

Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, León

UNAN- LEÓN

Facultad de Odontología

Especialidad de Endodoncia



Tesis para optar al Título de Especialista de Endodoncia

Análisis del grado de desviación de los conductos radiculares al realizar glidepath manual y rotatorio en el periodo comprendido de enero-julio del 2019. *Estudio In Vitro.*

Presentada por Dra. Janilda Torrez Torres

Tutora: Dra. Karen Badilla

Asesor Metodológico: Dr. Leonardo Mendoza Blanco

Profesor Titular. UNAN-León

León, 22 de julio del 2019

Dedicatoria

Dedico este documento a Dios por ser el ser supremo que nos da el don de la vida, porque sin Él no seríamos nada y a mis padres porque han sido mi motor, mi aliento, mi soporte, ejemplo de esfuerzo, dedicación y constancia para salir adelante y alcanzar mis sueños

Agradecimiento

Agradezco a mi tutora por enseñarme a amar y respetar esta hermosa profesión y por ser más que maestra, amiga con grandes consejos en los momentos correctos.

Porque los amigos son la familia que uno escoge, agradezco a esos amigos que destinaron horas de su tiempo libre para ayudarme y alentarme durante la realización de mi trabajo, fueron personas claves e inolvidables.

Resumen

El glidepath antes de la instrumentación de conductos curvos es uno de los pasos más importantes de la limpieza y conformación. El propósito de este estudio fue analizar el grado de desviación de conductos durante la realización del glidepath manual con limas K manuales (Dentsply Maillefer) y el sistema rotatorio Pathfile (Dentsply Maillefer). Cuarenta Endo Training Blocks se utilizaron, se dividieron en dos grupos, de 20 bloques cada uno, el grupo A (rotatorio) se instrumentó con limas #13, #16 y #19 y el grupo B (manual) con limas #10, #15 y #20. Se utilizó el Software Adobe Photoshop para la superposición de imágenes pre y post instrumentación y AutoCAD para realizar la superposición de imágenes antes y después de la instrumentación y calcular la desviación ocurrida en los conductos. El análisis mostró que el grado de desviación fue mayor con el glidepath manual y se dio en todos los niveles. En el grupo manual fue entre 0.55 y 19.66 grados mientras que el rotatorio fue entre 3.35 y 15.88 grados, demostrando mejor comportamiento el grupo A. Los hallazgos sugieren que el glidepath rotatorio proporciona una preparación más uniforme y centrada, con mayor respeto de la anatomía interna cuando se comparó con el glidepath manual. Se demostró que existe un efecto significativo del tratamiento sobre la variable respuesta, siendo la instrumentación manual la que produce mayor deformación del conducto.

Palabras claves: Glidepath, Pathfile, níquel – titanio, acero inoxidable, enderezamiento, desviación, curvaturas.

Contenido

1. Introducción	7
2. Objetivos	11
1. Objetivo general	11
2. Objetivos específicos.....	11
3. Hipótesis	12
4. Marco teórico	13
4.1-Limpieza y preparación biomecánica de conductos radiculares.....	13
4.1.1-Objetivos Biológicos	13
4.1.2-Objetivos Mecánicos.....	13
4.1.3-Reglas para la Preparación Biomecánica	14
4.2-Instrumentos convencionales de acero inoxidable.....	14
4.2.1 -Características de las Limas K de acero inoxidable	15
4.2.2-Fabricación de los instrumentos de acero inoxidable.....	17
4.2.3-Propiedades físicas de las limas K.....	19
4.3-Limas de Níquel –Titanio (NiTi)	20
4.3.1-Metalurgia de la aleación de NiTi.....	21
4.3.2-Características de diseño.....	22
4.3.3-Fabricación de las limas a base de NiTi	23
4.3.4-Propiedades	24
4.4 Importancia del Glidepath manual en la práctica endodóntica	26
4.5 Errores o complicaciones durante la instrumentación	27
5. Diseño de investigación	31
5.2. Universo	31
5.3. Unidad de análisis	31

5.4. Criterios de inclusión y exclusión	31
5. 5 Operacionalización de variables	32
5.6 Recolección de datos.....	34
5.7. Procesamiento de datos	35
6. Resultados	38
7. Discusión	41
8. Conclusión.....	44
9. Recomendaciones.....	45
10. Referencias Bibliográficas	46

1. Introducción

Con cierta frecuencia se subestima o se pasa por alto un paso crucial como es la exploración inicial o glidepath del conducto, este es el primer contacto del clínico con las paredes del canal y de su correcta manipulación dependerá la instrumentación exitosa del mismo. Por su parte, entre Ajuz y Ha sugieren hacer un ampliación hasta la limas #20 para que las limas subsiguientes tengan menor sufrimiento contra las paredes de dentina y más en conductos curvos, los cuales son un verdadero reto para el tratamiento y debido a que el endodoncista trabaja prácticamente a ciegas, dependiendo únicamente de la radiografía, localizador apical y en algunos casos la tomografía. La realización de un buen glidepath permite identificar el número de conductos, establecer un acceso sin interferencias a la parte más apical además de mantener la configuración interna original, sobre todo en conductos con curvaturas pronunciadas, ya que la mayoría de las complicaciones en endodoncia se dan en conductos estrechos y con algún grado de curvatura. La realización de un buen glidepath es el primer paso para realizar un exitoso tratamiento de endodoncia (3)(4).

Dicha exploración se puede realizar con instrumentos de acero inoxidable y de Níquel Titanio (NiTi). Las limas de acero inoxidable son las limas más usadas, pero debido a su rigidez y a que tienden a enderezarse dentro del canal representan riesgo, en la actualidad las limas K de sección triangular o romboidal quienes presentan mayor flexibilidad que las de sección cuadrangular son usadas para hacer la exploración inicial antes de introducir limas rotatorias lo cual coincide con los hallazgos de Jung-Hong Ha & Cols., quienes sugieren que el glidepath debería ser creado usando limas de acero inoxidable pequeñas y flexibles, lo que creará suficiente espacio para limas rotatorias (4).

Por otro lado el uso de limas rotatorias a base de níquel-titanio (NiTi) ha cambiado radicalmente las técnicas de instrumentación de los conductos radiculares y han mejorado el pronóstico de casos complejos. Muchos estudios *in vitro* e *in vivo* demuestran que los instrumentos rotatorios a base de NiTi son superiores a los de acero inoxidable, en cuanto a su capacidad de conformación e incluso pueden dar forma a conductos con grandes curvaturas, disminuyendo el riesgo de trasportaciones,

desviaciones y cambios en su forma original. En un estudio *in vivo* realizado por Shafer & Dammsehke donde se prepararon conductos radiculares con limas rotatorias a base de NiTi y conductos radiculares preparados con limas manuales. Se observó un mayor cambio en la forma original de los conductos (enderezamiento) en los dientes preparados con limas manuales (5). Desafortunadamente, el uso de limas a base de NiTi tiene una limitación grave, ya que se asocia con un mayor riesgo de fracturas de instrumentos dentro de los conductos radiculares en comparación con las limas a base de acero inoxidable (5).

El glidepath se realiza normalmente usando limas manuales de acero inoxidable pero estas limas presentan varios inconvenientes debido a su rigidez y punta agresiva, que en conductos curvos y/o calcificadas pueden causar transporte apical, desviaciones y cambios en la forma original de los conductos radiculares (7).

La exploración inicial del conducto permite la evaluación de la anatomía radicular interna, que muchas veces no se puede apreciar con la radiografía convencional. Esta tarea se complica aún más en los conductos radiculares con curvaturas severas. Diversos estudios como los de Enalghy, Urroz –Torrez, confirman que se debe realizar un preflaring (ampliación del tercio cervical del canal) y glidepath con limas de acero inoxidable antes de usar limas a base de NiTi rotatorios (3)(4)(8)(9).

Se ha introducido al mercado un nuevo kit de tres instrumentos rotatorios a base de NiTi, las PathFiles (Dentsply Maillefer PathFile) son el primer instrumento fabricado y dedicado específicamente para realizar glidepath de los conductos radiculares. Este es un sistema de limas elaboradas a base de Níquel – Titanio, permiten realizar un glidepath más centrado y en menor tiempo, lo que favorece el tratamiento completo posterior. El taper o conicidad de 0.02, la sección transversal cuadrada robusta y los cuatro ángulos de corte crean una buena combinación de flexibilidad, fuerza y eficacia que permiten un uso seguro y rápido, incluso conductos con curvaturas severas y/o canales calcificados (datos según el fabricante) (8).

Elio Berutti comparó limas manuales de acero inoxidable y NiTi (Pathfiles) durante la realización del glidepath y concluyó que las pathfiles demostraron una mejor conservación de la anatomía original del canal con menor modificación en la curvatura

y aberraciones comparado con las limas de acero inoxidable, además demostraron que las PathFiles permiten a los clínicos menos calificados lograr resultados similares a los operadores con mayor experiencia (11).

Recientemente Ajuz, Aramada, Goncalves, Debelion & Sequeira realizaron un estudio para evaluar la desviación presente en conductos radiculares en forma de S después de realizar glidepath con dos limas de NiTi (PathFile, Scout RaCe) y limas K manuales. Los resultados de este estudio sugieren que los instrumentos de NiTi rotatorios provocan menor desviación con respecto a la anatomía original, en comparación con los instrumentos manuales, lo cual es coherente con los resultados de estudios anteriores usando PathFile (3)(11).

De tal forma que se considera importante que se investigue el grado de desviación de los conductos radiculares haciendo uso del glidepath manual con limas de acero inoxidable y glidepath rotatorio con limas de NiTi, durante la exploración inicial de conductos curvos con el objetivo de establecer una comparación y conocer que método provoca mayor alteración en la forma original del mismo. Dicha investigación beneficiará a los especialistas en endodoncia, endodoncistas en entrenamiento que día a día se enfrentan a las variaciones anatómicas y donde el glidepath representa una herramienta útil, esto forma parte de su enriquecimiento y formación científica, además de esto constituye un recurso más de documentación para estudiantes de pregrado u odontólogos generales con el hábito de la lectura y actualización en endodoncia. Por otro lado, en Nicaragua no hay investigaciones acerca glidepath en simuladores, por lo tanto, resulta un documento valioso que permite ahondar un poco más en el campo de la instrumentación radicular.

Los resultados de esta investigación vendrían a apoyar en el manejo de conductos curvos que representan un reto durante el tratamiento de endodoncia, pues la realización del glidepath es indispensable para el éxito del tratamiento, el cual se puede realizar con instrumentos de acero inoxidable y Níquel –Titanio y aunque las raíces reales son el mejor recurso para realizar esta exploración, la dificultad para estandarizar las muestras representa un problema y por lo tanto los bloques de resina resultan ser

muy útiles para reproducir condiciones radiculares internas, ya que presentan el mismo grado de curvatura.

Los resultados de este estudio podrán contribuir en la práctica clínica diaria, a favor de realizar un procedimiento endodóntico con mayor tasa de éxito y menores complicaciones, además de comprobar la eficiencia de los nuevos instrumentos que salen constantemente al mercado versus el Gold estándar y analizar las características y ventajas propia de la aleación de la cual están elaboradas.

Por las razones antes mencionadas esta investigación tiene por objetivo analizar el grado de enderezamiento ocasionado durante la realización del glidepath manual y el glidepath rotatorio y así fundamentar su uso.

La pregunta de investigación es: ¿Con cuál de las técnicas de GlidePath, ya sea manual o rotatorio, existe mayor desviación del conducto?

2. Objetivos

1. Objetivo general

- Analizar el grado de desviación de la curvatura de conductos radiculares en bloques de entrenamiento al realizar Glidepath manual y Glidepath rotatorio en el período comprendido entre enero y julio del año 2019.

2. Objetivos específicos

- Determinar el grado de desviación de los conductos radiculares al utilizar Glidepath manual en bloques de entrenamiento.
- Determinar el grado de desviación de conductos radiculares al utilizar Glidepath rotatorio en bloques de entrenamiento.
- Comparar el grado de desviación de los conductos radiculares usando Glidepath manual y Glidepath rotatorio en bloques de entrenamiento.

3. Hipótesis

La hipótesis de estudio es que el método utilizado para la creación del Glidepath en conductos curvos, provocará una desviación significativa de la forma original, que va a influir en la forma final de los mismos.

Hipótesis nula

H₀ del presente estudio es que, sin importar el método que se utilice para la realización del Glidepath en conductos curvos, no se observará cambios en la curvatura final de los mismos.

H_a del presente estudio es que, sin importar el método que se utilice para la realización del Glidepath en conductos curvos, si se observará cambios en la forma final de los mismos

4. Marco teórico

4.1-Limpieza y preparación biomecánica de conductos radiculares

La etiología de las patologías pulpares y perirradiculares es en su mayor parte de origen bacteriano. El objetivo principal del tratamiento endodóntico es, la prevención y tratamiento de las patologías perirradiculares. El tratamiento endodóntico actual, se centra en la eliminación mecánica del tejido pulpar enfermo y la dentina afectada, facilitando de tal forma la desinfección química del espacio pulpar (16).

Schilder señala claramente "lo que sale es tan importante como lo que se coloca dentro", enfatizando en la importancia de una preparación ideal, la cual debería de reflejar la anatomía original del conducto radicular facilitando la irrigación y la obturación adecuada del mismo (16).

4.1.1-Objetivos Biológicos (16).

- 1) Limitar la instrumentación al interior del conducto.
- 2) Evitar el desplazamiento de material necrosado más allá del foramen apical durante la preparación.
- 3) Eliminar todos los irritantes potenciales del interior de los conductos radiculares.
- 4) Correcta ampliación de la mitad coronaria del conducto, para permitir la irrigación copiosa.

4.1.2-Objetivos Mecánicos (16).

Consisten en la modelación tridimensional del conducto.

1. Preparar una sólida matriz de dentina a nivel apical en la unión cemento – dentina conducto (UCDC).
2. Preparar el conducto de modo que se afine en dirección apical con el diámetro más pequeño a nivel de su constricción apical.
3. Limitar los procedimientos de limpieza y conformación al interior del conducto, manteniendo la integridad del foramen apical.
4. Eliminar todos los restos producidos por los procesos de limpieza y conformación que puedan obstruir el foramen apical.

En los últimos 40 años se han encontrado nuevas técnicas de preparación de conductos radiculares, en las cuales aún son evidentes los objetivos descritos por Schilder (18). La técnica de retroceso (Step Back)· la técnica anti-curvatura, la técnica crown down· y la técnica de fuerzas balanceadas siguen confiando en los instrumentos de acero inoxidable, siguiendo los objetivos de Schilder y reduciendo de tal forma los errores en la instrumentación y al mismo tiempo mejorando la eficiencia en la conformación del sistema de conductos radiculares. Los temas comunes tales como exploración inicial del canal, preflaring, y el uso de instrumentos rotatorios prevalecen en las técnicas modernas (4)(8)(12)(17).

4.1.3-Reglas para la Preparación Biomecánica (19)(11).

1. Debe existir acceso en línea recta al conducto radicular.
2. Los instrumentos más finos preceden a los más gruesos y se deben utilizar en orden secuencial en relación al diámetro del mismo sin saltar ningún número.
3. Se debe conocer previamente la conductometría.
4. Se deben pre-curvar los primeros 3 a 5 mm de los instrumentos.
5. Se deben medir los instrumentos y colocar los topes de goma en la longitud a usar durante la preparación.
6. Cada instrumento se lleva al conducto y con ellos se realizan tres movimientos: impulsión, rotación y tracción.
7. La instrumentación debe realizarse siempre con el conducto humedecido con un irrigante.
8. Los instrumentos no deben forzarse cuando se traben.
9. Los instrumentos deben emplearse en el conducto solo con una ligera presión digital y maniobrar suavemente.

4.2-Instrumentos convencionales de acero inoxidable

En 1838 Maynard creó el primer instrumento endodóntico a partir de un muelle de reloj. La creación de este sistema de instrumentación se realizó con el fin de limpiar y ensanchar el conducto radicular en dirección ápice/corona en toda la longitud del conducto. Pero debido a la mala experiencia por fracturas de instrumentos en

conductos curvos o atrésicos y por las técnicas empíricas de anestesia se llegó a la idea que el tratamiento de conducto radicular era traumático y doloroso (6).

En la década de los 50 los instrumentos endodónticos eran fabricados de fibra de carbono y sin criterio científico. Luego en 1955, John Ingle expuso la idea de una estandarización en el aumento secuencial de los diámetros en las limas con una nueva numeración y al mismo tiempo que representaran en décimos de milímetros el diámetro de la punta activa de los mismos (6)(20).

Posteriormente en 1958, Grossman, Ingle y Levine presentaron una contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica, sugiriendo que los instrumentos y conos endodónticos se fabricaran según normas pre-establecidas con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad y otros parámetros dimensionales (6).

Pero fue hasta 1962 que la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine. Por sugerencia de la A.A.E se formó un equipo de trabajo en el que participaron fabricantes y cuyo resultado final fue la discreta alteración de la sugerencia original de Ingle, dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO) (6)(21).

La industria Kerr Manufacturing Co., fue la primera en construir estos nuevos instrumentos conocidos como instrumentos tipo K, siendo los mas copiados en el mundo. En 1961, el material de acero de carbono con el cual las limas K eran fabricadas fue cambiado por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades (6).

4.2.1 -Características de las Limas K de acero inoxidable

La fractura de los instrumentos durante el movimiento a favor de las agujas del reloj ocurre después de la deformación plástica. Esto ocurre cuando los instrumentos quedan atrapados mientras la fuerza de rotación continua. Curiosamente, a pesar que la fuerza requerida para el fracaso, es la misma en ambas direcciones de rotación, la falla ocurre en el sentido antihorario a la mitad del número de rotaciones requerido para la falla a la derecha. Por lo tanto, los instrumentos tipo K deber ser operados con más cuidado cuando se le aplica fuerza hacia la izquierda (2).

Las limas tipo K son los instrumentos antiguos mayormente usados para el corte y preparación de la dentina, son útiles para la penetración y la ampliación de los canales, además de su versatilidad, que permite un ensanchamiento y limado de canal. El objetivo de estas limas es extraer residuos dentinarios hacia el exterior del conducto mediante un movimiento de impulsión al interior y tracción sobre las paredes del mismo (2)(7).

La punta de los instrumentos ha sufrido cambios, inicialmente era cortante y activa, siendo después modificada por una punta no cortante, roma e inactiva. Utilizados adecuadamente preservan la anatomía del tercio apical, especialmente en los conductos curvos (6).

Las limas K se encuentran en general en tres variedades: de vástago cuadrangular (lima K), de vástago triangular (lima Flexofile, Flex – R, lima Triple Flex) y de vástago romboidal (lima F- Flex)(1).

Una de las ventajas de las limas K es que resulta obvio cuando se ha deformado al observarse estrías compactadas y dañadas, más abiertas y anchas lo cual indica cuando deben desecharse, debido al daño permanente además de poder ser precurvadas de la forma deseada para facilitar la inserción y minimizar la transportación del canal (2).

Normas de estandarización para la fabricación de instrumentos endodónticos (22):

1. Los instrumentos deben ser numerados desde 10 hasta 140, avanzando la numeración de 5 en 5 hasta 60 y de 10 en 10 hasta el 140. La codificación en colores de los mangos plásticos facilita la identificación de los instrumentos y se ofrece en el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la 1ra serie (15 a 40), 2da serie (45 a 80) y 3ra serie (90 a 140) respectivamente (7).
2. Cada número debe representar, en centésimos de milímetros, el diámetro del instrumento en el inicio de la parte laminada (D0).
3. La parte laminar debe tener una longitud de 16 milímetros.

4. La parte activa del instrumento se inicia en su punta denominada D1 y finaliza en su base D2. La diferencia entre el diámetro mayor (base) y menor (punta) de la parte laminar debe ser de 0.32 milímetros, lo que establece una conicidad de 0.02 por milímetro de longitud, comenzando desde la punta.
5. Existen tres longitudes estándar disponibles 21 mm, 25 mm y 31 mm.

En años recientes se han implementado por muchos fabricantes sugerencias para cambiar el sistema de numeración por limas con diferentes tamaños. Un sistema ha introducido los tamaños medios, en el rango de #15 a #60, resultando en instrumentos con calibres #15, #17.5, #20, #22,5 y así sucesivamente (12).

Después de muchos años en desacuerdo, hace algún tiempo un comité de la ISO introdujo otro cambio en la nomenclatura de normalización alterando el nombre del punto original D1 (en donde empiezan las estrías cortantes), que paso a llamarse D0, y del punto situado en el base del tallo a 16 mm, que paso a llamarse D16 (6) (7) (10) (12).

Nomenclatura anterior $D1 + 0,32 = D2$ ahora será $D0 + 0,32 = D16$.

4.2.2-Fabricación de los instrumentos de acero inoxidable

La mayoría de los instrumentos se fabrican con aleaciones de acero inoxidable, de mejores propiedades físicas que las de acero de carbono (ductilidad y resistencia a la corrosión). Están construídas de un alambre básico de acero inoxidable con sección transversal de forma cuadrada o triangular. Las aristas triangulares o cuadradas se trenzan siendo rotadas y traccionadas sobre su propio eje, formando un número determinado de espiras helicoidales. Durante este proceso el alambre se endurece con bordes cortantes y posee estrías que forman una sucesión de espirales cortantes cada vez más pequeños conforme se acerca hacia la punta del instrumento (7)(23)(24).

Aunque al principio las limas K se fabricaban solo por torsión del vástago metálico, posteriormente se fabricaron por torneado, sin embargo, ello determina una menor resistencia a la fractura por torsión. Para labrar las espiras, en la acción de torneado, se generan tensiones en zonas localizadas en la superficie del metal por calentamiento

y enfriamientos súbitos. El corte del metal puede ocasionar pequeñas fisuras en su superficie, empeorando sus propiedades físicas (25)(23).

En la fabricación de las limas K se han creado ciertas tendencias: en primer lugar se incrementa la flexibilidad mediante cambios de perfil de su sección. Algunas limas presentan sección triangular ya desde el calibre 15, en otras, es romboidal, lo que determina menor rigidez. Las limas de sección triangular son más flexibles que la de sección romboidal, y estas más que las de sección cuadrangular (19).

La forma con que actúan los bordes de las espiras del segmento cortante de una lima es de interés. Cuando estos se clavan en la dentina, se genera una fuerza contra ella; la dentina opone una fuerza similar. De esta interacción dependerá la cantidad de dentina cortada. Si una lima es muy rígida, tendrá mayor capacidad de corte; pero en el interior de un conducto curvo puede producir deformaciones excesivas. Si es demasiado flexible, no ejercerá suficiente fuerza sobre la dentina, se doblará y cortará poco (23)(25).

Se conoce que el número de Vickers del acero inoxidable es de aproximadamente 530, muy por encima de la del NiTi que es de 300-350; ambos valores son superiores a los de la dentina, de 70 Vickers y de la dentina radicular con un valor de entre 30-35. Sin embargo Serene et al, encontró que las limas de acero inoxidable presentaban alta eficiencia en el corte y un menor desgaste que las limas de NiTi, según sus hallazgos estos instrumentos presentaban bordes de corte más blandos que el núcleo de los mismos, lo cual obliga a aumentar la frecuencia de recambio de limas (19).

Las limas K- Flexofile tienen una sección triangular trenzada, independientemente del tamaño del instrumento cuenta con 29 espirales. Por lo tanto, el ángulo entre las estrías cortantes y el eje largo es de 30 grados en la región de la punta y 45 grados al final de la parte activa del instrumento. Cuando se usa un movimiento rotatorio de fresado, la lima flexofile muestra mayor eficiencia de corte de todos los instrumentos manuales. Sin embargo, incluso con instrumentos de acero inoxidable, la ampliación de los canales severamente curvos puede conducir a cambios indeseables en la forma del mismo. Recientemente el interés se ha enfocado en modificaciones en la punta del instrumento. Se ha encontrado que especialmente los bordes cortantes y la punta de

los instrumentos convencionales y flexibles tienen una influencia significativa en los resultados de instrumentación. En canales curvos, debido a la memoria de forma, todos los instrumentos de acero inoxidable tienen la tendencia de enderezarse. De esta manera las puntas activas convencionales pueden crear escalones en la parte externa de la curvatura produciendo alteraciones en forma de cremallera del canal. Debido a estas modificaciones de los instrumentos con puntas no cortantes, estos son capaces de mantener una mejor orientación central en conductos curvos, evitando la formación de escalones y el adelgazamiento de la pared del canal (26).

4.2.3-Propiedades físicas de las limas K:

a. Flexibilidad:

Relacionado a su sección transversal, cuanto menor el área seccional del instrumento mayor será su flexibilidad. Los instrumentos de sección cuadrangular presentan un área transversal con 37.5 % mayor de los de sección triangular y en tanto estos últimos serán más flexibles que los instrumentos de sección cuadrada (13)(23).

El calibre del instrumento está también relacionado con su flexibilidad, ya que al aumentar el calibre la flexibilidad disminuye. En la práctica se pueden observar mayor pérdida de flexibilidad a partir de los números 25 y 30. Por lo tanto, los instrumentos que presentan gran flexibilidad son limas K de números: 06, 08, 10, 15 y 20. De este número en adelante se entiende, tienen poca flexibilidad (12).

b. Resistencia a la Torsión:

Son las fuerzas de presión apical, rotación y tracción ejercidas, las cuales exigen a los instrumentos resistencia a la torsión, que otorgue seguridad durante la preparación del canal. Esta fuerza mide la rigidez de la lima y la posibilidad de fracturarse dentro del conducto. Se puede concluir que las limas de acero inoxidable tienen buena resistencia a la fractura y permiten la torsión, incluso las de pequeño calibre (13).

c. Dureza y Rigidez:

Debido a su excelente dureza son relativamente rígidos permitiendo su avance en la exploración del conducto radicular atrésico y/o curvo. Pero al mismo tiempo no son indicadas para movimientos de rotación en estos conductos, ya que al introducirse con

presión en dirección al ápice sus ángulos de corte positivos tienden a trabarse en las paredes dentinarias provocando su fractura(27)(13).

d. Deflexión Angular:

Es la capacidad de doblar la lima hasta fracturarse. Esta propiedad da información del riesgo de fractura durante la flexión del tercio apical del instrumento (13).

e. Resistencia a la deformación plástica:

Es la capacidad de sufrir deformaciones permanentes sin llegar a fracturarse. Las limas de acero inoxidable son pre-curvables, presentando buena resistencia a este tipo de deformación (13).

f. Fatiga Cíclica:

Son los cambios dimensionales que se presentan en la lima después de haber sido expuesto a fuerzas de flexión y deflexión o al número de rotaciones al cual ha sido sometido dentro del conducto radicular. Esta propiedad aumentará con el grado de curvatura del conducto. Los instrumentos de acero inoxidable pueden ser usados más de una vez después de haber sido inspeccionadas por el operador y no tengan cambios dimensionales en su superficie (6)(27)(13).

4.3-Limas de Níquel –Titanio (NiTi)

A inicios de 1960, una aleación de Níquel - Titanio fue desarrollada por W.F. Buehler, un investigador metalúrgico. Se encontró que las propiedades termodinámicas de esta aleación inter metálica eran capaces de producir un efecto de memoria de forma específica, cuando se llevó a cabo un tratamiento de calor controlado. La aleación fue llamada Nitinol, un acrónimo para los elementos de los cuales estaba compuesto. Es el nombre dado a la familia de aleaciones intermetálicas de níquel - titanio, que se ha encontrado, posee propiedades únicas de memoria de forma y superelasticidad (20)(21)(28)(29)(30).

4.3.1-Metalurgia de la aleación de NiTi

La aleación de NiTi usada en el tratamiento endodóntico contiene aproximadamente 56% níquel y 44% titanio, en algunas aleaciones un pequeño porcentaje (menos del 2%) del níquel es substituido por cobalto. El término genérico para esta aleación es 55-nitinol; ellas tienen una habilidad inherente para alterar su tipo y enlace atómico ocasionando los únicos y significativos cambios en las propiedades mecánicas y disposición cristalográfica de la aleación. Estos cambios ocurren en función de la temperatura y el estrés. Las dos únicas características que son de relevancia para la práctica clínica ocurren, como un resultado de la transición de la fase austenita a la martensita en la aleación (21)(29)(30)(28).

La estructura del cristal de la aleación de NiTi tiene un rango de temperatura alto (100 grados) es estable, con una red cúbica ubicada en el centro, conocida como fase padre o austenita. El nitinol tiene la particular característica que cuando se enfría a través de un rango crítico de temperatura, la aleación muestra un dramático cambio en su módulo de elasticidad (rigidez). Al reducir la temperatura o al enfriarse a través de este intervalo, hay un cambio en la estructura cristalina que se conoce como transformación martensítica. El fenómeno causa un cambio en las propiedades físicas de la aleación y le da la característica de memoria de forma. La transformación inducida en la aleación ocurre por un tipo de cizallamiento a una fase llamada fase hija o martensítica que forma la estructura de una red hexagonal. La aleación es más dúctil en la fase martensítica que en la austenita (30).

La aleación se reanuda a la estructura original controlada como la orientación cúbica centrada, fase de alta temperatura llamada austenita con una estable condición de energía. El movimiento atómico total entre los planos adyacentes de átomos es menor que la distancia interatómica completa. Este fenómeno es llamado memoria de forma y permite a la aleación regresar a su forma original, por la formación fuerte, direccional y uniones energéticas de electrones, para llevar los átomos desplazados a su posición previa, el efecto de esa transformación es instantáneo (30).

4.3.2- Características de diseño

Históricamente en una lima ISO estándar las estrías (estriado) y la conicidad es de 2% por 16 mm de longitud pero actualmente se han incorporado nuevas limas con variaciones en las longitudes y conicidades de la superficie de trabajo (2)(17).

Conicidad o Taper: éste usualmente es expresado como la cantidad de incremento en el diámetro de la lima por cada milímetro, a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango (2)(17).

Las estrías: es un surco en la superficie de trabajo usado para recoger restos de tejido blando y dentina de las paredes del canal, la efectividad de éstas dependerá de la profundidad, ancho, configuración y acabado de la superficie (2)(17).

Borde u hoja cortante: es la superficie con el mayor diámetro que sigue al surco como un borde circular (2)(17).

Ancho o superficie marginal: Es una superficie de corte plana presente entre dos ranuras (2)(17).

Relieve: es el que se forma para reducir la resistencia friccional, tomando parte del área de superficie del borde que gira en contra de las paredes del canal (2)(17).

Angulo helicoidal: es el que se forma entre el borde cortante y el eje axial de la lima, se recogen los desechos en la estría desde el canal. Este ángulo es importante para determinar cuál técnica de instrumentación se ha de usar (2)(17).

Angulo de ataque: es el formado por el borde cortante de la lima y el radio de la misma, al seccionarla perpendicularmente al eje largo del metal. Si el ángulo formado por el borde de ataque y la superficie de corte es obtuso (tangente) el ángulo de ataque es positivo o cortante, si es agudo en cambio, el ángulo de ataque es negativo (2)(17).

Pitch: es la distancia entre un punto en el borde cortante y el punto correspondiente en el borde cortante adyacente o puede ser, los puntos en la superficie activa donde el patrón no se repite. Entre más pequeño sea el pitch más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal (2)(17).

Con el aumento de la conicidad, los instrumentos de NiTi han sufrido una revolución con respecto a los diferentes diseños de los bordes cortantes (ángulos agudos versus superficies radiales), variaciones en el ángulo helicoidal, número de estrías, sección transversal y diseño de la punta. Esto ha resultado en variaciones en el ángulo de inclinación del instrumento, el grado de torsión o corte, el espacio entre las estrías y la disponibilidad de corte, corte parcial y puntas no cortantes. La suma total de estas variaciones parece estar enfocado en un instrumento que es altamente eficiente en su capacidad de corte, mientras exhiben resistencia a la fractura durante el uso del mismo, aún en los confines anatómicamente más difíciles. Incluso con estas innovaciones, la fractura de un instrumento es una preocupación principal entre los clínicos y puede ocurrir sin signos visibles de deformación permanente, incluso cuando se usa dentro del límite elástico del instrumento (17). Por lo tanto un cambio en cualquiera de estas características puede influenciar la efectividad y ésta es propensa a fracturarse durante su progreso en el interior del espacio del canal, además de usar el torque adecuado y cantidad de revoluciones por minuto (rpm) para cada sistema de limas, especificadas por cada fabricante (2).

4.3.3-Fabricación de las limas a base de NiTi

La fabricación de la aleación del NITINOL juega un papel clave para la comprensión de algunos de sus propios retos. La fabricación del alambre original debe ser realizar en 200 ft/min^{-1} con fresas de carburo o con ruedas de carburo de silicona (desgastes con herramientas de acero inoxidable extremadamente alto) bajo aceites de corte altamente clorados usando altas y bajas velocidades. La torsión como se hace con las limas K de acero inoxidable y escariadores, es imposible debido a las propiedades de efecto memoria y súper elasticidad. Por lo tanto, el mecanizado y molienda es la única manera para la fabricación de estas limas. Al inicio las marcas de fresado con alteraciones superficiales severas, bordes enrollados y la falta de homogeneidad pueden ser observables, conduciendo así a un desgaste acelerado, fatiga y finalmente la fractura (19).

4.3.4-Propiedades

El nitinol pertenece a una categoría de aleaciones denominado aleaciones de memoria de forma que exhiben una amplia gama de cualidades. Con la llegada de los instrumentos rotatorios de NiTi accionadas por motor, se requieren fuerzas mínimas para conformar el conducto radicular, mientras se reduce o elimina la transportación de mismo. Adicionalmente estos instrumentos crean una preparación radicular más centrada, aunque las desviaciones pueden verse con algunos instrumentos y si estas ocurren son limitadas y relativamente menor. Sin embargo, con algunos tipos de instrumentos y su aplicación en canales que exhiben curvaturas agudas, las aberraciones del canal pueden ser más pronunciadas. En el lado negativo, los instrumentos radiculares de NiTi no permiten realizar un limado anticurvatura y no pueden ser curvados o pre – doblados fácilmente antes de su uso. Estas últimas propiedades, sin embargo, están siendo actualmente investigadas por múltiples fabricantes dentales (17).

Las aleaciones de NiTi son generalmente más suaves que las de acero inoxidable, no son tratables térmicamente, tienen bajo módulo de elasticidad, pero mayor fuerza, resistentes y muestran memoria de forma y super-elasticidad. Estas dos últimas son las propiedades más importantes y reconocidas de la aleación, siendo las características que lo distinguen del acero inoxidable. Éstas son las principales razones por las que las aleaciones de NiTi han tenido éxito en endodoncia y en algunas otras disciplinas dentales y se deben básicamente a un cambio en la estructura cristalina. La súper elasticidad se asocia con la aparición de una transformación de fase martensítica de la aleación sobre la aplicación de cierta cantidad de estrés a la fase austenista y la reversión espontánea de la martensita inducida por estrés, cuando éste se libera, haciendo que el material recupere su forma original (31).

La súper elasticidad es la habilidad que posee un instrumento a base ni NiTi de resistir el estrés sin causar deformación permanente, cuando ocurren cambios en la forma, densidad y volumen de la estructura, mientras que el efecto memoria o memoria de forma es la capacidad de las limas de regresar a su forma original recta sin mostrar ningún signo de deformación duradera (19)(31).

En busca de mejores tratamientos se ha elaborado limas con mayores y con conicidades variables 0.02, 0.04, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.12 que ha permitido una mayor eliminación de tejido pulpar, restos necróticos y mejoramiento en la preparación de la dentina radicular sin embargo, su habilidad para lograr la limpieza del canal puede ser todavía cuestionada (31).

A pesar del aumento de la flexibilidad del instrumento y la eficiencia del corte, posiblemente el mayor obstáculo para la adopción clínica de los instrumentos de NiTi es el miedo a la fractura de los mismos. El factor más importante que conduce a la separación es, la fatiga del metal, esta es especialmente predominante cuando se trabaja en conductos curvos, donde la mitad del instrumento está bajo tensión (fuera de la curvatura) y la otra mitad en compresión (dentro de la curvatura) con el mayor grado de estrés en la misma (31).

El segundo factor que puede influir en la separación del instrumento es la carga por torsión (referido también como fractura torsional o de resistencia). Este parámetro de reto a los instrumentos de NiTi es usualmente evaluado con un torsiómetro, donde la fractura del instrumento se da como resultado de una sobrecarga de torsión, es expresado como el torque máximo y la distorsión angular en la separación. Este resultado es usualmente dependiente del diseño del instrumento y la manipulación del mismo en el canal, lo cual refleja el comportamiento mecánico fundamental durante la carga y es usualmente dependiente del operador. Sin embargo, incluso, si la fractura del instrumento no se produce por torsión, el instrumento tendrá un número de ciclos hasta la falla, que es determinado por los parámetros específicos del radio y ángulo del canal, diámetro del instrumento y otros factores inherentes al metal. Adicionalmente, el uso de altas revoluciones (la cual el estándar en la presente generación de NiTi es de 300 – 500 rpm), consumirá la vida útil del instrumento de nuevo, volviéndolo una herramienta para un solo uso (31).

A pesar de las características positivas de los instrumentos contemporáneos a base de NiTi, existe una necesidad de desarrollar limas con mayor flexibilidad, resistencia a la fatiga cíclica y mayor eficiencia de corte. Esto se centra en la eficiencia general del instrumento mientras que se reduce o elimina la preocupación por la fractura durante

su uso. Para lograr este objetivo los científicos y fabricantes por igual, se han enfocado en las alteraciones de fabricación y en las propiedades físicas de los instrumentos a base de NiTi. El estado de la superficie del instrumento es un factor crítico que influencia la resistencia a la fatiga, porque los mayores fallos se dan, especialmente en presencia de altos defectos de amplitud de estrés o defectos superficiales (31).

4.4 Importancia del Glidepath manual en la práctica endodóntica

La negociación inicial es la parte más delicada de la instrumentación especialmente en canales delgados, estrechos y calcificados. Los clínicos frecuentemente inician usando instrumentos muy pequeños (ISO #6 - #8) que supone encontrar la vía hacia el ápice en complejas y desafiantes situaciones. Por lo tanto estos instrumentos necesitan muchas propiedades mecánicas diferentes: excelente capacidad de corte y una punta activa para avanzar fácilmente a través de la dentina, pero solo una cierta cantidad, debido al riesgo de bloqueo apical; flexibilidad que permita seguir la anatomía del canal y prevenga la transportación, pero algo de rigidez es necesaria para hacer posible el progreso de pequeños instrumentos a través del canal, especialmente con conductos estrechos o atrésicos (27).

Una breve instrumentación inicial es un importante paso durante el tratamiento porque comprende el primer contacto con la anatomía del canal. Durante la exploración, el clínico puede verificar el número de canales, establecer un acceso sin interferencias a la parte más apical del canal, además de permitir el mantenimiento de la configuración original del sistema de conductos sin ningún evento iatrogénico (14)(27)(32). Los instrumentos endodónticos usados para la negociación de canales estrechos deberían, idealmente exhibir pequeñas dimensiones y poseer resistencia mecánica a la torsión y flexión para soportar las cargas impuestas durante la progresión apical. En este primer contacto en los canales estrechos, el instrumento es guiado apicalmente hasta fijarse en las paredes del canal, y luego tirar un cuarto de vuelta en contra de las manecillas del reloj, movimiento que es aplicado con una ligera presión hacia apical. La repetición de esos movimientos promueve el avance del instrumento dentro de un conducto pequeño y calcificado (27).

Con la intención de proporcionar estos requerimientos han sido fabricados y comercializados instrumentos para la creación de un Glidepath, como los pathfinders o pathfiles (33).

Los pathfinders manuales presentan diferentes diseños de una lima K tradicional o escariadores y ellos pueden estar hechos mediante el uso de una aleación de acero rígido al carbono (que no puede esterilizarse en autoclave), de acero inoxidable flexible para permitir una mejor negociación en complejos canales y que se pueden considerar instrumentos de uso único, debido a que se deforman con facilidad y deben ser desechados después de un solo uso (33).

Aunque los instrumentos más usados para la negociación inicial del canal son a base de acero inoxidable, en la actualidad existen instrumentos rotatorios a base de NiTi para la realización del Glidepath, los cuales al poseer las propiedades únicas del Níquel Titanio y las características físicas propias de este tipo de instrumentos, resultando en una excelente opción en la realización de un tratamiento endodóntico, logrando mantener con más facilidad la forma original del conducto y disminuir los accidentes iatrogénicos (33).

4.5 Errores o complicaciones durante la instrumentación

El principal objetivo de la negociación inicial de canal con su posterior preparación biomecánica es facilitar la desinfección por agentes antibacterianos y prevenir la recontaminación, con la colocación de un material hermético y restauración coronal. A pesar de los recientes avances en el campo de los instrumentos y aparatos endodónticos, la preparación de los canales es todavía un reto para clínicos muy calificados y experimentados. Los accidentes durante la limpieza y conformación de canales pueden darse en su mayor número con instrumentos de acero inoxidable y esta probabilidad aumenta si el clínico no realiza una correcta exploración o preflaring antes. Diferentes errores de preparación pueden producirse durante la conformación tales como: transporte del canal, enderezamiento o desviación. Daños que también pueden presentarse con limas de NiTi aunque en menor porcentaje, por las propiedades de dicha aleación (26).

De acuerdo al glosario de términos endodónticos de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE), la transportación es definida como la remoción de estructura de la pared del canal, en la curva externa de la mitad del mismo debido a la tendencia de las limas de recuperar su forma original lineal, durante la preparación del canal, produciendo la formación de bordes y posibles perforaciones. Como resultado de esta remoción asimétrica de material durante la conformación, el eje largo del conducto radicular curvado será desplazado y el ángulo de la curvatura disminuirá resultando en el enderezamiento de la curvatura original del canal (5).

Independientemente de la aleación usada, cualquier instrumento tiende a enderezarse dentro del canal, debido a las fuerzas de recuperación, una distribución de fuerzas desigual de los bordes del instrumento en ciertas áreas de contacto en las paredes conduce a la eliminación asimétrica de la dentina (5).

En particular los bordes cortantes son presionados contra el lado exterior de la curvatura (convexidad) en el tercio apical y contra el lado interior en los tercios medio y coronal (concavidad). Como resultado, el área apical del canal tiende a sobreprepararse hacia la convexidad del canal, mientras se remueve mayor cantidad de dentina coronalmente en la concavidad, dejando una transportación o enderezamiento de grados variables (5).

Los siguientes resultados indeseables en la preparación apical han sido descritos como resultado de la preparación apical.

Daño en el foramen apical – desviación de la curvatura original del canal o desplazamiento del eje largo del conducto, que puede resultar en una pérdida del tope apical. Como consecuencia, el tejido periapical puede ser irritado por la extrusión de restos de dentina, irrigantes o materiales de obturación (26).

Formación de un Zip (deformación apical) es el resultado de la tendencia de los instrumentos a enderezarse en el interior del canal, es un conducto radicular transportado con sobre preparación a lo largo de la cara externa de la curvatura adoptando una forma elíptica en el extremo apical (5).

El eje principal del conducto radicular es transportado, de modo que se desvía de su eje original. Por lo tanto, los términos enderezamiento, desviación y transportación también se utilizan para describir este tipo de defecto irregular. Términos similares describen la forma de cremallera del conducto como reloj de arena, de lagrima o un fragmento foraminal. Esta alteración en la forma influye negativamente en el sello apical (34).

Formación de un codo o escalón – es la porción estrecha del conducto entre la excesiva eliminación de material a lo largo del aspecto exterior en el ápice y la sobre ampliación del aspecto interno de la curvatura más coronalmente, que suele estar localizada en el punto de máxima curvatura. El resultado de esta preparación es un ahusamiento que puede poner en peligro el flujo de irrigantes y la obturación (35).

Perforación – se da cuando se usan instrumentos con punta de corte afiladas en un movimiento de rotación y representa una comunicación entre el espacio del canal y la superficie externa de la raíz, causando irritación de los tejidos apicales (26).

Perforación en banda – considerando que todos los errores de procedimientos antes mencionados están situados en la parte apical del canal, una perforación en banda puede resultar de una sobre preparación y enderezamiento en el lado interno de la curvatura en el tercio medio o coronal. Este tipo de perforaciones significan una comunicación entre el sistemas de conductos y el ligamento periodontal, que se encuentra principalmente en las raíces mesiales de los molares mandibulares en el área de la furca, por lo que se denomina zona de peligro (26)(35).

Saliente o bordes – puede ocurrir como resultado de una preparación con instrumentos inflexibles con punta aguda y cortante, particularmente cuando se usa en movimiento de rotación está localizado al principio o lado exterior de la curvatura como una plataforma, cuando ya no se puede alcanzar una longitud de trabajo y se ha desviado la trayectoria original del conducto. Por lo tanto, las formaciones de bordes, pueden localizarse en la parte media o apical de los conductos (35)(36).

Los principales motivos para la deformación apical son (17):

- 1- Fallos en precurvar las limas.
- 2- Rotación de los instrumentos en conductos curvos.
- 3- Uso de instrumentos de calibres elevados y rígidos que pueden provocar un escalón o perforar un conducto curvado.

Aspectos asociados con el incremento del riesgo de transportación (26):

- Cavidades de acceso insuficiente, ya que esto conduce a una guía inadecuada de los instrumentos por las paredes de la cavidad, con una pérdida del control de los mismos durante la preparación del canal. Un libre acceso de los instrumentos al foramen apical minimiza el riesgo de transportación del canal.
- La aleación (acero inoxidable – NiTi) y las características de diseño (sección transversal, número de estrías y ángulo de ataque).
- Uso de instrumentos con puntas de borde cortantes.
- Forzar el instrumento dentro del canal.
- Técnica de instrumentación
- Insuficiente irrigación durante la instrumentación.
- Factores relacionados con el operador (experiencia).
- Grado de curvatura y radio de la misma- en general se puede afirmar que cuanto mayor sea el grado de curvatura, mayor será la transportación del canal. Ahí está la evidencia de que los canales radiculares con un gran ángulo y un radio pequeño de la curvatura difícilmente puede ampliarse sin ningún tipo de transporte, independientemente del uso de limas de acero inoxidable o níquel – titanio.
- Curvaturas de los canales radiográficamente invisibles – estas pueden desempeñar un papel importante en el proceso de limpieza y conformación, ya que puede explicar la pérdida de longitud de trabajo durante la instrumentación. Además, la ampliación de un canal con una curvatura proximal puede resultar en un transporte severo o incluso en una perforación en banda.

5. Diseño de investigación

5.1 Tipo de estudio: Estudio del tipo experimental, *in vitro*, comparativo.

5.2. Universo: Se usaron 40 Endo Training Blocks – simuladores, los cuáles fueron divididos en dos grupos A y B, dichos grupos constaron de 20 bloques cada uno, los controles negativos fueron las fotografías de los cubos pre-instrumentación y se usaron 10 bloques como prueba piloto.

5.3. Unidad de análisis: Endo trainig block el cual es un cubo resinoso transparente que simula un conducto curvo, 16 mm de largo por 10 de ancho y con una conicidad o taper de 0.02

5.4. Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión

- Bloques de resina de 16 mm de longitud.
- Conducto radicular artificial permeable.
- Bloques con conicidad ISO #10 con conicidad 0.02.

Criterios de exclusión

- Bloques con longitud mayor o menor a 16 mm de longitud.
- Conducto radicular impermeable.
- Bloques con conicidad superior a 0.02.

5. 5 Operacionalización de variables

VARIABLE	SUB VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DIMENSIONES	INDICADORES	TÉCNICA
Grado de desviación	Grado de desviación Manual	Es la modificación de la vía original del conducto radicular, tomando en cuenta los ángulos externos e internos del mismo	Ángulos	Ángulo externo pre Ángulo externo post Ángulo interno pre Ángulo interno post	Técnica de Pruett y cols. Grado inicial-Grado final= enderezamiento final Técnica de Roane & Sabala
	Grado de desviación Rotatorio	Es la modificación de la vía original del conducto radicular, tomando en cuenta los ángulos externos e internos del mismo.	Ángulos	Ángulo externo pre Ángulo externo post Ángulo interno pre Ángulo interno post	Técnica de Pruett y cols. Grado inicial-Grado final= enderezamiento final Técnica de instrumentación sistema Pathfile

VARIABLE	SUB VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DIMENSIONES	INDICADORES	TÉCNICA
Grado Desviación	de Comparación del grado de desviación manual y rotatorio	Es la comparación de las modificaciones de la vía original del conducto radicular. tomando en cuenta los ángulos externos e internos antes y después del glidepath	Ángulos	Ángulo externo pre Ángulo externo post Ángulo interno pre Ángulo interno post	Técnica de Pruett y cols. Grado inicial-Grado final= enderezamiento final

5.6 Recolección de datos: Se asignaron números de 1A – 20A a los bloques que fueron instrumentados con glidepath rotatoria y de 1B – 20B a los bloques instrumentados con glidepath manual. Las imágenes de los bloques usados como control negativo fueron las imágenes de los bloques antes de instrumentar, sin ningún tipo de preparación y se utilizaron para comprobar la validez de la superposición y el procesamiento de imágenes tomadas; se usaron 10 bloques para realizar la prueba piloto y finalmente los bloques se dividieron al azar para los dos tipos de instrumentación y el procedimiento se realizó por un solo operador para limitar el sesgo.

Se inyectó azul de metileno en el espacio del conducto simulado con una jeringa endodóntica, lo que permitió mejorar el contraste de la imagen para la realización de la documentación fotográfica y verificar que los canales fuesen adecuados para la instrumentación. Si el colorante no emergía a través del foramen apical, el bloque se descartaba y se reemplazaba con un bloque nuevo y así comprobar que el bloque era permeable, si el azul de metileno no emergía a través del foramen el bloque era desechado y reemplazado por uno nuevo. Cada muestra (bloque de resina) se montó sobre un soporte estable que constaba de una ranura rectangular del tamaño de la muestra (30 x 10 mm) y un soporte para una cámara digital (Nikon D70, Tokio, Japón), en el centro y a 90 grados de la muestra. Se tomaron imágenes pre-instrumentación y éstas fueron guardadas en formato jpg con una resolución de 4080x3072 a 300 dpi. A continuación, se removió la solución de azul de metileno de los conductos radiculares con abundante agua para evitar cualquier obliteración debido al secado del colorante. Luego de removerlo se procedió a realizar la instrumentación por grupos (A rotatorio – B manual), posteriormente se inyectó nuevamente azul de metileno para realizar la última superposición de imágenes, pre y post instrumentación.

5.7. Procesamiento de datos: para llevar a cabo la superposición de imágenes se usó el software AutoCAD Autodesk 2016 para realizar la medición de los ángulos de desviación en grados y en milímetros después de la instrumentación. Se utilizó el software Photoshop CS6 para superponer las imágenes antes y después de la instrumentación, para poder identificar con más facilidad las modificaciones al conducto producto de la instrumentación.

La medición de la curvatura en AutoCAD se hizo mediante la técnica de Pruett y Cols. Se realizó una medición individual de la curvatura externa e interna del conducto pre y post instrumentación. En esta técnica se toma como referencia la pared interna (línea roja) y externa del canal (línea amarilla) y se traza una recta tangente a la trayectoria coronal de la lima (recta A) y otra recta tangente a la trayectoria apical de la lima (recta B). Los puntos de inflexión donde las líneas tangentes A y B se desvían del borde de la curvatura se denominan puntos a y b. A continuación se trazan líneas perpendiculares a las líneas A y B que pasen por los puntos a y b, respectivamente; siendo el punto c, el ángulo de la curvatura se determina en el punto de unión que forman dichas rectas (Fig. 1, 3 y 4) posteriormente con las herramientas de ángulo AutoCAD se determinó el valor numérico correspondiente a cada ángulo.

El ángulo externo mínimo del grupo A- Rotatorio previo a la instrumentación fue de 60.10 grados y el máximo de 69.23 grados, con una media de 60.55 grados y una desviación estándar (SD_{\pm}) de 2.04 grados. El valor mínimo del ángulo interno fue de 60.48 grados y el máximo de 73.45 grados, con una media de 61.12 grados y una SD_{\pm} de 2.90 grados. El ángulo externo mínimo del grupo B- Manual antes de la instrumentación fue de 60.10 grados y el máximo de 69.23 grados, con una media de 63.29 grados y una SD_{\pm} de 4.46 grados. El valor mínimo del ángulo interno fue de 60.48 grados y el máximo 65.01, con una media de 65.01 grados y una SD_{\pm} de 6.3 grados.

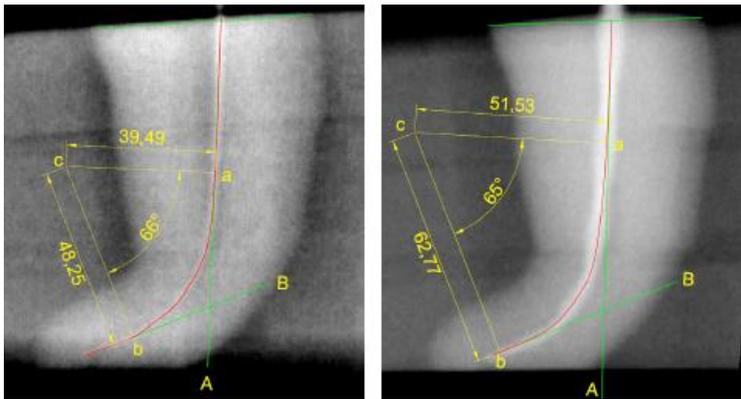


Fig 1. Imagen ilustrativa. Esquema del método de Pruett y cols, antes y después de la instrumentación de conductos.



Fig. 2 Estante usado en el estudio del Dr. Sonntag y cols, para estandarizar las fotografías antes y después de la preparación.

Fig. 3. Análisis de las fotografías del grupo B manual.

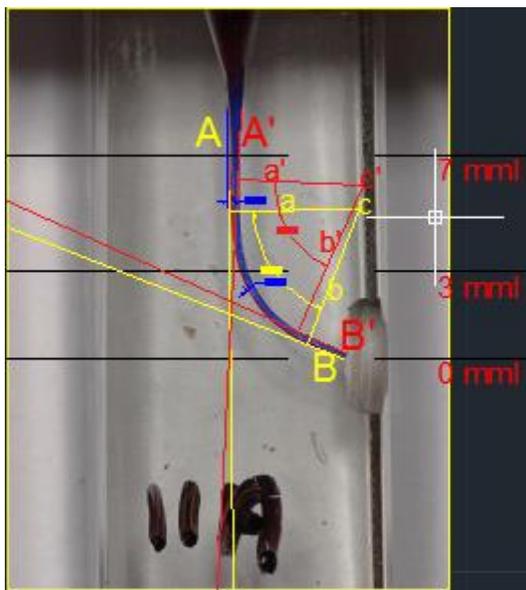
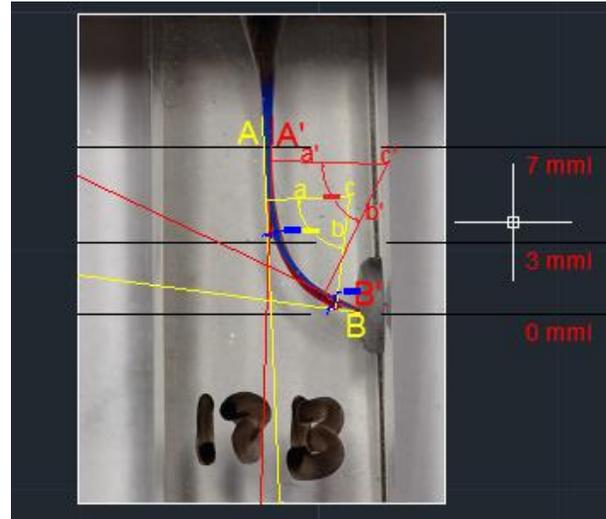


Fig.4 Análisis de las fotografías del grupo A rotatorio.

Los datos obtenidos se recopilaban en una base de datos en el programa Microsoft Excel del paquete de Microsoft Office 2018 los cuales fueron trasladados al programa estadístico InfoStat versión 2018. Se realizaron análisis descriptivos y para dar salida al tercer objetivo se hizo un análisis de la normalidad de los datos con la curva de distribución normal QQ plot una vez se conoció la normalidad de los datos se hizo el análisis de varianza usando la prueba de LSD de Fisher (Least significant difference). Donde se consideró como nivel crítico de comparación $\alpha = 0.05$.

6. Resultados

Tabla 1. Resultados del análisis estadístico descriptivo manual y rotatoria antes y después de la instrumentación.

Variables	Pre-instrumentación		Post instrumentación	
	Manual	Rotatorio	Manual	Rotatorio
Ángulo externo				
Mínimo	60.10	60.10	56.37	65.58
Máximo	69.23	69.23	86.17	75.98
Media	63.29	60.55	70.24	69.16
SD	±4.46	±2.04	±8.03	±2.55
Ángulo interno				
Mínimo	60.48	60.48	55.32	63.64
Máximo	73.45	73.45	78.71	76.02
Media	65.01	61.12	68.83	68.69
SD	±6.3	±2.90	±5.10	±3.20

Fuente: propia

*SD (Desviación estándar)

Al analizar el grado de desviación de los conductos radiculares haciendo uso del **Glidepath manual** se encontró que el valor mínimo de la curvatura externa en el grupo manual posterior al procedimiento fue de 56.37 grados y el máximo de 86.17 grados, con una media de 70.24 grados y una desviación estándar de ±8.03 grados. El valor mínimo de la curvatura interna fue de 55.32 grados y el máximo de 78.71 grados, con una media de 68.83 grados y una desviación estándar de ±5.10 grados. Al calcular los grados de desviación, mediante su diferencia inicial menos la final se encontró que el valor mínimo de la curvatura externa fue de 0.55 grados y el máximo de 19.66 grados, con una media de 9.62 grados y una desviación estándar de ±5.47 grados. El valor mínimo de la curvatura interna fue de 2.50 grados y el máximo de 18.13 grados con una media de 8.10 grados y una desviación estándar de ±3.81 grados (Tabla 2).

En cuanto a los resultados producto de la instrumentación en el **grupo rotatorio** se encontró que el valor mínimo de la curvatura externa fue de 65.58 grados y el máximo

de 75.98 grados, con una media de 69.16 grados y una desviación estándar de ± 2.55 grados. El valor mínimo de la curvatura interna fue de 63.64 grados y el máximo de 76.02 grados, con una media de 68.69 grados y una desviación estándar de ± 3.20 grados. Al calcular los grados de desviación en el grupo rotatorio, mediante su diferencia inicial menos la final se encontró que el menor grado de desviación que se dio en la curvatura externa fue de 3.35 grados y el máximo de 15.88 grados, con una media de 8.61 grados y una desviación estándar de ± 2.72 grados. El menor grado de desviación de la curvatura interna fue de 0.96 grados y el máximo de 10.68 grados, con una media de 7.27 grados y una desviación estándar de ± 2.77 grados (Tabla 2).

Tabla 2. Resultados del análisis estadístico de la variación en grados después de la instrumentación manual y rotatoria.

Variación de la desviación en grados		
Variables	Manual	Rotatorio
Ángulo externo		
Mínimo	0.55	3.35
Máximo	19.66	15.88
Media	9.62	8.61
SD	± 5.47	± 2.72
Ángulo interno		
Mínimo	2.50	0.96
Máximo	18.13	10.68
Media	8.10	7.27
SD	± 3.81	± 2.77

Fuente: propia

*SD (Desviación estándar)

Tabla 3. Análisis de Varianza, aplicando LSD de Fisher comparando los tratamientos manual y rotatorio.

F.V.	SC	GI	CM	F	p-valor
Modelo	0.22	L	0.22	54.17	<0.0001
Tratamientos	0.22	L	0.22	54.17	<0.0001
Error	0.16	38	4.1E-03		
Total	0.38	39			

Test: LSD Fisher Alfa (α) = 0.05 DMS=0.04121

Error: 0.0041 gl:38

Tratamientos	Medias	N	E.E.	
A	0.12	20	0.01	A
B	0.27	20	0.01	B

Medias con una letra común no son significativamente diferentes ($p > 0.05$)

Posteriormente se realizó la prueba LSD de Fisher como parte del análisis de varianza demostrando que existe un efecto significativo del tratamiento sobre la variable respuesta, lo cual se evidencia con un $p=0.0001$ el cual es menor que el nivel crítico de comparación $\alpha = 0.05$, lo que demuestra que el tipo de Glidepath Manual induce a obtener mayor desviación.

7. Discusión

Los dientes naturales son los mejores especímenes para evaluar las alteraciones de forma producto de la instrumentación radicular pero debido a que es difícil lograr una estandarización por la diversidad anatómica, de curvaturas, longitudes, diámetro inicial del canal y dureza de la dentina radicular de los canales reales, el uso de bloques de resina es una de las opciones más usadas actualmente y permite excluir parámetros que podrían influir en el resultado de la preparación. Varios autores demostraron que los canales simulados son un modelo válido para investigaciones experimentales concernientes a la preparación radicular (11).

En este estudio se comparó el glidepath manual con limas de acero inoxidable por ser las más usadas y el glidepath rotatorio con limas de NiTi porque su aleación representa un avance en la instrumentación de conductos curvos. A pesar de estos avances se ha demostrado que todos los instrumentos ocasionan cierto grado de deformación.

El enderezamiento se dio con ambas instrumentaciones y se presentó con mayor incidencia en el lado externo de la curvatura sin embargo este fue mayor después del uso del glidepath manual con limas de acero inoxidable (limas K), resultados similares a los encontrados por Ajuz & Cols., por quienes recomiendan la creación de un glidepath antes de la instrumentación rotatoria y concluyeron que la mayoría de las desviaciones se daban con el glidepath manual con limas K (3)(11).

En este estudio en los canales instrumentados con el sistema pathfile el enderezamiento fue mucho menor, respetando en mayor grado la anatomía del conducto, esto debido a las propiedades de la aleación como memoria de forma y superelasticidad que hacen del NiTi el material más eficaz actualmente para instrumentar conductos curvos, lo que coincide con los resultados encontrados por Berutti donde el sistema pathfile produjo significativamente menor modificación en el tercio apical y cervical de la curvatura y menor aberraciones de forma cuando se comparó con limas K. (11) (10). Sin embargo, como afirman Sonntang, Gutermann, Kim & Stachnis a principal desventaja de las limas de NiTi es el superior índice de fractura por las fuerzas de tensión y compresión en el área de la curvatura (37). En este estudio el único instrumento fracturado fue la lima número 13 del grupo rotatorio, como

consecuencia al estrés dentro la curvatura del canal en el en el tercio apical, zona de mayor estrés para la lima (6).

Según Roland, Adelin, Browning, Hsu, & Torabinejab, la realización de un adecuado glidepath es indispensable para la correcta instrumentación, actualmente se siguen usando las limas de acero inoxidable para hacerlo pero debido a su elevada rigidez, pueden causar accidentes dentro del conducto como escalones, perforaciones o transportaciones, lo que empobrece el resultado del tratamiento, sin embargo Ha y Cols., sugieren en su estudio que si se hace uso de limas manuales para hacer esta exploración inicial deben ser limas flexibles y de pequeño calibre para crear suficiente espacio para la siguiente secuencia de limas rotatorias (7). Por otro lado en este estudio ninguna lima K sufrió deformaciones evidentes o fracturas.

En un estudio realizado por Patiño, Biedma, Liébana, Cantatore, & Bahillo en donde evaluaron la tasa de fractura de instrumentos rotatorios se encontró que la tasa de fractura fue mucho menor cuando se utilizó glidepath ya que este posibilita la eliminación de interferencias y posible problemas anatómicos antes de la instrumentación con limas de calibre superior (14).

Para la realización del glidepath rotatorio en este estudio se hizo uso de limas #13, #17, #19 y para el grupo manual limas #10, #15, #20, diversos autores como Elnaghy A. M.y Uroz-Torres entre otros recomiendan que usar hasta una lima #20 para realizar el glidepath manual es la mejor opción para reducir las fallas por flexión dentro del canal, reducir la presencia de aberraciones y aumentar la vida útil del instrumento rotatorio (38)(32).

De las dos técnicas de instrumentación que fueron analizadas en este estudio, el sistema pathfile que ha sido sujeto de investigaciones previas ha demostrado ser más eficiente incluso mejor que la instrumentación manual, lo que concuerda con los resultados obtenidos por Urroz & Cols., Ajuz & Cols., Patiño & Cols., De Oliveria Alves & Cols., Pascualini & Cols., quienes encontraron que el sistema pathfile respetó más la anatomía interna de los conductos radiculares y la instrumentación manual provocó mayor variaciones. (3)(32)(10)(14)(15).

Como información adicional en este estudio se encontró que en el glidepath manual el tercio que presentó mayor desviación fue el tercio apical seguido por el tercio medio, zonas donde se encuentran la mayoría de las curvaturas radiculares. El ápice representa un verdadero reto durante la instrumentación por su variabilidad de posición, forma, de diámetro y al usar limas con cierto grado de rigidez lo convierte en la zona más delicada de limpiar, seguido por el tercio medio.

8. Conclusión

La instrumentación manual provocó mayor desviación y enderezamiento de los conductos, siendo el lado externo de la curvatura el más afectado a causa del enderezamiento de los instrumentos y la rigidez de la aleación dentro del canal.

La instrumentación rotatoria respetó mejor la anatomía interna de los conductos radiculares al mantener preparaciones más centradas y simétricas, la flexibilidad de dichas limas ayuda a mantener la forma en conductos curvos.

Al realizar la comparación de ambas técnicas de glidepath se concluye que ambos sistemas de instrumentación mostraron cierto grado de desviación y enderezamiento del canal, siendo el glidepath manual el que más alteró la anatomía original y el glidepath rotatorio mantuvo preparaciones más centradas en su eje, aceptando de esta forma la hipótesis alternativa de este estudio.

9. Recomendaciones

Se recomienda ampliar el uso del glidepath antes de la realización de la instrumentación manual o mecanizada sobretodo en conductos curvos con el objetivo de obtener preparaciones que respeten la anatomía interna.

Se recomienda hacer uso de las Pathfile para la realización del glidepath ya que ha demostrado una excelente capacidad de centrado y un excelente recurso para el tratamiento endodóntico.

Se recomienda a la especialidad de Endodoncia de la Facultad de Odontología de la UNAN-León, que se deben impulsar e incentivar la realización de más estudios o ensayos clínicos *in vivo* e *in vitro* donde se compare y compruebe el efecto del glidepath en pronostico y éxito del tratamiento de endodoncia.

10. Referencias Bibliográficas

1. Goldberg, F; Soares I. Endodoncia tecnica y fundamentos. Buenos Aires; 2002.
2. Cohen S.; Burns RC. Pathways of the Pulp (1). Mosby; 2002. 540 p.
3. Ajuz NC, Armada L, Gonçalves LS, Debelian G SJJ. Glide path preparation in S-shaped canals with rotary pathfinding nickel-titanium instruments. J Endod. 2013;1;39:534–7.
4. Ha, J. H., Lee, C. J., Kwak, S. W., El Abed, R., Ha, D., & Kim HC. Geometric optimization for development of glide path preparation nickel - titanium rotary instrument. J Endod. 2015;41:916–9.
5. SCHÄFER E, DAMMASCHKE T. Development and sequelae of canal transportation. Endod Top. 2009;15(1):75–90.
6. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. Int Endod J. 2005;38(2):112–23.
7. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. J Endod. 2002 Jul;28(7):543–5.
8. 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. J Endod 2014;40(12):2053–6.
9. Gonza P, Uroz torres D, Mari C. Effectiveness of a Manual Glide Path on the Preparation of Curved Root Canals by Using Mtwo Rotary Instruments. J Endod. 2017;35(5):699–702.
10. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al. Computed Micro-Tomographic Evaluation of Glide Path with Nickel-Titanium Rotary PathFile in Maxillary First Molars Curved Canals. J Endod. 2012;38(3):389–93.
11. Berutti E, Migliaretti G, Chiandussi G, Cantatore G, Pasqualini D, Castellucci A,

- et al. Use of Nickel-Titanium Rotary PathFile to Create the Glide Path: Comparison With Manual Preflaring in Simulated Root Canals. *J Endod.* 2009;35(3):408–12.
12. Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Gonçalves LS, Siqueira JF, Moreira E JL, et al. Influence of the geometry of curved artificial canals on the fracture of rotary nickel-titanium instruments subjected to cyclic fatigue tests. *J Endod.* 2013;39(5):704–7.
 13. Nakagawa RKL, Alves JL, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments. *Int Endod J.* 2014;47(3):290–7.
 14. Patiño, P. V., Biedma, B. M., Liébana, C. R., Cantatore, G., & Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(2):114–6.
 15. De Oliveira Alves, V., da Silveira Bueno, C. E., Cunha, R. S., Pinheiro, S. L., Fontana, C. E., & de Martin AS. Comparison among manual instruments and pathfile and mtwo rotary instruments to creat glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2012;38(1):117–20.
 16. Baugh D. The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review. *J Endod.* 2005;31(5):333–40.
 17. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: A focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113–28.
 18. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am Clin North Am.* 1974;18(2):269–96.
 19. Baumann MA. Nickel-titanium: Options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):55–67.
 20. Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, Camargo Fontanella VR, Gavini G, Barletta FB. Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with protaper universal with and without pathfile. *J Endod.*

2014;40(5):688–93.

21. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000 Mar;26(3):161–5.
22. Ingle, J; LeVine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: Grossman L. Transactions of the second international conference on endodontics. *Trans Second Int Conf Endod.* 1958;234:123–142.
23. Canalda, S. C., & Aguadé B. *Endodoncia: técnicas clínicas y bases científicas.* Barcelona: Barcelona: Elsevier Masson.; 2006.
24. Charles TJ, Charles JE. The ‘ balanced force ’ concept for instrumentation of curved. *Int Endod J.* 1998;31:166–72.
25. Tepel J, Schäfer E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Endod Dent Traumatol* 1997;13(5):201–10.
26. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dent Traumatol.* 1997 Apr;13(2):51–64. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-9657.1997.tb00011.x>
27. Lopes, H. P; Elías, C. N; Mangelli, M; Lopes, W. S; Amaral, G; Souza, L. C; & Siqueira JF. Buckling resistance of pathfinding endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(3):402–4.
28. Glosson CR, Hailer RH, Dove SB, Rio CE. A Comparison of Root Canal Preparations Using Ni-Ti Hand, Ni-Ti Engine-Driven, and K-Flex Instruments. *Joe.* 1995;21(3):146–51.
29. Pruett, J. P., Cement, D. J., & Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77–85.
30. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297–310.
31. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et

- al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2012;45(5):469–74.
32. Uroz-Torres D, González-Rodríguez MP F-LC. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod*. 1;35:699–702.
 33. Piasecki L, Al-Sudani D, Rubini AG, Sonnino G, Bossù M, Testarelli L, et al. Mechanical resistance of carbon and stainless steel hand instruments used in a reciprocating handpiece. *Ann Stomatol (Roma)*. 2013;4:259–62.
 34. James, G; Thom, C, D; Paul EL. *Solución de problemas en Endodoncia*. España: Elsevier; 2007.
 35. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top*. 2005;10(1):30–76.
 36. Peters O. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Jornal Endod*. 2004;30(8):559–67.
 37. Sonntag D, Guntermann A. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni–Ti files performed by students. *Int Endod J* 2003;36:246–55.
 38. Elnaghy, A. M.; & Elsaka SE. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel–titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2015;48(9):894–901.

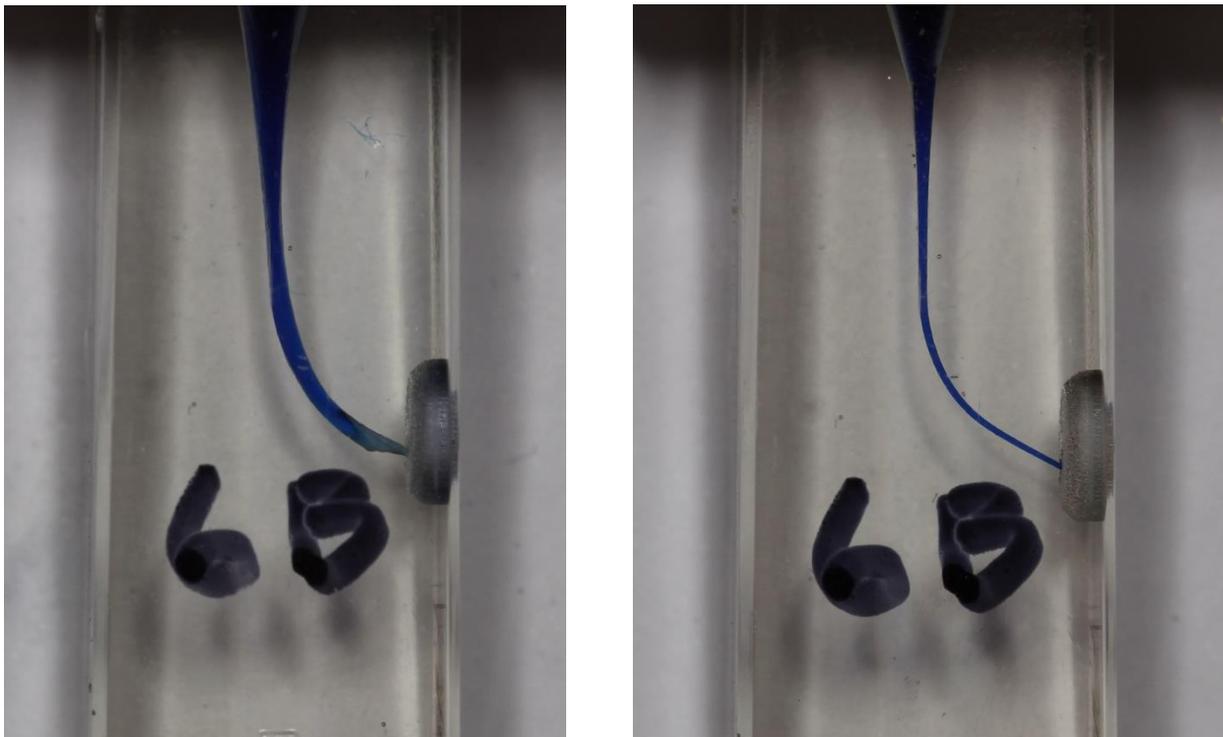
Análisis en Photoshop

Antes de la instrumentación

Fig. 4 Grupo A- Rotatorio. Antes de la instrumentación.



Fig. 5 Grupo B- Manual. Antes de la instrumentación



Análisis en AutoCAD

Superposición de imágenes

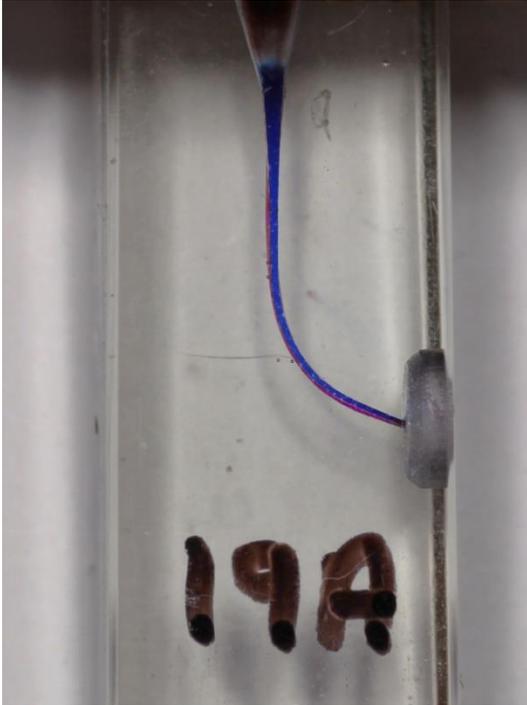


Fig 6. Instrumentación rotatoria. Color azul antes de la instrumentación, color rojo después de la instrumentación.

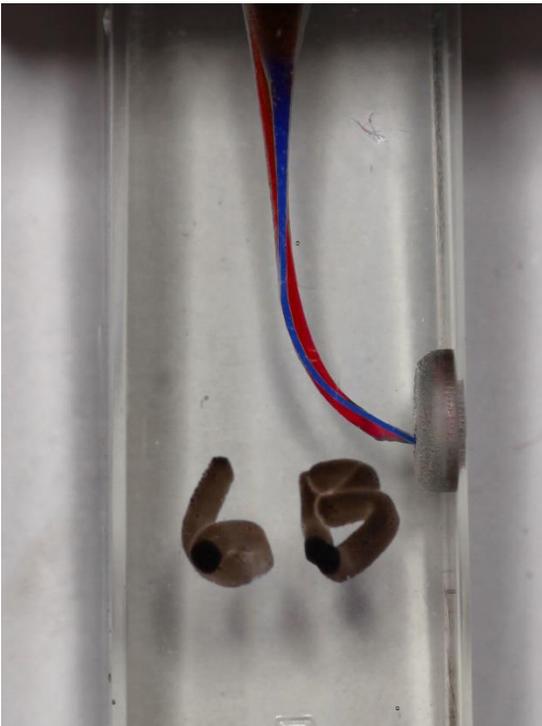
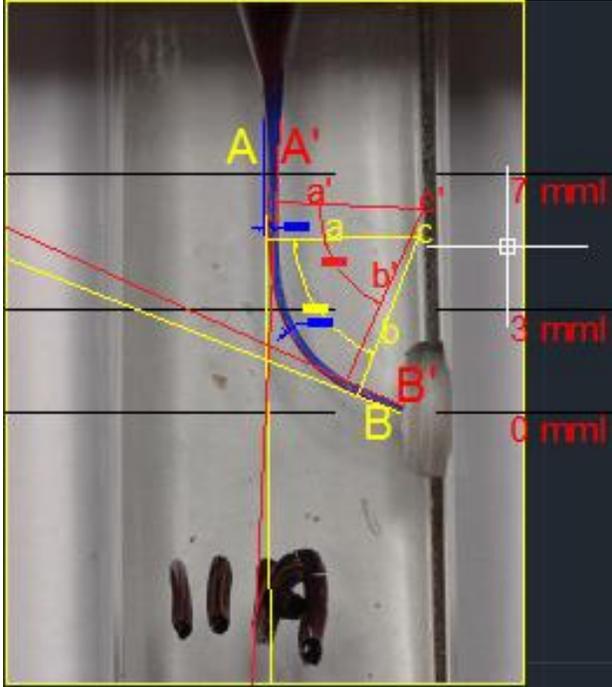


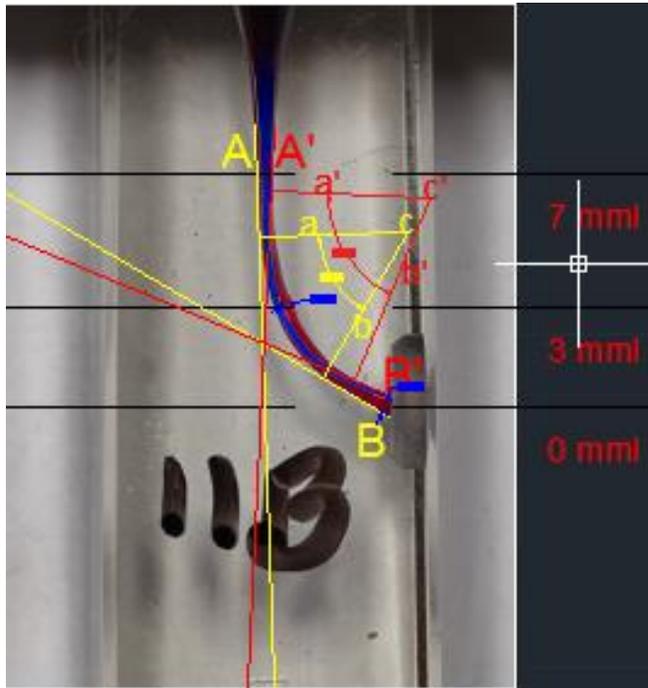
Fig 7 Instrumentación manual. Color azul antes de la instrumentación y color rojo después de la instrumentación.

Fig 8.Grupo A-Rotatorio



Análisis de las fotografías del grupo A rotatorio. A y B (líneas amarillas) lado externo de la curvatura. A' y B' (líneas rojas) lado interno de la curvatura. a y b los puntos de inflexión donde las líneas tangentes A y B se desvían del borde de la curvatura. c punto donde las líneas a y b se unen. a' y b' los puntos de inflexión donde las líneas tangentes A' y B' se desvían del borde de la curvatura. c' punto donde las líneas a' y b' se unen.

Fig. 8 Grupo B-Manual



Análisis de las fotografías del grupo B manual. A y B (líneas amarillas) lado externo de la curvatura. A' y B' (líneas rojas) lado interno de la curvatura. a y b los puntos de inflexión donde las líneas tangentes A y B se desvían del borde de la curvatura. c punto donde las líneas a y b se unen. a' y b' los puntos de inflexión donde las líneas tangentes A' y B' se desvían del borde de la curvatura. c' punto donde las líneas a y b se unen.

Tabla 2. Desviación en milímetros en la instrumentación manual y rotatoria (hallazgos complementarios).

Valores	Instrumentación	
	Manual	Rotatorio
Desviación en mm		
Mínimo	0.17	0.07
Máximo	0.44	0.21
Promedio	0.27	0.12
SD	± 0.08	± 0.03

Análisis Estadístico

Gráfico 1 de dispersión

Para darle salida al tercer objetivo se realizó una prueba diagnóstica para verificar la normalidad de los datos. La prueba de la normalidad de los residuos se hizo mediante el QQ plot, demostró que si cumple con la condición de normalidad de los residuos

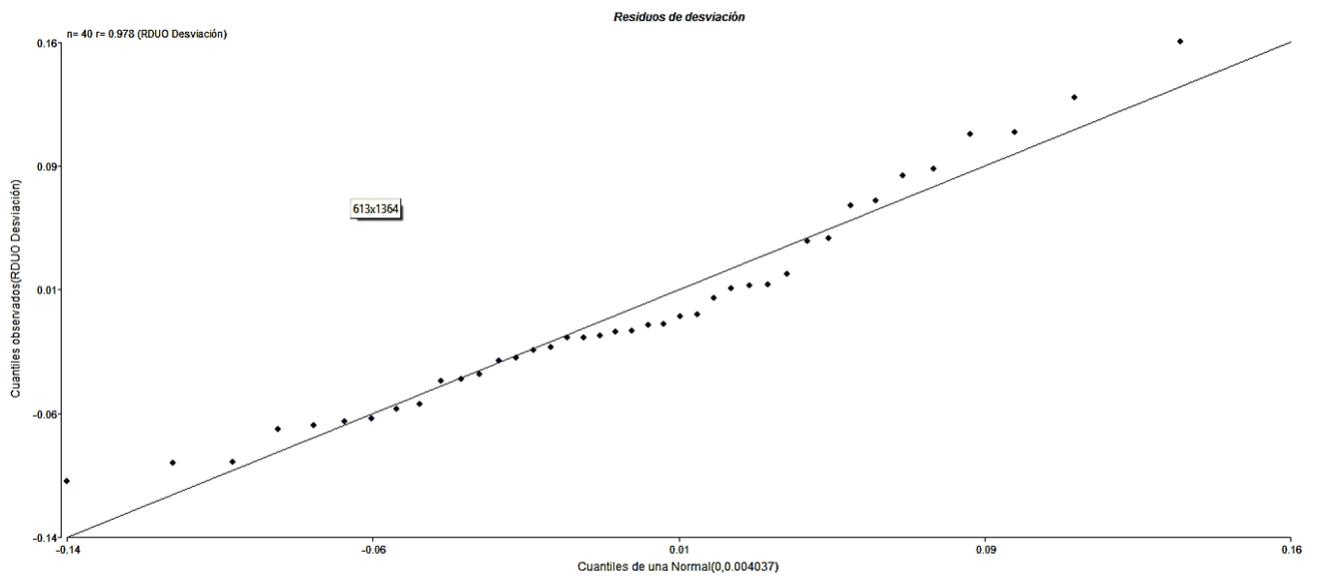


Gráfico 2 Booxplot

Análisis de la varianza

Variable	N	R ²	R ² Aj	CV
Desviación	40	0.59	0.58	32.79

Cuadro de Análisis de la Varianza (SC tipo I)

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	0.22	1	0.22	54.17	<0.0001
Tratamientos	0.22	1	0.22	54.17	<0.0001
Error	0.16	38	4.1E-03		
Total	0.38	39			

Test:LSD Fisher Alfa=0.05 DMS=0.04121

Error: 0.0041 gl: 38

Tratamientos	Medias	n	E.E.	
1	0.12	20	0.01	A
2	0.27	20	0.01	B

Medias con una letra común no son significativamente diferentes ($p > 0.05$)

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE NICARAGUA

UNAN- LEON

FACULTA DE ODONTOLOGIA



La presente ficha está diseñada para recoger los datos resultantes del estudio “Análisis del grado de desviación de los conductos radiculares al realizar glidepath manual y rotatorio en el periodo comprendido de enero-julio del 2019. Estudio In Vitro”.

Código de diente: _____

	Instrumentación	
	Manual	Rotatorio
Ángulo externo pre instrumentación		
Ángulo interno pre instrumentación		
Ángulo externo post instrumentación		
Ángulo interno post instrumentación		
Desviación en grados		
Desviación en milímetros		