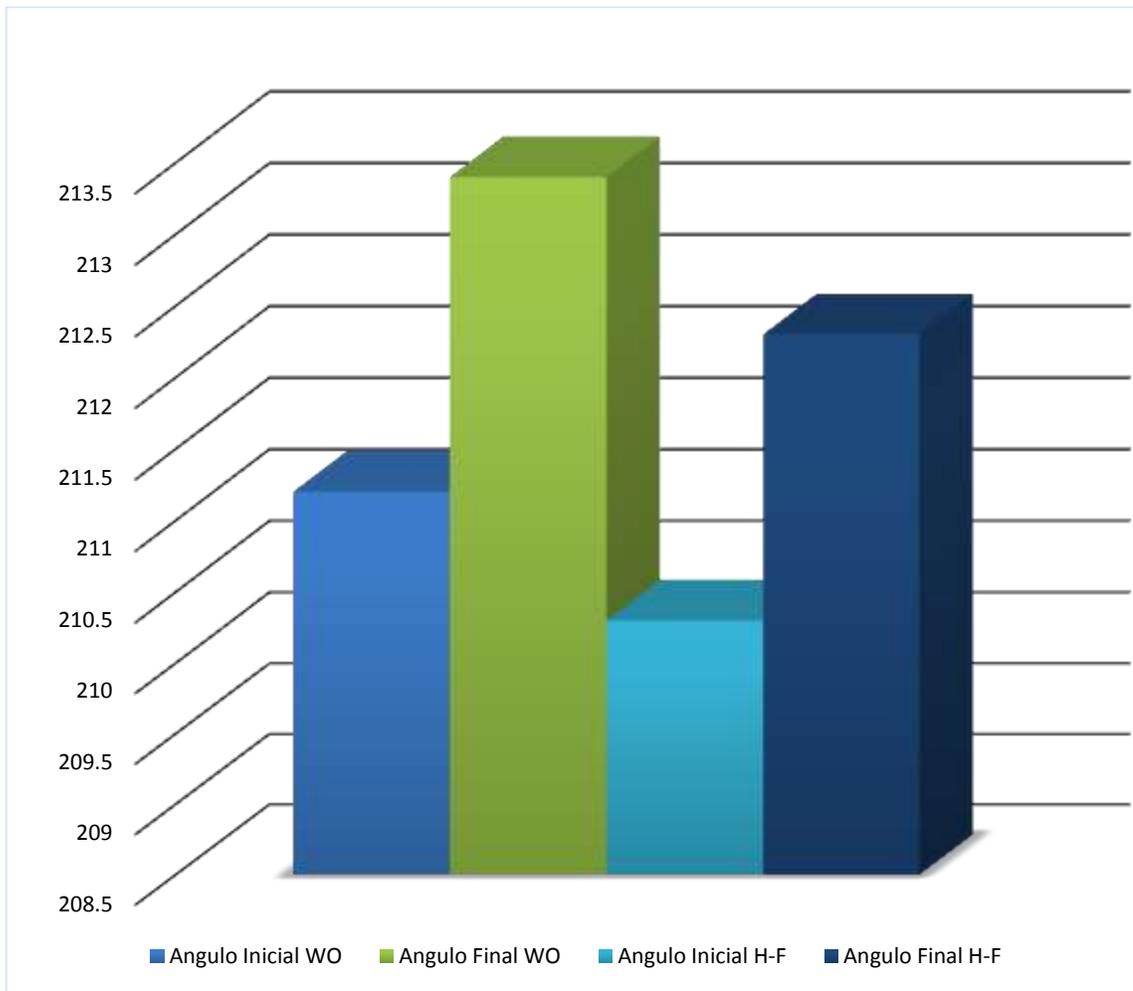
Cuadro 4.- Modificación de la angulación con el sistema Hy-Flex (30 dientes con 60 conductos)

CONDUCTO 1	154.2	155	0.8	CONDUCTO 21	163.1	164.3	1.3
CONDUCTO 2	162	162.6	0.6	CONDUCTO 22	159.1	162.4	3.3
CONDUCTO 3	144.7	146.6	1.9	CONDUCTO 23	155.4	156.4	1
CONDUCTO 4	152	153.3	1.3	CONDUCTO 24	168.1	169.3	1.2
CONDUCTO 5	160.3	161.5	1.2	CONDUCTO 25	153.7	154.6	0.9
CONDUCTO 6	162.6	163.1	0.5	CONDUCTO 26	157.6	159.1	1.4
CONDUCTO 7	163.8	164.9	1.1	CONDUCTO 27	160.6	161.8	1.2
CONDUCTO 8	162.3	162.9	0.6	CONDUCTO 28	153.6	156.5	2.9
CONDUCTO 9	157.1	160.6	3.2	CONDUCTO 29	162.2	165.1	2.9
CONDUCTO 10	178.2	178.7	0.5	CONDUCTO 30	168.3	170.8	2.5
CONDUCTO 11	160	160.8	0.8	CONDUCTO 31	153	156.7	3.7
CONDUCTO 12	173.1	173.2	0.2	CONDUCTO 32	153.4	154.4	0.9
CONDUCTO 13	161.2	161.8	0.7	CONDUCTO 33	147	147.5	0.4
CONDUCTO 14	161.5	163.3	1.8	CONDUCTO 34	152.2	153.9	1.8
CONDUCTO 15	157.3	157.7	0.3	CONDUCTO 35	150.2	153.8	3.6
CONDUCTO 16	156.1	158	1.8	CONDUCTO 36	147.3	149.3	2
CONDUCTO 17	165.5	167.9	2.4	CONDUCTO 37	147	152.5	5.5
CONDUCTO 18	159.1	162.6	3.6	CONDUCTO 38	146.7	152.5	5.8
CONDUCTO 19	168.8	168.9	0.1	CONDUCTO 39	147.6	148.6	0.9
CONDUCTO 20	168.3	169.4	1.1	CONDUCTO 40	150.3	152.8	2.4

Cuadro 5.- Promedio de ángulo inicial, ángulo final y su comparativo con el sistema rotatorio Hy-Flex

Promedio Angulo Inicial	Promedio Angulo Final	Promedio Angulo Inicial Vs Angulo Final
210.3	212.3	2

Gráfica 2.- Resumen de los resultados de angulación.



X. DISCUSIÓN

El objetivo de este trabajo fue evaluar y comparar el transporte o desviación apical producida por dos sistemas rotatorios de níquel titanio. Cada uno de estos sistemas posee alguna característica que lo diferencia del resto.

En este estudio no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas estudiados con respecto al transporte o desviación apical.

La medida de la curvatura del conducto radicular de Schneider es la más comúnmente utilizada para identificar el potencial de la desviación apical (9).

En este estudio se trató de igualar esta técnica

La tendencia actual del tratamiento de conductos es el uso de sistemas rotatorios, que sin duda, han revolucionado esta área de la odontología. Es por esto que cada vez más, nos llegan nuevos y diferentes sistemas, los cuales prometen ser mejores que sus precedentes.

En estudios realizados anteriormente por M. Saber y cols. En 2014 mostro que el uso de Protaper Next desvió significativamente más el conducto que IRaCe y Hy-Flex, sin presentar diferencias significativas. En lo que respecta al transporte apical no se presentó diferencias significativas entre los tres grupos. Mientras que IR y HF fueron significativamente más rápido que el PTN, sin diferencias significativas entre IR y HF. Concluyendo que PTN, IR y HF respetaron la curvatura original del conducto y se recomiendan para uso en conductos curvos (79).

En otro estudio realizado por S. Burklein (2012), el uso de instrumentos Mtwo y RECIPROC presentaron una mejor limpieza de conductos mesiales en la parte apical en comparación con ProTaper y Waveone, mientras que todos los instrumentos mantuvieron la curvatura original del conducto (80). A diferencia de Dan Zhao, Marcus Hapassalo y cols., donde el sistema Protaper Next presentó menos transporte que los sistemas Waveone y Protaper Universal en el tercio apical de los conductos mesiales. Sin embargo no hubo diferencia significativa en el transporte apical en los conductos distales entre los tres sistemas de instrumentación siendo Waveone significativamente más rápido que con los otros 2 instrumentos (81).

En cuanto a los resultados del presente estudio, es interesante analizar que ambos sistemas mantuvieron muy buen control dentro del conducto. En ningún caso se apreció que se originaran perforaciones, transporte del ápice, ni pérdida de la longitud de trabajo, por lo que consideramos que tanto WaveOne como Hy-Flex, son sistemas rotatorios confiables.

Los valores de transporte o desviación apical obtenidos en este estudio muestran que no hay diferencias estadísticamente significativas entre el sistema WaveOne y Hy-Flex. La posible explicación a este resultado es que en todos los dientes instrumentados para este estudio se les realizó una instrumentación manual hasta calibre #20. Al haber realizado un ensanchamiento previo, los primeros instrumentos no tenían tanta fricción con el conducto

Sin embargo, como profesionistas cuidadosos, debemos tener más elementos que los ofrecidos por las casas comerciales y tener la seguridad de que lo que estamos usando es lo óptimo para nuestros pacientes.

XI. CONCLUSIÓN

La evaluación de las angulaciones realizada con el software denominado *Motic Images Plus 2.0*, demostró que es útil.

Esta investigación demostró la efectividad de los sistemas rotatorios WaveOne y Hy-Flex en la preparación y “permanencia” de la forma original de los conductos curvos.

Sin embargo, Hy-Flex se recomienda más para tratar conductos con curvatura mayor a 25°, ya que este sistema rotatorio respeta de mejor manera la curvatura original del conducto ya que presenta menores modificaciones en el ángulo del conducto comparado con WaveOne.

La diferencia entre ambos es mínima pues WaveOne no afecta considerablemente la forma original, no provoca perforaciones y/o desgarramientos, por lo que se considera que su uso tampoco disminuye el éxito.

Se recomienda el uso de ambos sistemas rotatorios en el procedimiento endodóntico

.

XII. BIBLIOGRAFÍA

1. Hargreaves KM, Cohen S, Berman LH. Cohen's pathways of the pulp. 10th ed. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2011. xvi, 952, 134 p. p.
2. Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Ingle's Endodontics 6: BC Decker; 2008.
3. Ingle JI. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1961;14(1):83-91.
4. Santos LdA, Bahia MGdA, Las Casas EBd, Buono VTL. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. Journal of Endodontics. 2013;39(11):1444-7.
5. Silva Herzog D. [An interview with Dr. Daniel Silva Herzog]. Revista ADM : organo oficial de la Asociacion Dental Mexicana. 1983;40(6):151-4.
6. Tsujimoto M, Irifune Y, Tsujimoto Y, Yamada S, Watanabe I, Hayashi Y. Comparison of Conventional and New-generation Nickel-Titanium Files in Regard to Their Physical Properties. Journal of Endodontics. 2014;40(11):1824-9.
7. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. International endodontic journal. 2002;35(6):514-21.

8. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence international*. 1997;28(6):397-402.
9. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1971;32(2):271-5.
10. Hankins PJ, ElDeeb ME. An evaluation of the Canal Master, balanced force, and step-back techniques. *J Endod*. 1996;22(3):123-30.
11. Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *J Endod*. 1994;20(7):332-7.
12. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*. 1995;21(4):173-6.
13. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1999;25(6):434-40.
14. Vorwek G. *Terapéutica endodóntica con instrumentos rotativos. Concepto terapéutico sistemático para la práctica dental*. Quintessence (ed esp). 2000; Volumen 13,(Número 10).
15. Cohen S, Burns R. *Vías de la Pulpa*. . In: S.A. aeEH, editor. Madrid. 1999. p. p. 227-88
16. Beer R, Baumann M, S. K. *Atlas de Endodoncia*. 2000
17. Leonardo MR. *Endodoncia: tratamiento de conductos radiculares*: Artes Médicas Latinoamérica; 2005.

18. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of North America*. 1974;18(2):269-96.
19. Hsieh YD, Gau CH, Kung Wu SF, Shen EC, Hsu PW, Fu E. Dynamic recording of irrigating fluid distribution in root canals using thermal image analysis. *International endodontic journal*. 2007;40(1):11-7.
20. Abou-Rass M, Piccinino MV. The effectiveness of four clinical irrigation methods on the removal of root canal debris. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1982;54(3):323-8.
21. Albrecht LJ, Baumgartner JC, Marshall JG. Evaluation of apical debris removal using various sizes and tapers of ProFile GT files. *J Endod*. 2004;30(6):425-8.
22. Falk KW, Sedgley CM. The influence of preparation size on the mechanical efficacy of root canal irrigation in vitro. *J Endod*. 2005;31(10):742-5.
23. Reynolds MA, Madison S, Walton RE, Krell KV, Rittman BR. An in vitro histological comparison of the step-back, sonic, and ultrasonic instrumentation techniques in small, curved root canals. *J Endod*. 1987;13(7):307-14.
24. Parris J, Wilcox L, Walton R. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *J Endod*. 1994;20(5):219-24.
25. Heard F, Walton RE. Scanning electron microscope study comparing four root canal preparation techniques in small curved canals. *International endodontic journal*. 1997;30(5):323-31.

26. Usman N, Baumgartner JC, Marshall JG. Influence of instrument size on root canal debridement. *J Endod.* 2004;30(2):110-2.
27. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *The Journal of the American Dental Association.* 2005;136(2):187-93.
28. Paque F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* 2009;35(7):1056-9.
29. Peters OA, Schonenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International endodontic journal.* 2001;34(3):221-30.
30. Lim SS, Stock CJR. The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filing compared with the stepback technique. *International endodontic journal.* 1987;20(1):33-9.
31. Schaeffer MA, White RR, Walton RE. Determining the Optimal Obturation Length: A Meta-Analysis of Literature. *Journal of Endodontics.* 2005;31(4):271-4.
32. SjöGren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *International endodontic journal.* 1997;30(5):297-306.

33. Haapasalo M, Udnæs T, Endal U. Persistent, recurrent, and acquired infection of the root canal system post-treatment. *Endodontic Topics*. 2003;6(1):29-56.
34. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):3-17.
35. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *International endodontic journal*. 2004;37(12):849-59.
36. Leonardo MR, De Toledo R. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio. . In: Médicas. EA, editor. Brasil 2002 p. 24-48
37. Canalda C, Brau A. Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas. 1ra ed2001.
38. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. . *International Endodontic Journal* 2000. ;Vol. 33(No. 2).
39. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 332000. p. 297-310.
40. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary NickelTitanium Files After Clinical Use. . *Journal of Endodontics*. 2000;26(3).
41. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary NickelTitanium Files After Clinical Use. *Journal of Endodontics*. 2000;Vol. 26(No. 3).

42. Peters O, Peters C, Schonenberger K, Barbakow F. Protaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*. 2003;36:93-9.
43. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. . *Journal of Endodontics*. 2010;Vol. 26 (No. 2).
44. Walia HM, 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.
45. Pettiette MT, Olutayo Delano E, Trope M. Evaluation of Success Rate of Endodontic Treatment Performed by Students with Stainless-Steel K-Files and Nickel-Titanium Hand Files. *Journal of Endodontics*. 2001;27(2):124-7.
46. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. 2004;30(8):559-67.
47. 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. *Journal of Endodontics*. 2013;39(3):385-8.
48. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005;10(1):30-76.
49. SchÄFer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic Topics*. 2006;15(1):75-90.

50. Ingle JI. PDQ Endodontics: People's Medical Publishing House; 2009.
51. Kazemi R, Stenman E, Spangberg L. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. . Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1996;81: 596-602. .
52. Brau AE, Canalda S, Sentis J. Cutting efficiency of K-files manufactured with different metallic alloys. Endodontic Dental Traumatology .1996; 12:286-8. .
53. Hankins P, ElDeeb M. An evaluation of the canal master, balanced-force, and step-back techniques. Journal of Endodontics.22:123-30.
54. Kyomen S, Caputo A, White S. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. Journal of Endodontics. 1994;20:332-7.
55. Pruett J, Clement D, Carnes D. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics. 1997;23(77-85).
56. Esposito P, Cunningham C. A comparison of curved canal preparations with nickeltitanium and stainless steel instruments. Journal of Endodontics. 1995;21:171-3.
57. Harlan A, Nicholls J, Steiner J. A comparison of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the balanced-force technique. Journal of Endodontics. 1996;22:410-3.
58. Roane I, Sabala C, Duncanson M. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. Journal of Endodontics. 1985;11:203-11.
59. Weine F. Endodontic therapy. 3rd ed. Snt. Louis ,CV Mosby1982.

60. Schneider S. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg*. 1971;32(37):271-5.
61. Hai'kel Y SR, Bateman G, Senger B, Allemann C. . Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instrument. *Journal of Endodontics*. 1999;25(434-40).
62. Harlan A, Nicholls J, Steiner J. A comparison of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the balanced-force technique. *Journal of Endodontics*. 1996;22(410-13).
63. Gluskin A, Brown D, Buchanan L, . A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *International endodontic journal*. 2001:476-88.
64. Bergmans L, Van CJ, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, et al. Smooth flexible versus active tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2002;35(820-8).
65. Schneider S. A comparison of canal preparations in straight and curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971;32(271-5).
66. Cunningham C, Senia E. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*. 1992;18(294-300).

67. Nagy C, Szabo J. A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth. *Journal of Endodontics*. 1995;21:557-60.
68. Dobo-Nagy C, Keszthelyi G, Szabo J, Sulyok P, Ledeczky G. A computerized method for mathematical description of three-dimensional root canal axis. *Journal of Endodontics*. 2000;26(639-43).
69. Peters O, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. . *Journal of Endodontics*. 2001;34(38):221-30.
70. Strawn S, White J, Marshall G, Gee L, Goodis H, Marshall S. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions-short term. *J Am Dent Assoc*. 1996;24(417-23).
71. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *Journal of Endodontics*. 2010;36(1):157-9.
72. You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Shon W-J, Lee W. Lifespan of One Nickel-Titanium Rotary File with Reciprocating Motion in Curved Root Canals. *Journal of Endodontics*. 2010;36(12):1991-4.
73. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics*. 2012;38(4):541-4.

74. Giuliani V, Di Nasso L, Pace R, Pagavino G. Shaping Ability of WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System Used in Continuous and Reciprocating Motion. *Journal of Endodontics*. 2014;40(9):1468-71.
75. Bergmans L, Cleyenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*. 2001;14:324-33.
76. Gambarini G, Grande N, Plotino G. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2008;34:1003-5.
77. Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, et al. Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics*. 2015;41(5):725-8.
78. Bramante C, Berbet A, Borges R. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endodon. Journal of Endodontics*. 1987;13(243-5).
79. E. D. M. Saber, M. M. Nagy, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International endodontic journal*. 2014;48:131-6.
80. S. Bürklein, K. Hinschitza, T. Dammaschke, Schäfer. E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper *Journal of Endodontics*. 2012;45:449-61.

81. Dan. Zhao, DDS. Ya Shen, PhD. Bin Peng, DDS PMH. Root Canal Preparation of Mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-Computed Tomographic Study

Journal of Endodontics. 2014;40(11):1860-4.