



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



CENTRO UNIVERSITARIO DE ESTUDIOS DE POSGRADO DE

INVESTIGACIÓN

TESIS

**IMPACTO DE LA PREPARACIÓN APICAL CON ACCIÓN RECÍPROCA SOBRE
LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS NI-TI: "RECÍPROC".**

PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA:

CIRUJANO DENTISTA HUGO CÉSAR MORA MAGALLÓN.

ASESOR DE TESIS:

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA MARTÍN ALBERTO LOEZA RAMÍREZ

ASESOR METODOLÓGICO:

DOCTORA EN CIENCIAS DEYANIRA SERRATO OCHOA

MORELIA, MICHOACÁN

ENERO 2015

INDICE	Págs.
1. Resumen.....	3-4
2. Abstract.....	5-6
3. Introducción.....	7-8
4. Antecedentes	
4.1 Antecedentes generales.....	9-27
4.2 Antecedentes específicos.....	28-35
5. Planteamiento del problema.....	36-37
6. Justificación.....	38
7. Objetivos	
7.1 Objetivo General.....	39
7.2 Objetivo Específico.....	39
8. Hipótesis	
7.1 Hipótesis de trabajo.....	40
7.2 Hipótesis nula.....	40
9. Materiales y métodos.....	41-45
10. Recomendaciones.....	46
11. Glosario.....	47-50
12. Anexos.....	51-53
13. Bibliografía.....	54-62

IMPACTO DE LA PREPARACIÓN APICAL CON ACCIÓN RECÍPROCA SOBRE LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS NI-TI: "RECIPROC".

1. RESUMEN

Introducción:

El objetivo del trabajo de investigación es comparar dos técnicas de instrumentación en cubos de acrílico y determinar en cuál ocurre el mayor número de fracturas de instrumentos Reciproc; Técnica A (RECIPROC) y Técnica B (HIBRIDA O MODIFICADA).

Materiales y métodos:

Técnica RECIPROC, consistirá en la utilización de 10 limas Ni-Ti Reciproc #40 para la preparación y conformación de los conductos en 10 cubos de acrílico, con avances de 3 a 4 mm hasta llegar a la longitud de trabajo ubicada a 1mm de la longitud total.

Técnica HIBRIDA, se basa en la misma metodología del grupo anterior, previo acceso radicular utilizando fresas Gates Glidden #4,3,2 en sentido corono apical, continuando con la creación del camino guía utilizando limas tipo K primera serie con acción recíproca mecanizada y retrocesos de 0.5 mm entre cada lima hasta llegar a la número 35, finalizando la conformación radicular con instrumentos R40/06.

Justificación:

La fractura de instrumentos en el interior del conducto radicular es un accidente frecuente que complica y pone en riesgo el tratamiento endodóntico, por lo cual compararemos dos técnicas de instrumentación y determinaremos cual brindará menor índice de fracturas y deformación en la utilización de la limas Ni-Ti Reciproc en cubos de acrílico.

Palabras claves

Camino guía, Fatiga cíclica, Preparación temprana, Reciprocación.

IMPACT OF APICAL PREPARATION WITH RECIPROCAL ACTION ON INSTRUMENT FRACTURE RECIPROC NI-TI INSTRUMENTS.

2. ABSTRACT

Introduction:

The aim of this research work is to compare two instrumentation techniques in acrylic cubes and determine which one presents the largest number of broken instruments: Technique A (Reciproc) Vs. Technique B (Hybrid Theorie).

Material and Methods:

Reciproc Technique: Will consist on the use of ten Reciproc Ni-Ti file # 40 to shape and prepare ten root canal acrylic cubes by performing forward movements of 3 to 4 mm until the working length is reached, which is located 1 mm before the total length.

Hybrid Technique: It is based on the same methodology as above, previous root access using Gates Glidden #4, #3 and #2 Crown-down direction followed by the glide path creation using the first serie of K files activated with mechanical reciprocating action, carrying out setbacks of 0.5 mm between each file until #35 file, finalizing with root canal shaping through R40/ 06 instrument.

Supporting Statement:

Instrument fracture within the root canal is a frequent accident which complicates and jeopardizes the root canal treatment hence, two instrumentation techniques will be compared in order to assess which one will offer the lower rate of fractures and deformation by using Reciproc Ni-Ti files in acrylic cubes.

Keywords:

Glide path, cyclic fatigue, early preparation, Reciprocation.

3. INTRODUCCIÓN

Para alcanzar el éxito clínico en el tratamiento endodóntico existen varios objetivos, uno de ellos es la adecuada instrumentación para lograr remover el tejido pulpar vital además del necrótico que se encuentre dentro del sistema de conductos, auxiliándonos de los avances tecnológicos y científicos de hoy en día, así también el conocer las deficiencias y ventajas de cada uno de estos instrumentos endodónticos que se vayan a emplear.

La finalidad de la presente investigación es comparar dos técnicas de instrumentación y determinar cual de ellas ofrecerá mejores resultados en la disminución de fracturas de los instrumentos Reciproc. La primera es una técnica pura recomendada por el fabricante del sistema y la segunda es una propuesta que involucra la preparación apical previa al uso de las limas conformadoras.

En esta, se contempla la instrumentación recíproca modificada que involucra la realización de un camino guía con limas de acero inoxidable Flex R. bajo movimientos alternos derecha e izquierda de 45° donde previamente fue creado un acceso radicular con fresas Gates Glidden y culminar la conformación del sistema de conductos con limas Reciproc #40.

Un modelo ideal para la instrumentación serían conductos curvos de dientes naturales; sin embargo, en esos ensayos la anatomía de los canales es diferente, dificultando en gran medida normalizar las condiciones experimentales. Como resultado, varios dispositivos y métodos se han utilizado para investigar in vitro la

resistencia a la fatiga torsional y cíclica de los instrumentos Níquel Titanio (en lo sucesivo haremos referencia a estos materiales con la abreviatura NiTi).

Durante la revisión de literatura se analizaron todos los factores relacionados a la fractura de las limas con aleación NiTi, así como los diferentes dispositivos que se han utilizado en las pruebas de fatiga, llegando a comprender el comportamiento de los instrumentos rotatorios cuando están girando en el interior de los conductos.

El estudio experimental en cubos de resina epóxica transparente permitirá visualizar la cinemática de movimiento de las limas manuales Flex R que se utilizarán para ampliar el interior de los conductos y la manera en la que se verá reflejado en el desempeño de los instrumentos NiTi Reciproc con tecnología Mwire. Además, podremos observar las probables fracturas del NiTi, la formación de transportaciones y escalones durante la instrumentación en ambas técnicas, a su vez comprobar si la aleación NiTi Mwire es tan flexible y resistente a la fatiga como lo asegura su fabricante.

En trabajos de investigación previos en que se involucra la preparación apical temprana de los conductos radiculares se han obtenido excelentes resultados, los cuales se detallarán en el presente trabajo de investigación sirviendo como medio de referencia para la misma.

4. ANTECEDENTES

4.1 Antecedentes generales

En 1974 **Schilder**, menciona que la preparación de los conductos radiculares tiene dos objetivos principales la limpieza y conformación sin la modificación de su morfología, respetando al máximo la anatomía interna, con la finalidad de que los conductos adquieran una forma cónica con base en cervical y vértice apical, manteniendo la posición, el diámetro de la constricción y del orificio apical, y lograr una limpieza y conformación del conducto radicular para que pueda recibir el material de obturación. **(46)**

Una correcta preparación biomecánica, aunada al correcto diagnóstico, irrigación, y obturación, nos llevarán a obtener éxito endodóntico tanto en casos de dientes vitales y necróticos.

En 1838 **Maynard**, desarrolló el primer instrumento endodóntico, idealizado a partir de un resorte de reloj y desarrolló otros para utilizarlos durante la limpieza y ensanchado del conducto radicular. Este principio técnico preconizado por Maynard persiste en la actualidad, siendo el paso inicial que dio origen a una gran variedad de instrumentos ahora disponibles en el mercado.

En este periodo no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, el tipo y características en la manufacturación de los instrumentos endodónticos.**(55)**

En 1958 Ingle, propuso la fabricación de instrumentos endodónticos en base a una estandarización predeterminada con el aumento progresivo en sus diámetros basada en un estándar predeterminado.

En 1959, en la segunda Conferencia Internacional de Endodoncia se presentaron propuestas para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica, sugiriendo que los instrumentos y conos endodónticos se fabricaran según las normas preestablecidas.

Fue hasta 1962 que la Asociación Americana de Endodoncia (AAE) aceptó la sugerencia. Se formó un equipo de trabajo en el que participaron fabricantes y de donde posteriormente surgió lo que hoy conocemos como la organización Internacional de Estándares (International Standard Organization). **En 1976**, la Asociación americana de estándares, aprobó la especificación # 28, la cual presenta Normas para la fabricación de Limas y ensanchadores, en **1981** fue definida la estandarización Internacional (**Council on Dental Materials and Devices, 1976**). (30)

Desde 1838 al 2012 la fabricación de los instrumentos endodónticos fueron pasando por cambios y mejoras para ofrecer al clínico eficiencia y seguridad en la importante tarea de preparación de un conducto. Podemos establecer que esos avances se han basado en tres diferentes aspectos: composición de aleaciones metálicas, diseño del instrumento y manufactura. (55)

Generalmente, el fabricante emplea dos métodos para la manufactura de los instrumentos endodónticos, por torsión (método indirecto) y por desgaste (método directo), en ambas formas, los hilos de alambres inoxidable utilizados presentan una forma circular, pero sufre un desgaste para dar forma al vástago de la lima que puede ser cilíndrica, cuadrada, triangular o romboidal.

El método directo, desgasta el vástago de alambre para dar forma a las estrías de corte y en el método indirecto independientemente de su forma geométrica el vástago es retorcido para dar el número de estrías de corte según se trate de lima o escariador. Los instrumentos de aleación acero carbono fabricados mediante el método indirecto el alambre era torcido para crear sus estrías de corte, ofreciendo así, una lima con adecuada dureza. **(55)**

El instrumento endodóntico tenía y tiene como función principal cortar o desgastar la dentina, la cual es un tejido bastante duro. Esta aleación de acero carbono cortaba eficientemente por su elevada dureza, pero con dificultad para adaptarse a la anatomía de los conductos, favoreciendo a las deformaciones, fracturas, perforaciones, transportaciones, escalones, etc.

Con el empleo del hipoclorito de sodio en la terapéutica endodóntica el acero carbono sufría una intensa oxidación de las superficies, las ventajas de su poder de corte quedaban anuladas por la corrosión.

La utilización del acero inoxidable mejoró estas condiciones, esta aleación parecía ser la solución. Ya no estaba el efecto corrosivo de los iones cloruros sobre el instrumento odontológico. Para mejorar, la aleación acero inoxidable era un poco menos rígida, por lo tanto más flexible e igualmente mantenía un rendimiento de corte bastante aceptable, considerable durabilidad y seguridad de utilización, a tal punto que son los instrumentos más utilizados en la fabricación de instrumentos.

El acero inoxidable utilizado en la fabricación de instrumentos Endodónticos, se encuentra constituido por los siguientes elementos químicos como son: el cromo hasta en un 11% el cual le da un efecto protector impermeable impidiendo oxidaciones; el Níquel y el Manganeso que actúan como estabilizadores de la austenita; el silicio el cual neutraliza los efectos indeseables de cuerpos contaminantes como el fósforo y el azufre; el Molibdeno funciona como agente endurecedor. **(30)**

Las primeras limas fabricadas con esta aleación fueron Las tipo K desarrolladas por Kerr Manufacturing Co., EUA, **(Ingle J, Backland, 2000)** razón por la cual se denominan tipo K, siendo dos variantes Limas y Escariadores. **(25)**

Las limas convencionales son fabricadas a partir de una varilla cuadrada en su sección transversal, los escariadores en su sección transversal es triangular, y ambos diseños pueden ser sometidos a cualquiera de los dos métodos el directo o el indirecto. **(55)**

Leonardo M y cols. 2002, mencionan que en 1982, la fábrica Kerr (Kerr Manufacturing Company), presenta un nuevo instrumento con diseño modificado denominado K-Flex que mostró ser un 37.5% más flexible por tener un 37.5% menos masa metálica. **(31)**

Posteriormente surgen nuevas propuestas para la fabricación de las limas y dar origen a la Flex R (**Roane J, Sabala C., 1985**) la cual es fabricada por desgaste, con punta redondeada no cortante y el vástago de diseño triangular, realizándose el proceso de la punta redondeada en las limas Flexofile y Flexoreamer. **(41)**

La lima Flex R (Union Broach), se trata de un instrumento tipo K donde sus estrías son más agudas y el ángulo de corte es más negativo que la lima K tradicional (**Beer R, Baumann, 1998**). Roane su diseñador eliminó el ángulo de transición lo cual hace que siga más fácil el trayecto del conducto sin el riesgo tan alto de producir escalones, vías falsas ni transportación del conducto. **(43)**

Los instrumentos endodónticos de Níquel Titanio surgen por la capacidad de la aleación de seguir las curvaturas. El Níquel Titanio (Ni-Ti) fue desarrollado en el laboratorio de la artillería Naval de la Marina Americana. Fueron utilizadas primeramente en esta industria por William J. Buchler en 1963 y utilizadas por la NASA (Nacional Aeronautics and Space Administration, USA). Los dos tipos más comunes de ligas de Níquel Titanio son: NITINOL 60 conteniendo 60% de Níquel y 40% de Titanio y NITINOL 55 (55% de Níquel y 45% Titanio). **(55)**

Ambas aleaciones poseen flexibilidad y mayor resistencia a la fractura por torsión, además de sus propiedades martensíticas (memoria). El Níquel Titanio en reposo posee una estructura austenítica. Cuando sufre deformación por stress, se transforma en estructura martensítica, necesitando para ello una muy pequeña fuerza. En estructura martensítica la aleación es menos resistente y el calentamiento la vuelve a estructura austenítica. **(30)**

El NiTi puede sufrir una transformación por estrés sin una permanente tensión, esta característica es ideal en la endodoncia, especialmente para instrumentación en conductos curvos. La utilización en este tipo de aleación en la confección de los instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973. La primera investigación de NiTi en Endodoncia fue reportada por Walia, Bratley y Gerstein en 1988, quienes confeccionaron el primer instrumento a partir de un hilo de ortodoncia de forma circular sometido a un proceso de torneado, ya que debido a su elevada elasticidad era imposible fabricarlas por torsión. Se fabricaron limas # 15 desde una aleación ortodóntica de NiTi reportando que tuvieron 2 a 3 veces más flexibilidad que las limas manuales #15 de acero inoxidable, así como mayor resistencia a las fracturas torsionales y pronunciada memoria elástica. **(55)**

Durante el tratamiento de conductos la aleación Níquel Titanio sufre una transformación de la fase austenítica a la fase martensítica debido a la presión ejercida y al calor generado, al iniciarse esta transformación el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con mayor facilidad.

El Níquel-Titanio cuando está en reposo está en fase austenita y cuando está en movimiento de 360° presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones superelásticas (**Fernandez P, Mendiola A, 2011**). Este avance tecnológico proporciona elevada elasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura. **(12)**

Las aleaciones de níquel-titanio, cuando son sometidas a la deformación de hasta un 10%, estas pueden retornar a su forma original, mientras que las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1% (**Leonardo M. et. al., 2002**). **(31)**

García M y cols. 2004, comentan que la aleación NiTi tiene un módulo elástico que proporciona a los instrumentos una excelente flexibilidad, perteneciendo a una categoría de aleaciones denominadas con memoria, la característica más importante de esta aleación, es su capacidad para recuperar su forma original cuando los instrumentos no están sometidos al trabajo. **(19)**

Pero también cuando esta aleación sufre cambios significativos en la fase de estrés (**Ingle J, Backland, 2000**), el instrumento sufre deformaciones que no pueden ser clínicamente observadas y estos cambios lo vuelven muy propenso a las fracturas. **(25)**

Los sistemas NiTi disponibles en el mercado se confeccionan por **desgaste y por torsión**. El proceso de fabricación por **desgaste** crea microfracturas en la parte activa, que actúan como un punto de concentración de estrés (**Leonardo M, Leonardo R, 2009**), y en el método por **torsión**, se emplea un tratamiento térmico para obtener una fase intermedia de cristal denominada Rhombohedral (R), la Fase R es una estructura intermedia cristalina de las fases austenita y martensita. Mediante calentamiento y enfriamiento es posible torcer esta aleación, creando estrías de corte, es importante destacar que con este proceso de fabricación no se crean microfracturas, además que los instrumentos son sometidos a un tratamiento de superficie para mantener la dureza y el filo de corte. **(30)**

Casi 20 años después de probar las primeras limas NiTi surgen nuevos métodos para la fabricación de instrumentos como la denominada Tecnología R-fase y MWire, que aumentan la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica, manteniendo buen corte sin reducir su eficiencia (**Larsen C, Watanabe I, 2009**). Esta tecnología denominada R-fase fue introducida por (Sybron Dental Specialties, Orange, CA), demostrando un avance en la instrumentación rotatoria. **(28)**

Gambarini G y cols. 2012, comentan que estos instrumentos rotatorios fabricados por torsión han presentado una alta resistencia a la fatiga por lo cual recomiendan accionarlos con movimientos alternados, dándole un cambio en la cinemática con la finalidad de aumentar la resistencia a la fractura. **(16)**

Los instrumentos endodónticos con tecnología MWire aun cuando su fabricación sea por desgaste se obtiene una gran flexibilidad de estos, y una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con las limas NiTi tradicionales **(Larsen et. al., 2009). (28)**

La tecnología MWire se trata de una aleación de níquel-titanio que se compone de Nitinol 508, y experimenta un método de tratamientos térmicos a diferentes temperaturas y resulta una aleación en fase martensítica y premartensítica manteniéndose en un estado pseudoelástico **(Johnson E, Lloyd A, 2008)**, logrando una resistencia superior a la fatiga cíclica, lo que representa un incremento de hasta un 390% en comparación con los instrumento producido a partir de Nitinol 508. **(26)**

Aun cuando los instrumentos sean fabricados por métodos diferentes estos poseen características básicas comunes como son su parte activa, Vástago, Mango, Punta del instrumento, Ángulo helicoidal, Ángulo de corte, Conicidad, Superficie Radial, Alivio de la superficie radial, Distribución de la masa metálica, Diseño de la punta ,Área de escape y un Acabado superficial **(Vázquez S. et. al., 2002). (55)**

Los instrumentos rotatorios de NiTi aun con todas estas características en su estructura anatómica y aunque posean flexibilidad, no están exentos a la fractura ya que al ser accionados están siendo sometidos a cargas de torsión y flexión y ambos factores contribuyen a que ocurra este tipo de accidente **(Sattapan B,**

Nervo G, 2000), siendo el más frecuente el producido por torsión que el cíclico. **(45)**

La fractura de instrumentos son accidentes potencialmente graves, que pueden complicar y comprometer el resultado del tratamiento endodóntico **(Shen Ya. et al., 2009)**. **(51)**

Durante la preparación endodóntica la conformación del conducto está dada por el contacto entre el instrumento y las paredes dentinarias **(Hyeon Ch, Min H, 2010)**, y estos contactos crean muchas concentraciones de tensiones momentáneas que pueden llevar a la fractura del metal. **(27)**

Presentándose así la fatiga cíclica por el estrés repetitivo en los ciclos de contracción-distensión sobre un punto del instrumento cuando éste gira en un conducto curvo, esta tensión se produce dos veces en cada vuelta provocando la fractura del instrumento ya que este alcanza el límite de su fatiga cíclica **(Leonardo M, Leonardo R, 2009)**. Esta fatiga comienza a manifestarse por pequeñas fisuras en la superficie de la lima, que después se propagan hacia su interior y producen la fractura; por eso es necesario observar con lupa de aumento la superficie de estos después de su uso, para evitar anticipadamente un accidente de fractura. **(30)**

La fatiga por torsión, comprende un fenómeno más fácil de entenderse, especialmente donde la punta del instrumento queda atrapada o retenida en el conducto y el contrángulo continúa girando, ciertamente se producirá la fractura por torsión, aunque el instrumento no necesita estar trabado para fracturarse.

Toda situación que impone diferentes velocidades en diferentes puntos del instrumento es potencialmente capaz de generar fractura torsional (**Leonardo M. et. al., 2009; Plotino G. 2009**). (30-35)

La fractura torsional puede ser causada por la fuerza excesiva en la lima en dirección apical durante la instrumentación (**Sattapan B. et. al., 2000; Alapati S. 2005**). (45-1)

Además del uso y la fuerza ejercida en los instrumentos endodónticos existen más factores relacionados en la resistencia a la fractura, uno de ellos es la conicidad. Siendo esta el aumento del diámetro en el instrumento a cada mm que se aleja de la punta. El patrón de conicidad de las limas manuales es de 0,02mm/mm. Los actuales instrumentos pueden tener una conicidad variable y aumentar hasta 0,12 mm es decir, tienen una conicidad de un 12%.

Explicado lo anterior, podemos especificar que dos instrumentos con el mismo diámetro en la punta, el de mayor conicidad soportará mejor el estrés de torsión en comparación con los de menor conicidad y estas limas de menor porcentaje en su masa soportan más el estrés de flexión que los de mayor conicidad. Así también las limas con conicidad variable son más propensas a sufrir fracturas en comparación con las de conicidad uniforme en las cuales es factible la deformación y desenrollamiento de las estrías (**Leonardo M. et. al., 2009; Fiore D. 2007**). (30-9)

En 2009, Larsen y cols., concluyen que la conicidad influye en el número de ciclos que puede soportar un instrumento antes del fallo, siendo los de menor conicidad los que tienen una resistencia mayor ante una fractura. **(28)**

El diseño de los instrumentos en su sección transversal es otro factor importante que determina las propiedades de torsión y flexión **(Turpin Y, Chagneau F, 2000)**, han encontrado que las limas con diseño triple U muestran más stress en las pruebas de fatiga y de tensión en los bordes de las estrías en comparación con las de triple hélice, debido a que posee un 30% menos masa metálica y le proporciona mayor flexibilidad pero poca resistencia a la torsión que la triple hélice. **(54)**

Zhang y cols. 2010, menciona que el diseño transversal tiene mayor impacto que el tamaño o conicidad en la fractura de un instrumento Ni-Ti y algunos diseños son más propensos a fracturarse por cargas de torsión mayores de 1,0 Nmm. **(63)**

Otro factor importante dentro de las causas de fractura de instrumentos en el tratamiento de endodoncia es el torque, entendiéndolo como la fuerza con que el instrumento gira cortando la dentina dentro del conducto radicular. Los motores disponibles para usar con instrumentos de NiTi rotatorios tienen velocidades variables y torques entre 0.1 y 10 N.cm, el torque ideal para programar el motor debe ser menor que el límite de resistencia a la fractura por torsión del instrumento sin dejar aún lado la variabilidad anatómica de los conductos.

El control de torque es fundamental cuando el instrumento es accionado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia que puede ser predeterminada en algunos aparatos y este hace que se detenga el giro del instrumento automáticamente o también que el instrumento gire en sentido anti horario y permita que el instrumento salga. Recordando que un instrumento con mejor capacidad de corte requiere menor torque. **(55)**

Ghassan Y. y cols. 2001, sugieren el uso de micro motores con control de torque para prevenir la carga excesiva de tensión en el instrumento y precaución en el uso de la auto-reversa la cual conlleva un mayor riesgo de fatiga por torsión. **(59)**

El torque necesario para girar un instrumento varía directamente con el área superficial de contacto del instrumento con las paredes del conducto radicular y con el diseño de la estría cortante, se ha sugerido la utilización de motores con posibilidad de modificación de torque, siendo de gran beneficio para estudiantes y profesionales con poca experiencia **(Ghassan Y, Dagher B. 2002). (61)**

La experiencia del operador es también un punto importante en la fractura de instrumentos, siendo necesario dominar la técnica para mejorar la competencia a través del aprendizaje y la experiencia clínica **(Mandel E. et. al., 1999). (33)**

La instrumentación endodóntica está condicionada y desfavorablemente influenciada por la variabilidad de la anatomía de los conductos radiculares, como son curvaturas simples y dobles, dilaceraciones, divisiones etc.

El radio de la curvatura condiciona la instrumentación de conductos y más si son curvos y estrechos, donde la ruptura de limas, la obstrucción de los conductos, la perforación radicular, desvíos apicales y transportaciones son frecuentes **(Mandel E. et. al., 1999). (33)**

El radio de curvatura radicular cuando resulta ser pequeño es el factor de mayor incidencia a las fracturas, determina mayor fatiga clínica. Por eso es importante la selección previa del instrumento que logre girar en esa curvatura de forma segura.

Ante un arco radicular muy acentuado las limas experimentan mayor fatiga cíclica en el punto máximo de la curvatura y reduce la capacidad del instrumento para resistir las fuerzas de torsión **(Schneider S. et. al., 1971; Pruett J. 1997). (47-38)**

Los parámetros del ángulo y el radio de curvatura son mutuamente independientes, de tal manera que incluso si tiene dos canales con el mismo ángulo de curvatura pueden tener diferentes radios, lo que indica que algunas curvas son más agudas que otras **(Varela P. et. al., 2002). (62)**

Pruett J y cols. 1997, refieren que el ángulo, el radio de curvatura y el diámetro de los instrumentos son más importantes que la velocidad de rotación para la predicción de fracturas. **(38)**

Los instrumentos de NiTi fueron proyectados para ser utilizados mediante movimientos rotatorios, al ser accionados mecánicamente son susceptibles a que ocurra la deformación y separación de los instrumentos.

A mayor velocidad y mayor tiempo que duran los instrumentos NiTi trabajando dentro del conducto aumenta el riesgo a la fractura **(Leonardo M. et. al., 2009). (30)**

La posibilidad de distorsión o de fractura de instrumentos es mayor cuando se trabajan a velocidades altas **(Gabel W. et. al., 1999). (13)**

Encontraron en sus estudios mayor predisposición de separación de instrumentos ante el aumento de velocidad rotacional **(Varela P. et. al., 2002; Gassan Y. 2002). (62-61)**

Daniel B y cols. 2000 en su estudio concluyen que las limas que se hacen girar a menores revoluciones son menos probables a las fracturas consiguiéndose una mejor longitud de penetración en el canal. **(10)**

Durante la fabricación de los instrumentos rotatorios de NiTi, se forman grietas y surcos en la superficie. Estos arañazos pueden servir como muescas que concentran el estrés, lo que limita la vida del instrumento y lo vuelve más frágil a la fatiga. Los cracks generalmente se encuentran en las zonas de corte en la mayoría de los instrumentos. Los tratamientos de superficie aumentan la resistencia al desgaste que sufren estos instrumentos, actuando positivamente en la prevención de las fracturas y aumentando su vida útil. En otras palabras, tales tratamientos permiten que el instrumento permanezca cortando mejor y por más tiempo, estas irregularidades en la superficie pueden ser áreas de debilidad que conducen a la separación de los instrumentos (**Lee D. et. al., 1996; Rapisarda E. 2000; Rapisarda E. 2001**). **(29-40-39)**

Herold K y cols. 2007, demuestran que el electropulido no impide el desarrollo de las microfracturas en los instrumentos de NiTi además que las limas con tratamiento de superficie no eran más resistentes a la fatiga cíclica que otros sistemas que no tienen este tipo de acabado superficial. **(23)**

Galvao F y cols. 2008, encuentran en sus pruebas que el electropulido no tiene influencia en incrementar la resistencia a la fatiga cíclica y torsional ni la eficiencia en las estrías de corte. **(14)**

Los instrumentos de Níquel Titanio utilizados en endodoncia al ser accionados dentro de los conductos radiculares sufren constantes cambios de las fases austenita a la martensita, al iniciarse esta transformación se vuelven más frágiles y fracturarse con mayor facilidad aun en el primer uso, aumentando la posibilidad de separación y deformación con el uso en repetidas ocasiones.

La resistencia a la fatiga en el número de usos en los instrumentos NiTi tiene relevancia el diseño, aun teniendo la misma numeración y conicidad **(Troian C. et. al., 2006). (53)**

El uso clínico de los instrumentos endodónticos reduce la resistencia a la fatiga cíclica, **(Plotino G, Grande N, 2006)** por su parte recomiendan que todas las limas que sufren fatiga deben desecharse y tener un uso clínico controlado. **(36)**

La preparación biomecánica desempeña un papel importante en la desinfección del conducto radicular, siendo un objetivo difícil de llevar acabo por lo cual es necesario el uso de soluciones químicas irrigadoras como el hipoclorito de sodio durante la preparación del sistema de conductos.

Sarkar N y cols. 1983, encuentran en sus estudios la presencia de corrosión por cloro en arcos de NiTi, en la cual la eliminación del níquel se hace selectivamente desde las capas superficiales produciendo microalveolos. Por lo que comentan que la corrosión inducida por el hipoclorito de sodio en las aleaciones de NiTi puede iniciar grietas y fracturas. **(44)**

Haikel Y y cols. 1998, en sus estudios no encuentran disminuida la eficiencia del corte, la resistencia mecánica, ni efectos de corrosión en los instrumentos NiTi al estar en contacto con el hipoclorito de sodio. Atribuyendo a que no se trata de una aleación equiatómica por tener los Ti 46% y Ni 54% en su fase martensítica, con una estructura homogénea. **(20-21)**

Berutti E y cols. 2006, observan signos de corrosión en los instrumentos endodónticos expuestos al NaOCl. Demostrando que las limas por ser una aleación de diferentes metales actúan como un ánodo y cátodo al contacto con el hipoclorito de sodio ocurriendo una corrosión galvánica, donde pueden ser sitios preferenciales para el crecimiento y propagación de grietas. **(3)**

Uno de los pilares y principios básicos de todos los procedimientos quirúrgicos, es la aplicación adecuada de técnicas asépticas y la utilización de instrumental estéril, estas reglas deben ser llevadas acabo sin restricción en la endodoncia en la utilización de las limas NiTi.

Los procedimientos de esterilización no dan cambios en la microdureza de las aleaciones de las limas endodónticas **(Viana A. et. al., 2006). (56)**

Samuel B y cols. 1998, concluye que el tratamiento térmico como resultado de la esterilización en autoclave no afecta la resistencia de los instrumentos a la fatiga, ya que la temperatura en los ciclos en la autoclave se encuentran por debajo de los 170° la fase martensítica de la aleación permanece sin cambios, por lo tanto es poco probable que el calor resultante de este proceso tenga efectos en el reordenamiento de la fase austenítica de la aleación. **(34)**

Alexandrou G y cols. 2006, por su parte observan al microscopio electrónico de barrido instrumentos NiTi que han sido sometidos a diferentes número de ciclos de esterilización, encontrando la presencia de inclusiones y agujeros en la superficie de la aleación, aumentando su rugosidad sin afectar sus propiedades mecánicas. **(2)**

4.2 Antecedentes específicos

Larsen M y cols. (2009), el siguiente estudio comparó la resistencia a la fatiga cíclica de la nueva GTX # 20 0.04 y los instrumentos Twisted File, ProFile convencional y EndoSequence # 25 0.06, Las pruebas *in vitro* se realizaron en un bloque metálico con un conducto lubricado y de 60° de curvatura, se utilizaron Quince instrumentos rotatorios NiTi, fueron girados por un motor eléctrico con una reducción 10:1, las velocidades para cada sistema fueron de la siguiente manera: ES y TF, 500 rpm y GTX y PF, 300 rpm. Los resultados obtenidos son que las limas de conicidad .04 son más resistentes a la fractura cíclica en comparación con las de conicidad 0.06. En todas las limas de prueba, el fallo por fatiga cíclica se produjo entre los niveles de D4 y D6, que corresponden a la curvatura del canal. En la figura #5 del artículo de Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. J Endod. 2009 Mar; 35(3):401-3. Se obtuvo el siguiente resultado, las limas GTX mostraron mejor resistencia a la fractura cíclica que los otros grupos. Esta diferencia está dada en el tamaño de la punta porque hay menos masa metálica que se está fatigando en contacto con las paredes. **(28)**

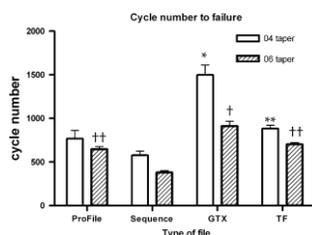


Figura #5 La gráfica muestra que los instrumentos con menor conicidad son más resistentes a la fractura cíclica en comparación a las de mayor conicidad.

Yared G. (2010), introdujo un nuevo concepto en la endodoncia, realizando la preparación con un solo instrumento de Níquel-Titanio activado mecánicamente con movimientos recíprocos y sin limado manual previo, esta técnica disminuye el riesgo a una fractura de la lima por la poca posibilidad de quedar trabada dentro del conducto debido a la cinemática exclusiva que realiza por ser 150° a la derecha y 30° a la izquierda necesitando 3 movimientos para completar un giro de 360° , ensanchando y conformando el canal radicular aun cuando sean estrechos y curvos debido a la aleación denominada tecnología M-Wire el cual en su sección transversal en forma de S que le confiere mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que el NiTi normal. La otra ventaja además de las mencionadas como lo muestra la figura #3, son los 3 diámetros que presenta el sistema Reciproc, el # 25 conicidad 0.8 (anillo Rojo), # 40, 0.6 (anillo negro) y el # 50 al 5 % (anillo amarillo), con las cuales se consigue un buen ensanchamiento terminal, aun en casos en donde sea una terminación apical pequeña pero con una amplitud en el resto del trayecto radicular. **(58)**

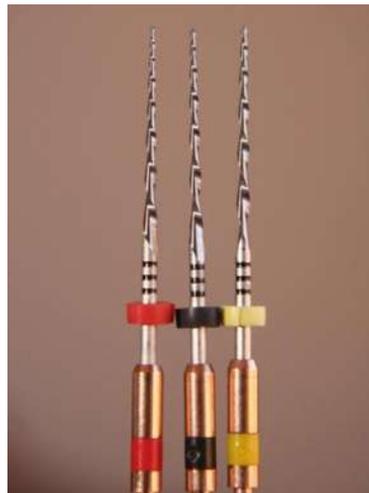


Figura #3 Sistema Reciproc #25, 40 y 50 de conicidad 8, 6 y 5% respectivamente (fotografía tomada por el autor de la tesis).

Ching Morante (2010), comparó a través de un método radiográfico la transportación apical en conductos curvos entre los instrumentos rotatorios Protaper y Mtwo. La muestra del estudio constó de 20 molares: 10 molares a los que se les realizó la preparación con instrumentos Protaper semejante a la fotografía #2 en la cual se muestra una lima Protaper F3 y 10 molares a los que se les realizó la preparación con instrumentos Mtwo, muy similar a la fotografía #1 de la lima Mtwo terminación 25 conicidad 7%. Se utilizó el T de Student para identificar si las diferencias son o no significativas. Los resultados obtenidos en ambos análisis del presente estudio, se llegó a la conclusión de que ambas técnicas producen desviación apical. En donde la limpieza y el tallado de los conductos curvos su punto crítico es el tercio apical donde las traslaciones y desviaciones son casi inevitables y esa probabilidad de accidentes es inversamente proporcional a la flexibilidad del instrumento. (5)



Figura 1) lima Mtwo #25 conicidad 7%



Figura 2) instrumento Protaper F3

Figura 1 y 2 muestran los instrumentos semejantes a los utilizados en el trabajo de investigación redactado (Fotografías tomadas por el autor de la tesis).

Bürklein y cols. (2011), cuyo objetivo de estudio fue comparar la capacidad de conformación y la eficacia de limpieza de los siguientes sistemas rotatorios Mtwo y Reciproc contra ProTaper y WaveOne. Emplearon una sola lima para la preparación y terminación apical en 80 conductos radiculares curvos de dientes extraídos, con curvaturas que oscilan entre 25° y 39° se dividieron en cuatro grupos de 20 conductos. Las limas utilizadas fueron Mtwo # 35, ProTaper F3, Reciproc R25 y WaveOne Primary. Se tomaron radiografías pre y post-instrumentación, el enderezamiento de la curvatura del conducto se determinó con un programa de ordenador de análisis de imágenes. El tiempo de preparación y la falla del instrumento fueron también registrados. Estos datos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA y Student – Newman - Keuls. Las cantidades de residuos y la capa de frotis se cuantificaron sobre la base de una escala de evaluación numérica y se analizaron estadísticamente utilizando la prueba Kruskal - Wallis. Los Resultados obtenidos fueron que durante la preparación no se registraron fracturas de instrumentos. Todas las limas mantuvieron la curvatura original del canal. En relación al tiempo de instrumentación con Reciproc fue significativamente más rápida que con todos los demás sistemas, mientras que WaveOne fue mejor que Mtwo y ProTaper. Mtwo y Reciproc tuvieron una mejor limpieza del canal en la parte más apical en comparación con ProTaper y WaveOne. **(4)**

Plotino y cols. (2012), evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos Reciproc R25 y Wave-one Primary en conductos simulados, se formaron dos grupos de 15 instrumentos de cada sistema, realizando pruebas a la fatiga cíclica en un canal de acero inoxidable con un ángulo de curvatura de 60°, previo a ser accionados fueron inspeccionados en microscopio estereoscópico a 20x para su análisis morfológico. En la figura #4 se muestra el tipo de motor utilizado en la investigación para ambas limas, Reciproc y Wave –one. En el estudio se rotaron usando un programa establecido para cada sistema hasta producir la fractura, previa lubricación de los canales con aceite sintético para minimizar la fricción. Los resultados obtenidos fueron significativos y satisfactorios para Reciproc por presentar una mayor resistencia a la fatiga cíclica que Wave-one. Una explicación es por la diferente sección transversal en forma de S de las limas Reciproc que es similar a Mtwo a diferencia de Wave-one donde su sección transversal es similar a Protaper. **(37)**



Figura #4 Motor Silver Reciproc VDW para la utilización de las limas R25 Y Wave-One Primary (Fotografía tomada por el autor de la presente tesis).

Gambarini y cols. (2012), estudiaron la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento TF #25 conicidad 0.8 con un motor impulsado bajo movimientos recíprocos en comparación con la rotación continua. En la fotografía de la figura #6 muestra como son accionadas las limas en conductos de bloques metálicos con una curvatura de 60°, para lo cual se formaron 3 grupos de 10 instrumentos, el grupo 1 fue rotado en movimiento continuo a 300 rpm hasta presentarse la fractura, el grupo 2 fue accionado de manera recíproca con movimiento de 150° sentido horario y 30° anti horario hasta el fallo del instrumento, el grupo 3 la mecánica de movimiento fue efectuada con reciprocación de 30° a favor de las manecillas del reloj y 150° en sentido opuesto hasta presentarse la separación, los resultados de este estudio muestran que cuando los instrumentos TF son sometidos a un movimiento de vaivén el tiempo promedio aumenta hasta que la fractura se presente en comparación con los que son accionados en rotación continua. **(16)**

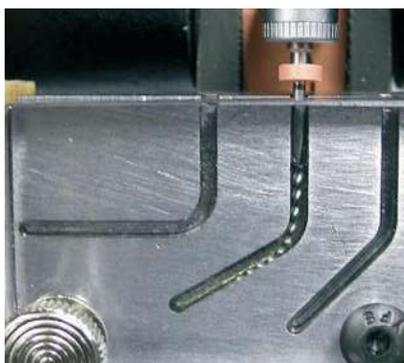


Figura #6 Fotografía que muestra un dispositivo metálico en el cual se accionan las limas TF en una curvatura establecida a 60°.

En 1999 Heck y García, evaluaron la frecuencia de la desviación apical en conductos mesiovestibulares de molares superiores utilizando limas Flexo file, Flex R, Onix R y un sistema rotatorio mecánico Profile serie 29. Utilizaron la técnica seriada con movimiento oscilatorio con instrumentos del #15 al #35, para el análisis de la desviación apical fue realizada una plataforma radiográfica, en la cual se obtenía la radiografía del primer instrumento y del último. Los resultados mostraron que todos presentaron desviación apical. Las limas ónix fueron más efectivas, en seguida las Flex R, después el sistema profile y en último lugar las limas Flex R, siendo las desviaciones las siguientes 0.0175mm, 0.1125, 0.1225 y 0.215 respectivamente. **(22)**

Conrado G (2010), evalúa el grado de transportación apical posterior a la instrumentación híbrida con limas de acero inoxidable ISO .25 Flex R y Flexofile guiadas con un contrángulo de acción recíproca, llevando la instrumentación a longitud radiográfica como lo refiere Cohen 2002, arrojando el estudio los siguientes resultados, desviación apical en el total de las muestras siendo menor con el uso de limas Flexofile pero estadísticamente con resultados no significativos entre los dos tipos de lima. **(7)**

Estrada Zavala (2012), compara la transportación apical resultante de la instrumentación manual con movimientos de fuerzas balanceadas propuestos por **Roane J., 1991** contra una propuesta mecanizada recíproca, encontrando menor transportación apical al emplear limas manuales accionadas mecánicamente con un movimiento de vaivén de 45°. **(11-42)**

Herrejón Villanueva (2012), encuentra que durante la instrumentación de conductos con la técnica híbrida y manteniendo la permeabilidad del conducto con una lima tipo K no mayor a un calibre ISO .20mm los desgarres y transportaciones no resultaron significativos. **(24)**

5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Durante la instrumentación de los conductos radiculares existe el riesgo potencial de fracturas de instrumentos debido a las irregularidades y a la anatomía existentes en los conductos radiculares es por ello que en la utilización de los sistemas rotatorios de Níquel –Titanio es aconsejable un previo ensanchado o preparación temprana del conducto radicular con la finalidad de reducir al mínimo el estrés en la superficie de los instrumentos rotatorios, siendo un problema frecuente que la lima quede trabada en el conducto y se produzca la deformación o ruptura, lo cual dificultará el tratamiento de endodoncia, siendo un obstáculo para la limpieza, la conformación y no lograr una obturación satisfactoria, siendo necesario el desarrollar diferentes técnicas y procedimientos que nos permitan sobrepasar los instrumentos o recuperación de los mismos así como no olvidando los riesgos que conlleva esto, desde el desgarre, perforación radicular, o que ocurra la fractura de otro instrumento en el afán de retomar el conducto, en ocasiones la remoción de los instrumentos es difícil e imposible, especialmente cuando son pequeños y se encuentran en la parte más apical y curva del conducto o incrustados en la pared dentinaria, disminuyendo así el éxito del tratamiento de endodoncia.

Hasta la actualidad ninguna técnica de instrumentación nos asegura que no suceda este tipo de eventos durante la preparación de conductos por lo cual es importante conocer la cinemática de uso de las limas, así como estar preparados para cualquier eventualidad que pudiera surgir durante la terapéutica endodóntica.

Es por ello que el presente estudio se empleará la mejor metodología a través de diversas revisiones para comparar estas dos técnicas de instrumentación mecanizadas y analizaremos cuál de ellas nos brinda una menor posibilidad en la incidencia de fractura de las limas Reciproc.

6. JUSTIFICACIÓN.

En los últimos años, han surgido cambios sorprendentes en el proceso de manufacturación, en la composición de la aleación, el diseño de los instrumentos, en las conicidad, así como también en la cinemática de movimiento, para ofrecer resultados más previsible durante la instrumentación con la finalidad de hacer más sencilla y eficaz el tratamiento de conductos y disminuir en lo posible el número de eventos de ruptura de limas endodónticas siendo un problema frecuente aun en la actualidad.

En 1964, se empezó a utilizar la pieza de mano Giromatic la cual realizaba movimientos alternos de derecha a izquierda de 45° comercializada por la empresa Micromega, de ahí otras fueron surgiendo como el Racer, el Endocursor, el Intra Endo 3LD, el M4, el Endo-Eze de Ultradent con movimiento limitado a 30° y recientemente el Reciproc VDW GOLD y SILVER los cuales la pieza de mano realiza movimientos de 150 ° izquierda y 30 ° a la derecha, siendo este tipo de motor el que se empleará para accionar las limas Reciproc en ambos grupos con la diferencia de que en el grupo II se utilizaran también un motor recíproco con movimientos de 45° para accionar las limas tipo K modificadas sin punta cortante con la finalidad de proporcionar un sendero más libre para la mecanización de las limas R40/ 0.06 y evaluar cual técnica es mejor en la disminución de fracturas de instrumentos durante el limado y conformación radicular.

7. OBJETIVOS.

7.1 OBJETIVO GENERAL:

Comparar cual de los dos procedimientos de instrumentación reduce el número de fracturas del instrumento Reciproc.

7.2 OBJETIVO ESPECÍFICO:

A.-Determinar la frecuencia en la formación de escalones en ambos procedimientos.

B.-Especificar la creación de transportaciones apicales en los dos procesos de instrumentación.

C.-Cuantificar mediante la inspección visual el número de fracturas y deformaciones de los instrumentos Reciproc.

8. HIPÓTESIS.

8.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO.

La metodología elegida para la técnica recíproca modificada con preparación temprana del tercio apical (Ha) presentará menor índice de fracturas que la técnica recíproca de lima única sin camino guía (Hb)

Ht: $H_a < H_b$

8.2 HIPÓTESIS NULA.

La metodología elegida para la técnica recíproca modificada con preparación temprana del tercio apical (Ha) presentará el mismo número de fracturas que la técnica recíproca de lima única sin camino guía (Hb)

H0: $H_a = H_b$

9. MATERIALES Y MÉTODOS:

a. Universo de estudio

El estudio se realizará en 20 cubos de acrílico transparente marca VDW Alemania de conducto único, permeable y curvo.

b. Clasificación del estudio.

La presente investigación se clasifica en un estudio transversal, prospectivo y descriptivo, ya que se efectuará en una población de 20 piezas de acrílico.

De acuerdo a la intervención se clasifica como un estudio experimental, comparando dos métodos de instrumentación recíproca en conductos prefabricados siendo la primera una técnica pura de una sola lima de acuerdo a como lo aconseja el fabricante contra una modificación en la cual se realizó una técnica híbrida con preparación temprana del tercio apical con limas tipo K y fresas Gates Glidden para crear una vía de acceso.

c. Criterios de elegibilidad.

i. Criterios de inclusión.

Cubos de acrílico marca VDW Alemania.

Conducto único y curvatura idéntica.

Conducto permeable.

ii. Criterios de no inclusión.

Cubos de acrílico defectuosos.

Cubos con conducto con trayecto diferente.

Conductos no permeables.

Cubos en los que se pierda la longitud de trabajo durante la instrumentación.

d. METODOLOGÍA

Para el presente estudio se utilizarán un total de 20 cubos de acrílico estandarizados marca VDW formando 2 grupos de 10 cubos cada uno, el Grupo A (n=10), Grupo B (n=10) se enumeraran y codificaran de acuerdo a la técnica de preparación a emplear. Etiquetando con la letra **R** (RECIPROC) para el Grupo A y la letra **H** (TÉCNICA HIBRIDA O MODIFICADA) para la propuesta del Grupo B.

En el Grupo A se corrobora la permeabilidad de los conductos de los cubos de acrílico estandarizados de la casa VDW realizándola con una lima # 10 CPilot VDW y se establece la patenticidad de los conductos. Se procederá a dar continuidad con la preparación en sentido corono-apical en todo el universo de los cubos de acrílico, montando el instrumento nuevo Reciproc #40 en el contrángulo de la pieza de mano del VDW SILVER RECIPROC, ajustando el programa predeterminado en el motor, se accionará y se llevará la lima al conducto con movimientos lentos de picoteo hacia dentro y fuera, ejerciendo ligera presión a una amplitud de no más de 3 mm en cada avance del instrumento hasta alcanzar la longitud de trabajo, la cual se determinará a 1mm antes de la magnitud total del conducto, liberando los restos de acrílico mediante la irrigación con una jeringa de 5ml y una aguja Endoeze #20 de la casa Ultradent con alcohol etílico, sugiriendo una cantidad de 1ml de alcohol en cada lavada y continuar con la recapitulación del conducto empleando una lima C-Pilot #10 a longitud total, en este momento se concluirá la preparación de los conductos en los cubos de acrílico en la técnica RECIPROC.

En el Grupo B (Técnica Híbrida o Modificada) previa permeabilidad y establecida la patencia de los conductos de los cubos de acrílico se iniciará con el acceso radicular empleando un motor endodóntico EndoMate® (NSK®) y fresas Gates Glidden marca Dentsply Maillefer números 4,3,2, en orden decreciente montadas en un contrángulo (NSK®) 10:1 con giro de 360° son accionadas a una velocidad de 1300 RPM sin torque y en sentido coronal se hacen trabajar con avances de 2 mm entre cada fresa, llegando a introducir la fresa Gates #2 hasta donde la curvatura del conducto lo permita, irrigando con alcohol etílico después de cada utilización de las Gates Glidden y recapitulando el interior del conducto mediante una lima tipo K 10 marca C-Pilot de la casa VDW Alemania a longitud total respetando la conductometría inicial.

Al término del acceso radicular en los cubos de acrílico en la Técnica Híbrida se procederá a la preparación apical temprana de los conductos siendo de manera mecanizada utilizando un motor endodóntico EndoMate® (NSK®) y un contrángulo (NSK®) 4:1 con acción recíproca de 45° a una velocidad de 3200 movimientos por minuto, sin torque.

La instrumentación apical se ejecutará con limas nuevas tipo K con punta modificada marca Flex-R® de la casa comercial Miltex, inc ® para cada cubo de acrílico a emplear, Iniciando con la #10, 15 y 20 a la longitud total del conducto, irrigando con alcohol etílico el canal después del uso de cada lima reciprocante. Se continuará con el primer retroceso de 0.5 mm utilizando la lima #25, el segundo retroceso se realizará a 1 mm empleando el instrumento #30 y el último retroceso será a 1.5 mm de la longitud total empleando la lima #35., En este momento se

finaliza la preparación temprana del tercio apical en los cubos de acrílico manteniendo una irrigación entre cada cambio de lima y una adecuada permeabilidad del conducto con una lima #10 C Pilot VDW.

El movimiento recíproco propuesto para la preparación apical temprana al emplear limas de acero inoxidable seguirán los principios del limado circunferencial: La penetración en sentido apical debe ser sin aplicar fuerza, en cambio en el momento de la salida tendremos que recargar la lima sobre las paredes del conducto, los movimiento realizados por el clínico serán en sentido de las manecillas del reloj en no más de 1/4 de hora hasta completar dos ciclos de corte; comenzando a las 12 hrs y saliendo a 12hrs. Los instrumentos accionados penetrarán de una forma suave y sin presión apical, de tal modo que las primeras limas # 10, 15 y 20 trabajarán con un movimiento reducido no mayor a 1mm, y a partir de la #25 los movimientos serán a una amplitud mayor.

Realizado el camino guía se procederá a dar continuidad con la preparación en sentido corono-apical en todo el universo de los cubos de acrílico del grupo B, siguiendo con la misma metodología empleada en el Grupo A (Técnica RECIPROC) concluyendo así la instrumentación de los conductos.

10. RECOMENDACIONES

Tomando en cuenta los resultados que se logren obtener al finalizar el presente estudio, sería conveniente llevarlo a cabo en piezas naturales de reciente extracción y comparar esta misma metodología de la técnica recíproca modificada con la técnica sugerida por el fabricante, verificando la frecuencia en la formación de escalones y transportaciones en el trayecto de los conductos, así como la fractura y deformación de las limas NiTi Reciproc.

Cabe mencionar la importancia de observar el grado de deformación en la superficie de estos instrumentos vistos bajo el lente del microscopio electrónico de barrido, y determinar si la preparación temprana del conducto radicular disminuye la deformación de las limas NiTi Reciproc.

11.GLOSARIO

Acabado superficial: Es un avance tecnológico que reduce en gran porcentaje la fractura de instrumentos debido a las irregularidades en las superficies que pueden quedar de los desgastes del proceso de troquelado.

Alivio de la superficie radial: Está representado por la intersección de las superficies de ataque, permitiendo un área menor de contacto de la dentina con el instrumento disminuyendo la fricción.

Ángulo de corte: si la lima es cortada transversalmente podemos observar que las paredes de la misma forman ángulos entre sí. El ángulo de corte es el que se forma internamente entre las superficies del instrumento.

Ángulo helicoidal: es definido como el ángulo que se forma entre el eje longitudinal del instrumento y las hojas cortantes del mismo.

Ángulo negativo: es aquel en el que el borde se dispone sobre la superficie a cortar en sentido opuesto al de fuerza ejercida.

Ángulo neutro: es aquel ángulo donde el borde cortante es perpendicular a la superficie a cortar.

Ángulo positivo: es aquel en el que el borde cortante ejerce su acción en el mismo sentido en el que se aplica la fuerza.

Área de escape: Los instrumentos de Ni-Ti accionados por motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como áreas de escape de la limalla dentinaria.

Conicidad: este término se expresa en inglés con la palabra Taper y representa la medida de aumento del diámetro de la parte activa del instrumento.

Deformación elástica: se define como la deformación del instrumento ocasionada por la aplicación de una fuerza y regresando a su forma original al desaparecer la fuerza que la provocaba.

Deformación plástica: se produce cuando la deformación persiste en el material después de aplicar la carga, es decir, se crea una deformación permanente en el instrumento.

Diseño de la punta: La mayoría de los instrumentos rotatorios poseen punta inactiva (Roane) a excepción del Quantec Series 2000 punta SC, que posee punta activa.

Distribución de la masa metálica: La sección transversal de los instrumentos no es homogénea, permitiendo que el instrumento se acomode en el conducto radicular y esto le confiere mayor o menor flexibilidad y resistencia a la fractura.

Dureza: capacidad de un material a resistir la penetración, ranuración, corte, abrasión y deformación.

Elasticidad: capacidad de un material para sufrir deformaciones y regresar a su forma original.

Flexibilidad: fuerza que se utiliza para provocar una flexión en un cuerpo. Es inversamente proporcional a la fuerza, es decir, a mayor flexibilidad de un cuerpo, menor es la fuerza necesaria para provocar la flexión.

Fragilidad: capacidad de un material para resistir las deformaciones permanentes, sin ruptura, cuanto menos frágil, más resistente. Es lo opuesto a la plasticidad.

Fuerza: magnitud vectorial que, cuando es aplicada a un cuerpo, deforma o tiende a cambiar su estado de reposo o movimiento.

Mango: es la porción plástica que sirve para manejar al instrumento y en la cual se fija el vástago.

Parte activa: es la porción del instrumento que contiene las espirales, normalmente es de 16mm, actualmente existen limas en las cuales la longitud es menor.

Plasticidad: capacidad que tiene el material para sufrir grandes deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura. Permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material puede soportar, conservando por lo tanto su integridad física. Dependiendo de la fuerza aplicada, la plasticidad recibe el nombre de maleabilidad o ductilidad.

Punta del instrumento: es la porción final de la parte activa. La ISO establece que deberá tener una angulación de entre 60 y 90°.

Resiliencia: es la capacidad de un material para resistir las cargas sin sufrir deformaciones permanentes, ser capaz de deformarse y volver a su forma original.

Resistencia mecánica: es la propiedad física que presenta la capacidad de los materiales en resistir el sometimiento externo estático o dinámico, sin presentar fracturas.

Rigidez: capacidad de un material para resistir las cargas sin sufrir deformaciones. Es medida por el módulo de elasticidad: a menor elasticidad, mayor rigidez.

Superficie Radial: Los instrumentos NiTi presentan áreas de contacto devastadas "Radial land". Esta proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular que impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto.

Tenacidad: capacidad de un material a resistir las cargas y sufrir grandes deformaciones sin llegar a la ruptura.

Vástago: es la porción metálica que une a la parte activa con el mango del instrumento.

12. ANEXOS.



Figura #1 lima Mtwo.



Figura #2 lima Protaper F3.

Fotografías que muestran el tipo de instrumentos rotatorios utilizados en el artículo de Ching N. Evaluation of transport apical between two rotary instruments: protaper and mtwo in first molars, 2010.



Figura #3 limas Reciproc

La presente imagen muestra el Sistema Reciproc con diámetros #25,40,50. Los cuales se emplean en la investigación de Yared G. Preparación del conducto con un solo instrumento recíproco sin limado manual previo: Un nuevo concepto. 2010.

Figuras 1,2 y 3 (fotografías tomadas por el autor de la tesis).



Figura #4 fotografía tomada por el autor de la tesis, en la cual se muestra el Motor Reciproc Silver de la casa VDW que se empleó en el estudio realizado por Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. Int Endod J. 2012 Jul; 45(7):614-8.

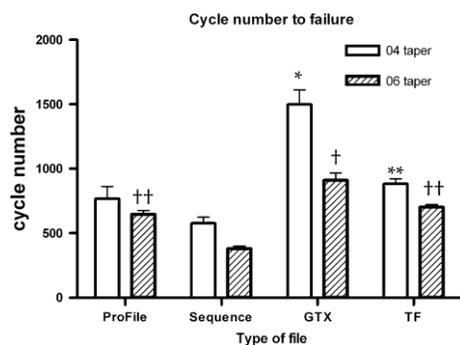


Figura #5 Gráfica tomada del artículo Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. J Endod. 2009 Mar; 35(3):401-3.

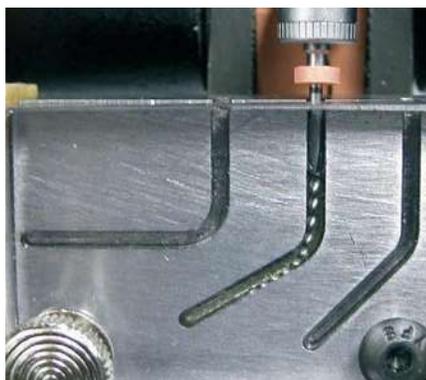


Figura #6 fotografía tomada del artículo Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Int Endod J. 2012 Sep; 45(9):802-6.

13. BIBLIOGRAFIA

1. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. J Endod. 2005 Jan; 31(1):40-3.
2. Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis EK. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2006 Oct; 39(10):770-8.
3. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. Int Endod J. 2006 Sep; 39(9):693-9.
4. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. Int Endod J. 2012 May; 45(5):449-61.
5. Ching N. Evaluation of transport apical between two rotary instruments: protaper and mtwo in first molars, 2010.
6. Cohen, Stephen; Burns, Richard C; Vías de la pulpa. 8ª ed. Elseiver España, 2002. p. 238.

7. Conrado G. Evaluación radiográfica de la transportación apical posterior a la instrumentación de 46 conductos mesiales con acción recíproca (Trabajo de Tesis). Morelia. Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo 2010.
8. De Lima ME. Endodoncia de la biología a la Técnica; Edición 2009, capítulo 8, p. 117-118. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica (Amolca).
9. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. J Am Dent Assoc. 2007 Feb; 138(2):196-201.
10. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. J Endod. 2000 Feb; 26(2):68-71.
11. Estrada Z. Comparación radiográfica de la transportación apical de una propuesta de instrumentación manual vs mecanizada (Trabajo de Tesis). Morelia. Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo 2012.
12. Fernández YF, Mendiola C. Evolución de los sistemas rotatorios en endodoncia: propiedades y diseño. Rev Estomatol Herediana. 2011, p. 21(1):51-54.
13. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. J Endod. 1999 Nov;25(11):752-4.

14. Galvao B, Ponciano G, Pimenta de A. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2008 Dec; 34(12):1533-6.
15. Galvao B, Ponciano G, Pimenta de A. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007 Aug; 33(8):982-5.
16. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J.* 2012 Sep; 45(9):802-6.
17. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008 Aug; 34(8):1003-5.
18. 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. *Int Endod J.* 2011 Apr; 44(4):337-41.
19. García MF, Raciatti, G. Incidencia entre el diseño transversal y la capacidad de corte de los instrumentos rotatorios. *Electronic of Endodontics Rosario* Año 03, Vol. 02, Oct. 2004.
20. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998 Nov; 24(11):736-9.

21. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998 Nov; 24(11):731-5.
22. Heck A. R.; García R. B. Avaliação Radiográfica do desvio apical do canal radicular após a instrumentação manual com limas Flexofile, Flex R, Onix R y sistema mecânico rotatório profile. *Revista FOB.* Julio-Diciembre 1999. Vol 7 pag. 27-32.
23. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007 Jun; 33(6):712-4.
24. Herrejón V. Evaluación por microfotografías de la formación de fisuras apicales que resultan del uso de una propuesta de instrumentación (Trabajo de Tesis). Morelia. Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo 2012.
25. Ingle J, Bakland L. Preparación de la cavidad endodóntica. *Endodoncia* 4ta. Edición. 2000. Editorial McGraw-Hill Interamericana. Pp. 167-169.
26. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008 Nov; 34(11):1406-9.
27. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod.* 2010 Jul; 36(7):1195-9.

28. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. J Endod. 2009 Mar; 35(3):401-3.
29. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. J Endod. 1996 Oct; 22(10):543-6.
30. Leonardo M, Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y recursos tecnológicos; año 2009, capítulo 2.X, pág. 268-290. Editorial Artes médicas Latinoamérica, impreso en Sao Paulo Brasil.
31. Leonardo M, Leonardo R. Sistemas rotatorios en endodoncia. Sao Paulo: Artes Médicas; 2002.
32. Loeza RM. Hibridizando la Preparación Endodóntica. Morelia Michoacán, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Mayo 2012.
33. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. Int Endod J. 1999 Nov; 32(6):436-43.
34. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 1998 Dec; 24(12):843-7.
35. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2009 Nov; 35(11):1469-76.

36. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006 Sep; 39(9):716-23.
37. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2012 Jul; 45(7):614-8.
38. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997 Feb; 23(2):77-85.
39. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod.* 2001 Sep; 27(9):588-92.
40. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Mar; 89(3):363-8.
41. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985 May; 11(5):203-11.
42. Roane JB. Principles of preparation using balance force technique. In Harding J. editor: *Clark's clinical dentistry*, Philadelphia, 1991, JB Lippincott.
43. Rudolf Beer, Baumann. *Atlas de Endodoncia*. Editorial Elsevier. España, 1998. Pp 60, 61.
44. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral Rehabil.* 1983 Mar; 10(2):121-8.

45. 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.
46. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974 Apr; 18(2):269-96.
47. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971 Aug; 32(2):271-5.
48. Seltzer S, Soltanoff W, Sinai I, Goldenberg A, Bender IB. Biologic aspects of endodontics. III Periapical tissue reactions to root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1968 Nov;26(5): 534-46;694-705.
49. Sepic AO, Pantera EA Jr, Neaverth EJ, Anderson RW. A comparison of Flex-R files and K-type files for enlargement of severely curved molar root canals. *J Endod.* 1989 Jun; 15(6):240-5.
50. Shen Y, Cheung GS, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J Endod.* 2009 Jan; 35(1):133-6.
51. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod.* 2009 Jan; 35(1):129-32.
52. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod.* 1987 Oct; 13(10):479-89.

53. Troian CH, Só MV, Figueiredo JA, Oliveira EP. Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J.* 2006 Aug; 39(8):616-25.
54. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod.* 2000 Jul; 26(7):414-7.
55. Vázquez S, Mondragón E. *Endodoncia*, Año 2002, Primera Edición, Capítulo XIII páginas 254-255; Universidad de Guadalajara.
56. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006 Sep; 39(9):709-15.
57. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008 Apr; 41(4):339-44.
58. Yared G. Preparación del conducto con un solo instrumento recíproco sin limado manual previo: Un nuevo concepto. 2010.
59. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J.* 2001 Sep; 34(6):471-5.
60. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operators proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001 Jan; 34(1):47-53.
61. Yared GM, Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J.* 2002 Jan; 35(1):7-12.

62. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002 Jul; 28(7):540-2.
63. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod.* 2010 Aug; 36(8):1394-1398.