

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**



**ESTUDIO DE LA DESVIACIÓN DEL CONDUCTO ORIGINAL POR EL USO DE  
LOS SISTEMAS ROTATORIOS PROTAPER NEXT Y K3XF EN DIENTES  
EXTRAÍDOS.**

No. de registro 2015-3

Tesis que como requisito para obtener el grado de Especialista en Endodoncia  
presenta:

**CD. FABIOLA GUADALUPE RIVERA CRUZ**

**Director de Tesis:**

DR. ALFREDO DEL ROSARIO AYALA HAM

**Codirector de Tesis:**

DR. JOSE GEOVANNI ROMERO QUINTANA

**Asesor:**

DRA. MARIA LOURDES VERDUGO BARRAZA

Culiacán de Rosales, Sinaloa. 31 de octubre del 2015.

El trabajo de Tesis es dedicado a mi familia, pero sobretodo y no demeritando a ninguno de los valiosos integrantes que la conforman, a mi esposo y a mi mamá por todo su apoyo y comprensión durante este trayecto.

## **AGRADECIMIENTOS**

Gracias a Dios por darme todo lo que tengo.

Gracias a mi esposo y a mi mamá por confiar en mí y brindarme todo su apoyo.

Gracias a mis hermanos Mario y Maryel por compartir esta alegría conmigo.

Gracias a mis compañeros de generación Renán, Denisse, Lucía, Melky, Casian, Ulises, Noé y Poncho por todos los buenos momentos y saben que tienen un lugar en mi corazón.

Gracias a mis maestros Dra. Yolanda, Dra. Verena, Dra. Vania, Dra. Ilsa, Dr. Omar, Dra. Itzel, Dr. Gómez Ruelas por sus enseñanzas y en especial al Dr. Alfredo Ayala por su interés en enseñar y su ayuda y colaboración con mi trabajo de tesis.

## RESUMEN

**Introducción:** el objetivo de la preparación biomecánica es crear un espacio adecuado para permitir una efectiva irrigación y obturación así como respetar la forma original del conducto. Esto se logra con preparación manual o por sistemas rotatorios. Los sistemas rotatorios actuales son fabricados con aleación NiTi los cuales ofrecen mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Éste es un parámetro importante para poder evaluar el sistema y decidir si puede ser el indicado para trabajar con mayor seguridad en un conducto curvo. **Objetivo:** comparar la habilidad de los sistemas rotatorios ProTaper Next (Dentsply) y K3XF (SybronEndo) para mantener la anatomía original de los conductos radiculares curvos después la instrumentación biomecánica. **Materiales y Métodos:** a todos los dientes se les realizó el acceso a la cámara pulpar. Se seccionó parte de la corona. Se tomó la medida del conducto radicular con una lima tipo k #10 (Maillefer). Los dientes fueron montados en muflas con acrílico auto polimerizable, se colocó en el interior de los conductos una lima tipo k #10 (Maillefer) de acero 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 de los conductos de los dos grupos de trabajo, el primer grupo fue instrumentado con el sistema ProTaper Next (Dentsply). El segundo grupo fue instrumentado con el sistema K3XF (SybronEndo). Se tomó una radiografía final con la última lima que se instrumentó cada grupo siendo la lima X2 25/06 para ProTaper Next (Dentsply) y 25.06 K3XF (SybronEndo). Por último, se compararon los grados de radiografía inicial y final. **Resultados:** al comparar la diferencia de ángulo de ProTaper Next fue de  $2.82 \pm 2.21^\circ$  y para K3XF fue de  $2.74 \pm 1.95$  con un valor de P de 0.758 para la prueba de U 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 **Conclusiones:** podemos resumir que el sistema de medición de las angulaciones con el programa Motic images plus 2.0 es útil y que tanto el sistema ProTaper Next y K3XF son eficientes en la preparación de conductos curvos. Estos sistemas rotatorios se pueden recomendar en conductos con curvatura mayor a  $25^\circ$ , ya que esta investigación demostró que ambos sistemas respetan la curvatura original del conducto y logran menores modificaciones en el ángulo del conducto radicular, lo cual contribuye a mantener la forma original del conducto radicular.

**Palabras clave:** Desviación apical, preparación biomecánica, sistema ProTaper Next, sistema K3XF.

## 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 ProTaper Next (Dentsply) and K3XF (SybronEndo) rotary systems to maintain the original anatomy of curved root canals after the biomecánica preparation. **Materiales 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 ProTaper Next (Dentsply) system. The second group was implemented with K3XF (SybronEndo) system. A final radiograph with the last file each group X2 lime being implemented for ProTaper Next 25/06 (Dentsply) and 25.06 K3XF (SybronEndo) was taken. Finally, the degree of initial radiograph and final were compared. **Results:** by comparing the angle difference ProTaper Next was  $2.82 \pm 2.21^\circ$  and K3XF was  $2.74 \pm 1.95$  with a P value of 0.758 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 ProTaper Next and K3XF system are efficient in the preparation of curved root canals. These rotary systems can be recommended in ducts with greater curvature at  $25^\circ$ , 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.

**Keywords:** Apical deviation, biomechanical preparation, ProTaper Next files, K3XF files.

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	7
<b>1- MARCO TEÓRICO</b> .....	8
1.1- ANTECEDENTES.....	8
1.2- TRATAMIENTO DE CONDUCTOS.....	11
1.3- PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.....	13
1.4- PREPARACIÓN DEL CONDUCTO PREVIO A INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA.....	16
1.5- INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITANIO (ORIGEN Y FABRICACIÓN).....	16
1.6- PROBLEMAS DURANTE LA LIMPIEZA Y CONFORMACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.....	19
1.7- FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DESVIACIÓN APICAL.....	22
1.8- SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO.....	24
1.9- SISTEMA PROTAPER NEXT.....	24
1.10- SISTEMA K3XF.....	26
<b>2- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	29
<b>3- JUSTIFICACIÓN</b> .....	31
<b>4- HIPÓTESIS</b> .....	32
<b>5- OBJETIVOS</b> .....	33
<b>6- MATERIALES Y MÉTODOS</b> .....	34
<b>7- LUGAR DE REALIZACIÓN</b> .....	35
<b>8- RESULTADOS</b> .....	38
<b>9- DISCUSIÓN</b> .....	39
<b>10- CONCLUSIÓN</b> .....	42
<b>11- BIBLIOGRAFÍA</b> .....	43

## **INTRODUCCIÓN**

El objetivo de la preparación biomecánica es crear un espacio adecuado para permitir una efectiva irrigación y obturación así como respetar la forma original del conducto. Esto puede ser logrado por preparación manual o por sistemas rotatorios. La preparación ideal del conducto radicular es con una 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.

El análisis comparativo de las dos técnicas radica en la importancia de determinar cuál es la más conveniente en la preparación del conducto radicular.

La desviación del conducto por el uso de sistemas rotatorios en dientes con curvatura moderada es un problema que en la actualidad repercute en el éxito del tratamiento endodóntico.

Los sistemas rotatorios ProTaper Next (Dentsply) y K3XF (SybronEndo) son actualmente considerados dos de los sistemas rotatorios más eficaces en la preparación biomecánica de los conductos radiculares curvos. Por esto, fueron analizados específicamente en este estudio.

## **1- MARCO TEÓRICO**

### **1.1. ANTECEDENTES**

Maynard en 1838, creó el primer instrumento endodóntico, a partir de un muelle de reloj para utilizarlo con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Este fundamento predomina en la actualidad, 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 estos, 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)

En 1955 John 1. Ingle en Washington EU , 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, y en la segunda conferencia internacional de Endodoncia realizada en la



Universidad de Pensilvania, Filadelfia en EU, 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 y puntas de plata. 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)

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.(4)

Las principales características que tienen los instrumentos estandarizados o de acero inoxidable son:

1. Construidos de acero inoxidable.
2. Mango de plástico colorido.

3. Parte activa de 16 mm como mínimo.

4. Aumento de conicidad estándar, equivalente a 0.02 por milímetro de la parte activa.

5. Aumento de diámetro de la parte activa (01 -Do), equivalente a 0.05 mm entre las limas de no. 10 a 60 en las limas de no. 60 a 140 este aumento es equivalente a 0.10 mm, siendo que en los instrumentos especiales 0.06, 0.08 y 0.10 el equivalente es de 0.02 mm.

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. (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 supuestamente 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.(13)

## 1.2 TRATAMIENTO DE CONDUCTOS

Todos los profesionales de la odontología, coinciden en el pensamiento de 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%. (15)

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. De estos principios dependerá la tasa de éxito del tratamiento. (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. (15)

La instrumentación del sistema de conductos radiculares tiene como objetivo específico limpiar los conductos de restos de tejido pulpar, bacterias y restos

tisulares necróticos, y poder brindarles una forma que permita su relleno con material biológicamente inerte.(1)

### **1.3 PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES**

Hace casi 30 años, Schilder (1967) introdujo el concepto de "limpieza y conformación". La mayor parte de los problemas de obturación del conducto son en realidad problemas de la limpieza y conformación. La limpieza se refiere a la remoción de todo el contenido del sistema de conductos radiculares. La conformación se refiere a una cavidad de una forma específica. (15)

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.(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 pasó a considerarse como el aspecto más positivo de la contribución del Dr. Herbert Schilder, ya que esta técnica permitió obtener 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. (16)

Algunos autores han sugerido que los conductos deben prepararse con una conicidad uniforme y continua. Sin embargo, este objetivo mecánico facilita la obturación 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. (17, 18).

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. (19-25)

Un objetivo mecánico importante de la instrumentación del conducto radicular es 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. (26, 27)

Se deben evitar los errores de preparación, como las deformaciones y las perforaciones. Aunque esos y otros problemas de procedimiento quizá no afecten por si mismos al éxito del tratamiento, pueden hacer que partes del sistema de conductos radiculares sean inaccesibles a la desinfección. (28)

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. (29)

El enderezamiento de los conductos curvos 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. (29)

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. (30)

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. (31)

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. (32)

## **1.4 PREPARACIÓN DEL CONDUCTO PREVIO A INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA**

Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio (NiTi) son un valioso complemento en la preparación de los conductos radiculares. Pero los instrumentos manuales permiten ensanchar los conductos con la misma eficacia cuando se usan las secuencias adecuadas. Los instrumentos manuales pueden introducirse sólo para ensanchar o abrir camino antes de introducir los instrumentos rotatorios. Además de ser útiles para obtener la longitud de trabajo. Posteriormente, la cavidad de acceso y los conductos se inundan con irrigante y se debe continuar introduciendo una lima exploradora pre curvada en el conducto entre cada uso de las diferentes limas rotatorias para ayudar a prevenir el bloqueo apical hasta que el ensanchamiento apical sea del tamaño deseado. Como se ha señalado antes, existen varias técnicas y la elección depende sobretodo de la técnica de obturación deseada, según si se requiere 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)

## **1.5 INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITANIO**

La utilización del NiTi en endodoncia para realizar instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huet, 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 y/o anti horario, así como compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización.(33)

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. (34)

La mayoría de los instrumentos NiTi se fabrican mediante un proceso esmerilado, aunque algunos se fabrican mediante grabado laser y otros 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, 27)

Se ha intentado mejorar la calidad de la superficie mediante pulido eléctrico y cobertura de nitruro de titanio. El segundo proceso también parece tener un efecto beneficioso sobre la eficacia de corte. (7)

A pesar de la problemática concerniente de 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.(7)

Estos instrumentos proporcionan diferentes propiedades, tales como la super elasticidad, caracterizada por 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.(35, 36)

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 en un complemento indispensable para la endodoncia.(37)

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. (32)

## **1.6 PROBLEMAS DURANTE LA LIMPIEZA Y CONFORMACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.**

A continuación se presentan las posibles alteraciones que según Hülsmann y Schäfer pueden ocurrir durante la conformación de los conductos radiculares, especialmente si ésta se realiza con instrumentos manuales de acero inoxidable.(38, 39)

- Daño al foramen apical: desplazamiento o ensanchamiento del foramen apical debido a problemas en el cálculo de la longitud de trabajo o al enderezamiento de conductos curvos. Como consecuencia, se provoca una irritación de los tejidos periapicales por la extrusión de irrigantes, de tejido pulpar y/o de productos contaminados.

- Zip o deformación apical: es el resultado de la tendencia que tiene el instrumento a enderezarse en el interior del conducto. Da como resultado un sobre ensanchamiento del conducto en la zona exterior de la curvatura y una deficiente preparación de la porción interna de la zona apical. El eje longitudinal del conducto sufre una desviación, con lo que también se llama a este defecto enderezamiento, desviación o transporte apical.
- Elbow o codo: está asociado al defecto anterior. Se trata de una región estrecha del conducto en el punto de máxima curvatura. Es el resultado del ensanchamiento irregular que sufre el conducto coronalmente a la parte externa de la curvatura y más apicalmente de la porción interna, dando una forma similar a un codo. Dada la insuficiente conicidad y sus irregularidades, nos limita la limpieza y posterior obturación del conducto.
- Escalón: es un defecto que suele ocurrir cuando se instrumenta un conducto curvo con un instrumento no flexible y con movimientos de rotación a una longitud de trabajo corta. Da como resultado una plataforma en la zona externa de la curvatura que impide el acceso de instrumentos y en algunas ocasiones de los irrigantes hasta la zona apical del conducto. Puede ser difícil de superar, y frecuentemente se asocia a un bloqueo del conducto. Se puede formar dentro del conducto principal o mediante la creación de una falsa vía.
- Perforación apical: es una comunicación entre el conducto radicular y la superficie externa de la raíz. Una perforación de la porción apical del

conducto se puede producir como resultado de la preparación con instrumentos poco flexibles con puntas activas, usados en movimiento de rotación. Las perforaciones están asociadas con la destrucción del cemento de la raíz y la irritación y/o infección del ligamento periodontal y son difíciles de sellar.

- Perforación lateral o Stripping: mientras todos los errores mencionados anteriormente se producen en la parte apical del conducto, una perforación lateral resulta de la sobre-instrumentación y enderazamiento del conducto en la zona interna de la curvatura, a nivel del tercio medio y coronal del conducto. En las perforaciones laterales existe una comunicación entre el conducto y el ligamento periodontal. Estas afectan especialmente a las llamadas “zonas de peligro”, que son la pared interna de la raíz mesiovestibular de los molares superiores y también en distal de las raíces mesiales de los molares inferiores.

Debido a estos problemas, desde comienzos del siglo XX hasta los años setenta, raras veces se endodonciaban los molares y los dientes con conductos muy curvos. Cuando se les realizaba tratamiento de conductos, estos dientes obtenían 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 a la rigidez de las limas endodónticas empleadas.

## **1.7 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DESVIACIÓN APICAL.**

Los siguientes aspectos se asocian con un aumento del riesgo de transporte del conducto radicular (39):

- Diseño insuficiente de las cavidades de acceso: produce un contacto inadecuado del instrumento con las paredes del conducto y una pérdida de control del instrumento durante la preparación del conducto radicular. El acceso sin restricciones de los instrumentos al tercio apical de los conductos minimiza el riesgo de una desviación del conductor original.
- Aleación (acero inoxidable en comparación con el níquel titanio) y las características del diseño de los instrumentos.
- El uso de instrumentos con puntas cortantes.
- El uso de instrumentos poco flexibles en tamaños superiores a #20 en conductos radiculares curvos.
- Técnica de instrumentación: con la técnica Crown-Down o con técnica de Fuerzas Balanceadas hay menor riesgo de crear una desviación en el ápice que con la técnica Step-Back o alguna otra técnica.
- Irrigación insuficiente durante la conformación de los conductos radiculares.
- Aspectos relacionados con el operador: experiencia, presión excesiva, etc.

- Ángulo y radio de curvatura del conducto. En general, se puede afirmar que cuanto mayor sea el ángulo y menor sea el radio de curvatura, mayor será el riesgo de la desviación del conducto radicular.
- Curvaturas no visibles radiográficamente: estas curvaturas que no se ven pueden jugar un papel importante en el proceso de limpieza y conformación, ya que pueden esconder la pérdida de la longitud durante la instrumentación. Además, el aumento del calibre apical de un conducto con una curvatura proximal puede resultar en el transporte del conducto o incluso acabar en una perforación.

Es difícil para el profesional de la endodoncia de práctica clínica conocer qué técnicas de instrumentación y 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, accidentes como formación de codos, desviación del conducto radicular y perforaciones; ya que 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, considerando de manera personal esta última fuente como la más recomendable.

Así pues, sabemos que el conducto radicular debe ser preparado cónicamente, modificando lo menos posible su forma original. Sin embargo, hasta la fecha ninguna técnica de preparación rotatoria es plenamente capaz de impedir las modificaciones de la morfología del conducto radicular.

Por esto, es necesario realizar análisis comparativos de diferentes sistemas rotatorios en endodoncia. Por lo que, en este estudio se analizó cual es el grado de desviación original del conducto radicular en conductos de raíces mesiales de primeros molares inferiores, instrumentados con dos sistemas rotatorios: ProTaper Next y K3XF.

## **1.8 SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO**

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

## **1.9 SISTEMA “PROTAPER NEXT”**

ProTaper Next (Dentsply) es el sucesor del sistema ProTaper Universal (Dentsply), fue introducido al mercado por el Dr. John West en el año 2013. Es una solución eficaz para los endodoncistas que busquen un sistema versátil y flexible con el cual resolver la mayoría de tratamientos de conductos radiculares.(40-42)

Entre las características importantes a señalar en este nuevo sistema rotatorio, tenemos:

- Rotación continua de 300 rpm, y un torque  $\geq 2$  Ncm



- Posee un mango mejorado de 11mm para tener mejor acceso a los dientes posteriores.
- Solo cinco instrumentos y en la mayoría de los casos será necesaria la utilización de solamente dos.

La lima Protaper Next tiene una sección cuadrangular, que otorga un movimiento serpenteante al interior del canal radicular mientras este es preparado, además la nueva configuración ayuda a eliminar de mejor manera el detritus fuera del canal mientras este es instrumentado y preparado, mientras se mantiene centrado en su interior.(43)

Por lo que, ofrece una mayor seguridad, el riesgo de fractura de la lima ha disminuido notablemente, al mismo tiempo; aumentó de forma considerable el respeto de la anatomía original del conducto radicular. (44, 45)

El material M-WIRE® NiTi otorga a la lima mayor flexibilidad mientras se mantiene la eficacia de corte. Esto se consigue a través de un avanzado proceso de tratamiento térmico, patentado por Dentsply. M-WIRE® NiTi posee además una mayor resistencia a la fatiga cíclica, causa principal de la fractura de las limas. (46-51)

El sistema ProTaper Next (Dentsply) se compone de las siguientes limas: 5 limas de conformación, en presentación de 21, 25 y 31 mm de longitud. Los calibres de este sistema son X1(17.04), X2 (25.06), X3 (30.07), X4 (40.06) y X5 (45.06). Este sistema debe manejarse a 300 rpm de acuerdo con el fabricante. Las limas deben

utilizarse con un motor control de torque a  $\geq 2$  Ncm y a una velocidad de rotación de 300 RPM con una ligera presión apical de cepillado.(50, 52, 53)

La seguridad del paciente y de los instrumentos es esencial para una correcta endodoncia. Disminuye el tiempo de conformación ya que una secuencia clínica menor significa menos tiempo en el cambio de instrumentos. La elevada eficacia de corte también reduce el tiempo de conformación. Para el endodoncista, este valioso tiempo puede ser utilizado en otros procedimientos, como la irrigación. (54-58)

### **1.9 SISTEMA ROTATORIO “K3XF”**

Aproximadamente en el 2002, fueron lanzados al mercado los instrumentos rotatorios K3, bajo la supervisión y diseño del Dr. John McSpadden. Algunas de las características más representativas del sistema K3 son una sección transversal asimétrica de triple hélice, caracterizada por tres planos radiales, dos de ellos aliviados, que tienen como objetivo centrar el instrumento en el canal sin generar excesiva fricción. Para efectuar el corte de dentina posee tres ángulos de corte positivos, que según su diseñador ejercen una acción de corte eficiente. Esta sección asimétrica junto a un ángulo helicoidal variable, le otorgan al instrumento una menor posibilidad de atornillamiento.(59, 60)

El diseño de McSpadden permitió obtener un instrumento de NiTi rotatorio con una mayor capacidad de centrarse en el canal, buena capacidad de corte y una sensación de “rigidez”. Esta última característica se debe principalmente a su gran

masa, que sin embargo atenta contra la flexibilidad, a pesar de ser fabricado con una aleación de níquel-titanio.(60)

Por otro lado, para su fabricación se crea una nueva versión de la aleación de NiTi que fuera aún más elástica que la tradicional. Esta variación de la aleación se obtuvo por procesos térmicos específicos (patentados por SybronEndo) que según el fabricante permiten obtener y estabilizar una fase de la aleación llamada “R”.(61)

La fase “R” debe su nombre a una distorsión Romboédrica de la fase cúbica austenítica, y es en sí una fase martensítica. Es decir, es una fase distorsionada de los estados sólidos, cuyos átomos se desplazan con una morfología y cinética en respuesta a una energía.(62)

Esta fase permitió fabricar los instrumentos por torsión y darles una mayor elasticidad. Recientemente, en el mercado mundial fue presentada una reinención de K3 en respuesta a la rigidez que algunos clínicos reportaban. Este nuevo o renovado instrumento posee las mismas probadas características de diseño de K3, pero con un NiTi “fase R”. De esta forma, continúa con las mismas ventajas del original, pero soluciona aquellos aspectos que se le critican. Este nuevo K3 es el K3XF, que es extra flexible. Aparte de su tratamiento térmico, tiene una nueva y más sencilla codificación, basada en colores ISO para la identificación del diámetro de la punta y distintos colores en el tope de silicona para señalar el taper o conicidad. Además tiene una inscripción en el mango con ambos números.(60)

Existe una gran variedad de instrumentos cuyos diámetros van del 20 al 55, con conicidades de 6% y 4%, lo que permite realizar una secuencia particular para cada caso clínico o diente. De todas maneras, el fabricante propone una secuencia sencilla de utilización, llamada "Procedure Pack", que toma algunos de los principios y beneficios de las técnicas coronopicales. Este set de instrumentos contiene dos orificios de punta 25 con conicidades de 10 y 8%, para ensanchar los tercios coronario y medio del canal respectivamente. Luego se va aumentando la profundidad en forma secuencial y progresiva hasta alcanzar la longitud de trabajo con instrumentos 40, 35, 30 y 25 al 6% ó 4%.(60)

Para un uso seguro, se sugiere instrumentar previamente con limas manuales hasta un N°20. K3XF debe operar entre 350 y 500 rpm con un torque mínimo de 300 g/cm. La característica de "fortaleza" que SybronEndo destaca de su producto se debe a su sección transversal, y a que el núcleo interno del instrumento es variable. Esto fue logrado durante su fabricación por medio de un complejo torneado que genera surcos de escapes menores en la punta y más profundos hacia el mango.(60)

## 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El tratamiento de conductos es un procedimiento que se realiza en órganos dentales con patología pulpar y/o periapical con la finalidad de evitar la extracción de dichos órganos. En dichos tratamientos, es necesario respetar un protocolo de preparación biomecánica del sistema de conductos radicular. Durante los cuales, podemos enfrentarnos a diversas complicaciones, como separación de instrumentos, perforaciones radiculares, formación de escalones en el interior de los conductos y desviación de la anatomía original de los conductos radiculares.

Ésta última, podría comprometer el éxito del tratamiento de conductos, pues si durante la instrumentación, se modifica la longitud de trabajo original, es posible que los mismos instrumentos produzcan una ligera desviación en el tercio apical llamado “zip”, esto podría debilitar la raíz por desgaste excesivo de dentina y contribuir a una perforación radicular. Además de no lograr una adecuada limpieza y desinfección por la limitada accesibilidad de las soluciones irrigantes al sistema de conductos.

Así pues, es importante mantener la anatomía original del sistema de conductos, durante y después de la preparación biomecánica, por este motivo, a través de los años, se han diseñado diversos instrumentos y técnicas con la finalidad de mejorar la conformación de los conductos. Los sistemas rotatorios Protaper Next y K3XF, recientemente elaborados para este fin, prometen debido a las características de fabricación, obtener una mejor conformación del conducto respetando la anatomía original de los conductos. Por esto, nos surge el siguiente cuestionamiento, ¿Cuál

de los dos sistemas rotatorios, Protaper Next y K3XF, mantiene y/o respeta la curvatura original del conducto?

### **3. JUSTIFICACIÓN**

El tratamiento de conductos radiculares tiene rangos de éxito elevados, de entre 70% 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 anatomía original del conducto cuando se realiza la preparación biomecánica, aún más importante cuando éste presenta curvaturas radiculares.

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

Por otro lado, es una realidad que los diseñadores de instrumentos endodónticos constantemente están en la búsqueda de mejoras de los instrumentos, con el objetivo de cumplir los propósitos de la preparación ideal de los conductos radiculares. En la actualidad, los sistemas rotatorios Protaper Next y K3XF se presentan como una alternativa, tienen 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 con el propósito de determinar la habilidad de mantener la curvatura original de los conductos posterior al uso de estos sistemas rotatorios.

#### **4. HIPÓTESIS**

Debido a las características de diseño y composición que presenta el sistema Protaper Next, se puede esperar que proporcione mejores resultados en mantener la anatomía del conducto original.



## **5. OBJETIVOS**

### **5.1. OBJETIVO GENERAL**

Comparar la habilidad de los sistemas rotatorios ProTaper Next y K3XF para mantener la anatomía original de los conductos radiculares curvos después la instrumentación biomecánica.

### **5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Observar y medir la desviación del conducto radicular original (inicial) y posterior a la instrumentación con ProTaper Next.

Observar y medir la desviación del conducto radicular original (inicial) y posterior a la instrumentación con K3XF.

Comparar las desviaciones de los conductos radiculares posterior a la instrumentación con los sistemas rotatorios ProTaper Next y K3XF.

## **6. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **6.1. DISEÑO DEL EXPERIMENTO**

La metodología implementada en esta investigación fue de enfoque experimental, observacional, comparativo y prospectivo.

### **6.2. MUESTRA DE ESTUDIO**

Para el desarrollo de esta investigación se utilizaron 40 raíces mesiales de primeros molares inferiores extraídos con dos conductos y curvatura mayor a 25 grados. Posteriormente se dividieron aleatoriamente en dos grupos obteniendo un total de 20 dientes para cada grupo, siendo un total de 40 conductos como muestra de estudio.

### **6.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

Molares inferiores con curvatura mayor a 25 grados en las raíces mesiales.

Molares con formación radicular completa.

Molares con conductos permeables.

Molares sin tratamiento de conductos previo.

### **6.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

Molares con resorción radicular.

Molares con raíces rectas.

Molares con rizogénesis incompleta.

Molares con raíces fracturadas.

Molares con conductos calcificados.

Molares con tratamientos de conductos.

## **6.5. CRITERIOS DE ELIMINACIÓN**

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

## **7. 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.

### **7.1. PROCEDIMIENTO**

Se realizó el acceso cameral a los 40 molares con pieza de mano de alta velocidad (Midwest) y fresa de bola de carburo #4 (Midwest burs) y fresa endozeta (Dentsply). Se comprobó la permeabilidad de los conductos mesiales con una lima tipo k #10 (Maillefer K-file) ISO de acero inoxidable. Después se seccionó parte de la corona con motor de baja velocidad (DentaMed) y disco diamantado para dejar una superficie oclusal plana y estandarizar la longitud de cada una de las muestras a 15 mm. Luego se estableció la longitud de trabajo con una lima tipo k #10 (Maillefer K-file) ISO de acero inoxidable del borde del remanente coronal hasta la salida del foramen apical y se restó 1mm.

Después se colocó en el ápice de cada conducto una bola de cera rosa para impedir que material de acrílico se filtrara por el foramen apical. Posteriormente los dientes fueron montados en cubos de acrílico. Después se colocó de nuevo una lima tipo k #10(Maillefer K-file) ISO de acero inoxidable en cada conducto hasta longitud de trabajo y se realizó la primera toma radiográfica de los conductos utilizando radiología digital (Radiovisiógrafo Vatech) y un sistema de muflas modificada al sistema descrito por Bramaente. (63-65)

Se dividieron en dos grupos aleatorios y se seleccionaron 20 muestras para cada grupo, siendo un total de 40 conductos. Se procedió a realizar la instrumentación de los conductos radiculares, el primer grupo fue instrumentado con sistema ProTaper Next (Dentsply) de acuerdo con instrucciones del fabricante con la siguiente secuencia: instrumentación manual con limas tipo K #10 y #15 (Maillefer K-file) con técnica de fuerzas balanceadas, seguidas de limas X1 y X2 (Dentsply) a una velocidad constante de 300 rpm con motor endodóntico (Endomate NSK) irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada lima.

El segundo grupo se instrumentó con sistema rotario K3XF (SybronEndo) con instrumentación manual con limas tipo K #10 y #15 (Maillefer K-file) con técnica de fuerzas balanceadas, seguidas de limas 35.06, 30.04, 25.06 y 20.04 (SybronEndo) hasta la longitud de trabajo, terminando con 25.06 con motor endodóntico (Endomate NSK) a una velocidad constante de 500 rpm irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada lima.

Después de instrumentar cada conducto radicular con la última lima de trabajo se tomó radiografía final con la lima dentro de cada conducto. Las radiografías fueron analizadas midiendo la angulación de la curvatura con el software Motic Images plus 2.0.

## **7.2. DISEÑO ESTADÍSTICO**

Para comparar las medidas del ángulo antes y después de la instrumentación de cada sistema y así observar la desviación del conducto original, se utilizó la prueba U de Mann Withney.

Los datos fueron analizados en el software IBM SPSS v.20, con un valor de probabilidad menor a 0.05 considerado estadísticamente significativo.

## 8. RESULTADOS

Al comparar la diferencia de ángulo de ProTaper Next fue de  $2.82 \pm 2.21^\circ$  y para K3XF fue de  $2.74 \pm 1.95$  con un valor de P de 0.758 para la prueba de U 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.

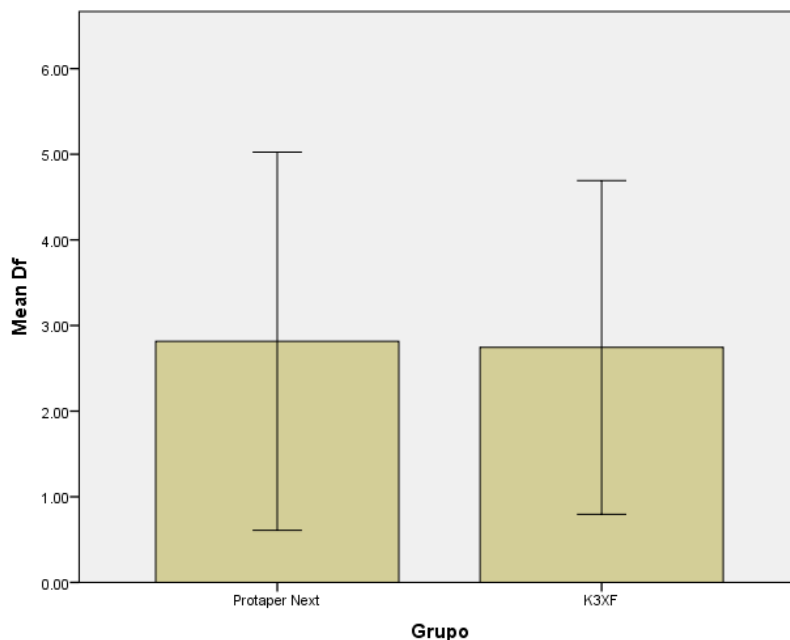
Los resultados obtenidos se presentan en el siguiente cuadro y gráfica.

Cuadro 1.

Sistema Rotatorio	Media	DS	P
ProTaper Next	2.82	2.21	0.7580
K3XF	2.74	1.95	

P. valor de p, DS, Desviación estándar.

Gráfica 1.



## 9. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue comparar la habilidad de dos sistemas rotatorios de níquel titanio para mantener la anatomía original de los conductos radiculares curvos después la instrumentación biomecánica. 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 a la transportación y/o desviación en el ángulo de la curvatura original del conducto.

Algunos estudios han revelado la superioridad del sistema K3XF en mantener la curvatura original del conducto radicular, aun en conductos con curvatura severa (62, 66, 67). De acuerdo con estos hallazgos estamos de acuerdo con estos resultados demostrando que el sistema rotatorio K3XF es un sistema seguro en términos de desviación. (67)

La flexibilidad de los instrumentos depende del diseño de la sección transversal, el diámetro de núcleo, la distancia entre estrías de corte, propiedades metalúrgicas y el tratamiento de la superficie de los instrumentos. (68). La flexibilidad de los instrumentos rotatorios ProTaper Next y K3XF es debida a que alternan bordes cortantes con bordes no cortantes a lo largo de la superficie de trabajo. Esta característica permite que haya una mejor distribución del stress que sufre el instrumento cuando está trabajando en el interior de un conducto curvo. (68, 69)

Por otro lado, la mayor flexibilidad de los instrumentos ProTaper Next y K3XF se atribuye a su proceso de fabricación, ya que son de los más recientemente

fabricados en una fase pre-martensítica (Fase R y M-Wire). La fabricación se realiza mediante un alambre de níquel titanio esmerilado y sometido a un enfriamiento muy lento que provoca un cambio en la cristalización del metal que le confiere mayor resistencia y flexibilidad. Diversos autores, en sus estudios comentan que ofrecen mayor flexibilidad, lo cual coincide con nuestros resultados (69, 70)

La aleación M-Wire tiene propiedades físicas y mecánicas que le otorgan flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Sin embargo, Pereira y cols. comparan esta aleación con Fase R, y demostraron que la flexibilidad y la resistencia de M-Wire a la fatiga cíclica es inferior a lo que se esperaba. (71). A pesar de que en nuestro trabajo, no hubo diferencia significativa entre los sistemas estudiados, K3XF mostró un mejor resultado al final de la preparación.

Por lo general, los sistemas rotatorios de níquel titanio utilizan una técnica de coronal hacia apical (Crown Down). Roane y cols., determinaron que esta técnica Crown Down producía menor transporte apical, ya que con esta técnica, se reduce la fricción del instrumento con las paredes del conducto al cortar dentina, porque solo una parte del instrumento está trabajando. Sin embargo, el sistema ProTaper Next no está diseñado para trabajar coronal apical, sino que trabaja directamente a longitud de trabajo desde el primer instrumento. Esta secuencia hace que los primeros instrumentos puedan encontrar más fricción en el conducto. (72)

Según algunos autores (13, 35, 73-76) el hecho de que algunos instrumentos trabajen directamente a longitud de trabajo, sin realizar preparación del conducto



de coronal a apical podría llevar a un transporte o desviación de la angulación de la curvatura del conducto por una mayor fricción de los instrumentos con las paredes del conducto. A lo que no estamos de acuerdo, porque en nuestro estudio el sistema rotatorio ProTaper Next demostró ser un sistema seguro al no obtener una diferencia significativa en cuanto a la modificación de las angulaciones de la curvatura original.

El transporte o desviación del conducto implica una deformación iatrogénica de la anatomía original del conducto, que puede llevar a que no se eliminen por completo los detritus y los microorganismos debido a una limpieza insuficiente del sistema de conductos. Wu y cols., observaron que un transporte apical superior a 0.3 mm podría reducir la calidad del sellado del sistema de conductos. En nuestro estudio, ninguna de las muestras instrumentadas superó el nivel crítico de transporte o desviación anteriormente mencionado. (77)

De acuerdo a los resultados del presente trabajo podemos observar que los dos sistemas rotatorios de níquel titanio produjeron valores de transporte similares, no obteniendo diferencias significativas entre ellos.

## **10. CONCLUSIÓN**

Podemos resumir que el sistema de medición de las angulaciones con el programa Motic images plus 2.0 es útil y que tanto el sistema ProTaper Next y K3XF son eficientes en la preparación de conductos curvos. Estos sistemas rotatorios se pueden recomendar en conductos con curvatura mayor a 25°, ya que esta investigación demostró que ambos sistemas respetan la curvatura original del conducto y logran menores modificaciones en el ángulo del conducto radicular, lo cual contribuye a mantener la forma original del conducto radicular.

A nivel clínico estos resultados nos hacen pensar que los dos sistemas rotatorios son seguros y válidos para ser usados en la instrumentación de conductos curvos ya que en mayor o menor medida ambos mantienen la forma original del conducto.

### **10.1 RECOMENDACIONES**

Proponemos utilizar esta misma metodología para estudios futuros que exploren esta línea de investigación, en especial otros sistemas rotatorios de los cuales son nuevos y se conoce muy poco de su comportamiento clínico.

## 11. 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. Silva Herzog D. [An interview with Dr. Daniel Silva Herzog]. Revista ADM : organo oficial de la Asociacion Dental Mexicana. 1983;40(6):151-4.
5. 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.
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. *Journal of endodontics*. 1996;22(3):123-30.
11. Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *Journal of endodontics*. 1994;20(7):332-7.
12. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of endodontics*. 1995;21(4):173-6.
13. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
14. Gambarini G. Shaping and cleaning the root canal system: A scanning electron microscopic evaluation of a new instrumentation and irrigation technique. *Journal of endodontics*. 1999;25(12):800-3.
15. Baumann MA, Beer R, Hassell TM. *Endodontology*. 2nd ed. Stuttgart ; New York: Thieme; 2010. xv, 407 p. p.
16. Leonardo MR. *Endodoncia: tratamiento de conductos radiculares*: Artes Médicas Latinoamérica; 2005.
17. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of North America*. 1974;18(2):269-96.
18. 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.

19. 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.
20. Albrecht LJ, Baumgartner JC, Marshall JG. Evaluation of apical debris removal using various sizes and tapers of ProFile GT files. *Journal of endodontics*. 2004;30(6):425-8.
21. Falk KW, Sedgley CM. The influence of preparation size on the mechanical efficacy of root canal irrigation in vitro. *Journal of endodontics*. 2005;31(10):742-5.
22. 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. *Journal of endodontics*. 1987;13(7):307-14.
23. Parris J, Wilcox L, Walton R. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *Journal of endodontics*. 1994;20(5):219-24.
24. 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.
25. Usman N, Baumgartner JC, Marshall JG. Influence of instrument size on root canal debridement. *Journal of endodontics*. 2004;30(2):110-2.
26. Paque F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *Journal of endodontics*. 2009;35(7):1056-9.

27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. Schaeffer MA, White RR, Walton RE. Determining the Optimal Obturation Length: A Meta-Analysis of Literature. *Journal of endodontics*. 2005;31(4):271-4.
31. 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.
32. 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.
33. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):3-17.
34. 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.

35. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*. 1988;14(7):346-51.
36. 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.
37. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*. 2004;30(8):559-67.
38. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005;10(1):30-76.
39. SchÄFer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic Topics*. 2006;15(1):75-90.
40. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of Root Canal Transportation, Centering Ratio, and Remaining Dentin Thickness Associated with ProTaper Next Instruments with and without Glide Path. *Journal of endodontics*. 2014;40(12):2053-6.
41. Pasqualini D, Alovise M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino DS, Bianchi CC, et al. Micro-Computed Tomography Evaluation of ProTaper Next and BioRace Shaping Outcomes in Maxillary First Molar Curved Canals. *Journal of endodontics*. 2015;41(10):1706-10.

42. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the Mechanical Properties of ProTaper Next Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of endodontics*. 2014;40(11):1830-4.
43. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *Journal of endodontics*. 2014;40(12):2053-6.
44. Karatas E, Arslan H, Alsancak M, Kirici DO, Ersoy I. Incidence of Dentinal Cracks after Root Canal Preparation with Twisted File Adaptive Instruments Using Different Kinematics. *Journal of endodontics*. 2015;41(7):1130-3.
45. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(8):1190-3.
46. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *Journal of endodontics*. 2012;38(1):105-7.
47. Al-Hadlaq SMS, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(2):305-7.
48. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of 5 Different Rotary Pathfinding Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-wire, and Controlled Memory Wire. *Journal of endodontics*. 2015;41(4):535-8.



49. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
50. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1566-71.
51. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(11):1535-40.
52. Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel–titanium instruments in severely curved root canals. *International endodontic journal*. 2015;48(8):774-81.
53. Üstün Y, Topçuoğlu HS, Düzgün S, Kesim B. The effect of reciprocation versus rotational movement on the incidence of root defects during retreatment procedures. *International endodontic journal*. 2015;48(10):952-8.
54. Câmara AS, de Castro Martins R, Viana ACD, de Toledo Leonardo R, Bueno VTL, de Azevedo Bahia MG. Flexibility and Torsional Strength of ProTaper and ProTaper Universal Rotary Instruments Assessed by Mechanical Tests. *Journal of endodontics*. 2009;35(1):113-6.
55. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and

- ProTaper Universal in Curved Canals. *Journal of endodontics*. 2015;41(10):1718-24.
56. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(8):1190-3.
57. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1477-81.
58. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. 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.
59. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International endodontic journal*. 2011;44(4):337-41.
60. Shen Y, Zhou H, Campbell L, Wang Z, Wang R, Du T, et al. Fatigue and nanomechanical properties of K3XF nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*. 2014;47(12):1160-7.
61. Shen Y, Riyahi AM, Campbell L, Zhou H, Du T, Wang Z, et al. Effect of a Combination of Torsional and Cyclic Fatigue Preloading on the Fracture Behavior of K3 and K3XF Instruments. *Journal of endodontics*. 2015;41(4):526-30.

62. Hulsmann M, Schade M, Schafers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *International endodontic journal*. 2001;34(7):538-46.
63. Aguiar CM, Camara AC. Radiological evaluation of the morphological changes of root canals shaped with ProTaper for hand use and the ProTaper and RaCe rotary instruments. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2008;34(3):115-9.
64. Nabavizadeh M, Abbaszadegan A, Khojastepour L, Amirhosseini M, Kiani E. A Comparison of Apical Transportation in Severely Curved Canals Induced by Reciproc and BioRaCe Systems. *Iranian endodontic journal*. 2014;9(2):117-22.
65. Garcia M, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M. A comparison of apical transportation between ProFile and RaCe rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(7):990-2.
66. Paque F, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *International endodontic journal*. 2005;38(7):456-64.
67. Olivieri JG, Stober E, Garcia Font M, Gonzalez JA, Bragado P, Roig M, et al. In vitro comparison in a manikin model: increasing apical enlargement with K3 and K3XF rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1463-7.
68. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2003;36(4):288-95.

69. Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C. Effect of R-phase Heat Treatment on Torsional Resistance and Cyclic Fatigue Fracture. *Journal of endodontics*.39(3):389-93.
70. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the Mechanical Properties of ProTaper Next Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of endodontics*.40(11):1830-4.
71. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VT, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2012;45(5):469-74.
72. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics*. 1985;11(5):203-11.
73. Sonntag D, Delschen S, Stachniss V. Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *International endodontic journal*. 2003;36(11):715-23.
74. Spangberg L. The wonderful world of rotary root canal preparation. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2001;92(5):479.
75. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1031-43.
76. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2005;31(3):183-6.

77. Wu MK, Fan B, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *Journal of endodontics*. 2000;26(4):210-6.