

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



ESPECIALIDAD DE ENDODONCIA

N DE REGISTRO 2013-17

DESVIACIÓN APICAL DE DOS TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN

Tesis presentada a la Facultad de Odontología como requisito para obtener el grado de Especialista en Endodoncia

PRESENTA:

C.D. ESTEBAN VILLEGAS BELTRÁN

DIRECTOR DE TESIS

DR. ALFREDO DEL ROSARIO AYALA HAM

ASESOR METODOLOGÍCO

DCM. MARIA DE LOURDES VERDUGO BARRAZA

CULIACAN, SINALOA, MÉXICO. DICIEMBRE DE 2012.

ÍNDICE

	Página
I. INTRODUCCIÓN.....	6
II. MARCO TEÓRICO.....	7
III. PLATEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	
IV. JUSTIFICACIÓN.....	
V. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	
VI. OBJETIVOS.....	
VII. MATERIAL Y MÉTODOS.....	
VIII. RESULTADOS.....	
IX. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	
X. CONCLUSIÓN.....	
XI. RECOMENDACIONES.....	
XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	

RESUMEN

Objetivo: evaluar la desviación del conducto radicular instrumentado con dos técnicas: sistema rotatorio ProTaper y sistema rotatorio ProTaper con limas manuales activadas con contra ángulo de movimiento recíproco. Material y métodos: se realizó un estudio observacional, cuya muestra se constituyó con 46 molares inferiores humanos extraídos recientemente, los cuales se seccionaron coronalmente para un mejor control durante el procedimiento. Las 92 raíces se dividieron en dos grupos aleatoriamente, un primer grupo con 46 conductos instrumentados con el sistema rotatorio ProTaper según indicaciones del fabricante. El segundo grupo con 46 conductos instrumentados con el sistema rotatorio ProTaper y limas manuales activadas con contra ángulo de movimiento recíproco. Las raíces fueron montadas en muflas con acrílico auto polimerizable, se colocó en el interior de cada conducto una lima # 10 tipo K y se tomó la longitud de cada uno de ellos. Se tomó la primer radiografía, y con el software motic images plus 2.0 se midió la angulación de la curvatura original, posteriormente se realizó la instrumentación de los dos grupos, se tomó una radiografía final con la última lima que se instrumentó. Resultados: la diferencia entre la medición inicial y final del primer grupo fue de 2.7° y la del segundo fue de 2.8° , lo cual no significó diferencias estadísticas. Conclusiones: la desviación del conducto radicular observada entre los grupos no representó diferencias significativas. Por lo tanto, no podemos recomendar en la práctica clínica, el uso de una técnica sobre la otra.

Palabras clave: sistema rotatorio ProTaper, limas manuales, movimiento recíproco.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the diversion canal instrumented with two techniques: ProTaper rotary system and ProTaper rotary system with hand files activated against reciprocating angle. **Material and Methods:** An observational, whose sample consisted of 46 recently extracted human molars, which were sectioned coronally for better control during the procedure. The 92 roots were randomly divided into two groups, a first group with 46 channels instrumented with ProTaper rotary system according to manufacturer. The second group with 46 canals instrumented with ProTaper rotary system and activated hand files against reciprocating angle. The roots were mounted in mufflers with acrylic polymerizable car, placed inside each duct an emery # 10 type K and the length was taken from each of them. It took the first radiograph, and the software Motic Images Plus 2.0 was measured angulation original curvature, then made the implementation of the two groups, final radiograph was taken with the last file that was implemented. **Results:** The difference between the initial and final measurement of the first group was 2.7° and the second was 2.8°, which meant no statistical differences. **Conclusions:** root canal deviation observed between the groups represented no significant differences. Therefore, we do not recommend in clinical practice, the use of one technique over another.

Keywords: ProTaper rotary system, hand files, reciprocating motion.

I. INTRODUCCIÓN

El estudio de la desviación del conducto por el uso de sistemas rotatorios y el empleo de limas manuales con motor de movimiento recíproco es una técnica nueva que se requiere probar en los tratamientos de conductos.

Uno de los errores de procedimiento en la preparación de los conductos radiculares es la fractura de instrumentos. Por esta razón analizamos el sistema rotatorio Protaper con y sin el uso de limas manuales con contra ángulo de movimiento recíproco.

El sistema Protaper fue diseñado para proporcionar flexibilidad, eficacia y seguridad durante el tratamiento de conductos con el menor número de limas posible. Son recomendadas por sus creadores para conductos muy curvos, finos y calcificados que puedan tener concavidades u otras dificultades anatómicas, por su gran flexibilidad y capacidad de corte.

El uso de nuevos sistemas rotatorios crea en nosotros la necesidad de realizar un análisis comparativo de diferentes sistemas rotatorios en endodoncia. Por lo que, analizaremos cual es el grado de desviación original del conducto radicular en las raíces mesiales de primeros molares inferiores en las cuales era imposible la rehabilitación. La técnica que respete más la curvatura original del sistema de conductos será la mejor opción a implementarse en los conductos curvos.

II. MARCO TEORICO

En el pasado cuando la caries progresaba, se hacía profunda y enfermaba el tejido pulpar, la única solución era extraer el diente. [1]

Para conservar la función de un órgano dental en la cavidad oral, existen especialistas en endodoncia que diagnostican e identifican el estado de salud de la pulpa dental, tratan las enfermedades y las complicaciones que se derivan de éstas. [1]

Por otro lado la instrumentación mecanizada de conductos radiculares representa un importante avance tecnológico para el endodoncista, pues nos permite:

1. Preparar conductos curvos con menor riesgo de trasportes y accidentes durante la instrumentación ahorrando desgastes innecesarios de tejido dentario dentro del conducto ya que estos instrumentos no cortan dentina más allá de su propio diámetro.

2. Conformar conductos con adecuada conicidad (Taper) favoreciendo así la limpieza mecánica (instrumentación propiamente dicha), y la química (facilitando la penetración de las soluciones irrigantes dentro del conducto). Además, estas técnicas agilizan la obturación de los conductos.

La principal ventaja que ofrece esta técnica de instrumentación es el importante ahorro de tiempo de trabajo reduciendo significativamente el esfuerzo del operador, con resultados posoperatorio óptimos. Sin embargo, es necesario tener un entrenamiento adecuado para el empleo de estos instrumentos. [2]

Según un viejo axioma de la endodoncia, es más importante lo que se saca de un conducto que lo que se pone en él, sin pretender restarle importancia a la obturación. La preparación químico-mecánica tiene por objetivo promover la limpieza y conformación del conducto radicular, a través del empleo de instrumentos endodónticos, y soluciones químicas auxiliares (soluciones irrigantes), este procedimiento también es denominado preparación químico-quirúrgica, preparación biomecánica, de limpieza y conformación, o simplemente instrumentación. [1]

Diversos estudios han demostrado que ninguna técnica empleada en la instrumentación, es capaz de promover una total limpieza del sistema de los conductos radiculares. La razón de esta ineficacia está relacionada principalmente a los instrumentos endodónticos, los cuales son incapaces de adaptarse a las variaciones anatómicas internas de los dientes [3-7].

Dichos estudios coinciden en que la limpieza y conformación es una etapa fundamental en la terapia endodóntica. Así mismo, es la etapa en la que más accidentes operatorios pudieran ocurrir. Siendo los más comunes son: transporte interno y externo del foramen, bloqueos apicales, fracturas de instrumentos, "zips" y sobre instrumentación. [8, 9]

La mayoría de los errores de procedimiento y accidentes operatorios ocurren especialmente en conductos con morfología curva, y tiene una relación directa con la rigidez de los instrumentos endodónticos de acero inoxidable. Estos instrumentos son muy pocos flexibles, a medida que se incrementan sus calibres

se tornan más rígidos, dificultándose el recorrido de las curvaturas de los conductos.

Debemos recordar los objetivos mecánicos propuestos por Schilder por los que se rige la endodoncia en la actualidad:

1. Establecer una forma cónica de estrechamiento continuo.
2. Que el diámetro menor del conducto sea apical
3. Que la preparación cónica exista en múltiples planos
4. Dejar el agujero apical en su posición espacial original
5. Mantener el agujero apical tan pequeño como sea posible.

Para alcanzar estos objetivos, los endodoncistas han modificado las técnicas de instrumentación de forma que, a medida que se hace notable la rigidez de los instrumentos de mayor calibre, sean utilizados en las partes menos curvas y más coronarias de los conductos radiculares. Es así, que la mayoría coincide en que la preparación previa del tercio coronario y medio permite una mejor instrumentación del tercio apical, disminuyendo los riesgos, debido a la disminución de la tensión sobre el metal. Por lo tanto, se reducen las deformaciones apicales.

A continuación, se mencionan algunas de las técnicas de instrumentación más representativas:

1. Coronario-Apical sin presión (Crown-Down) propuesta por Marshall y Pappin en 1979.

2. Step-Down propuesta por Goerich y colaboradores en 1982.

3. Acompañamiento doble (Double-Flared) propuesta por Fava en 1983.

Como mencionamos anteriormente, el éxito de la terapia endodóntica se basa principalmente en un correcto diagnóstico y una adecuada limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares [10-13]: removiendo química y mecánicamente los microorganismos presentes en el mismo [12, 13]. Sin embargo, hay que considerar que la estructura anatómica de la cavidad pulpar resulta difícil de manejar debido a que, el endodoncista debe interpretar la imagen de un plano tridimensional solamente en dos dimensiones. [14,15] Presentándose innumerables variaciones anatómicas como conductos en forma de C, encintados, en bayoneta, calcificaciones, curvaturas, etc. [15]

El manejo de conductos curvos y estrechos dificulta la obtención del éxito ya que éste depende de factores como el instrumental utilizado, técnica de preparación, y el grado de curvatura del mismo. [16]

A pesar de los grandes avances obtenidos en cuanto a instrumental endodóntico se refiere, resulta aún muy difícil para el endodoncista juzgar objetivamente las propiedades que poseen estos instrumentos [12-14], representando su selección un verdadero reto al momento de enfrentarse a conductos con curvaturas severas, ya que si bien es cierto los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio han venido a disminuir los errores iatrogénicos del procedimiento endodóntico, estos no resultan útiles en todos los casos. Por lo que, no deben utilizarse indiscriminadamente.

Generalmente se asume que una preparación ideal debe tener una conicidad uniforme y amplia que mantenga la curvatura original y la dirección del conducto. [8,11] Sin embargo, errores tales como transportaciones, formación de escalones, perforaciones en banda, fracturas de instrumental, sobre instrumentación, pérdida de la longitud de trabajo son frecuentes al momento de instrumentar conductos curvos y estrechos, perdiendo de esta forma su anatomía original. [13, 16, 20,21] La presencia de estos errores se encuentra directamente relacionada con la incapacidad del operador para visualizar una anatomía compleja a través de métodos radiográficos que proporcionan una imagen bidimensional de un objeto tridimensional. [22]

Existen artículos que presentan los principios básicos en el manejo de conductos curvos y estrechos, con el fin de conservar la anatomía original del conducto, disminuyendo a la vez el porcentaje de errores durante su preparación, facilitando al endodoncista, la instrumentación de este tipo de conductos de una forma más segura.

Los métodos de análisis de curvaturas resultan de gran utilidad ya que nos brindan una información más precisa del nivel de complejidad de las mismas, permitiéndonos de esta manera, realizar una correcta selección del instrumental al momento de preparar conductos curvos, disminuyendo con esto la incidencia de complicaciones que resultan en la preparación de estos conductos. [17] [22]

Inicialmente la determinación del grado de curvatura de un conducto radicular se realizaba estableciendo simplemente el ángulo de la curvatura y así las raíces se

clasificaban como rectas, moderadamente curvas o severamente curvas. Sin embargo, estudios posteriores determinaron que existen otros factores que debían ser analizados para esta clasificación [23,22].

Pocos estudios existen en la actualidad en donde se midan las curvaturas de los conductos radiculares. El primer método utilizado para medir estas angulaciones fue propuesto por Schneider en el año de 1971. Este autor utiliza un ángulo arbitrario como único parámetro de medición sin tener en consideración el radio de la curvatura como parámetro secundario importante al momento de realizar estas mediciones. [16, 23,24]

El método de Schneider consiste en trazar una línea paralela al eje longitudinal del conducto en el tercio coronal, una segunda línea se traza desde el foramen apical hasta que intersecta el punto donde la primera línea deja el eje axial del conducto, y se mide el ángulo formado. [17,24] Este método ha sido cuestionado por varios autores al considerar que “dos conductos medidos con este método que posean igual grado de angulación pueden tener diferentes radios o grados de curvatura que implican una mayor dificultad para su instrumentación.” [23] Autores como Bone y Moule, realizan modificaciones a este método con el fin de describir curvaturas secundarias en la región apical [16].

Otro método para la determinación de la angulación del conducto es el método de Weine que consiste en trazar una línea recta desde el foramen hacia la porción coronal de la curva y una segunda línea es trazada desde el ápice hasta la porción apical de la curvatura, este ángulo formado se mide posteriormente [17, 24].

Hankis y El Deeb desarrollaron un método para medir estas angulaciones. El cual se conoce como técnica del “Eje Longitudinal” y consiste en trazar una línea paralela al eje longitudinal del diente, luego una segunda línea es trazada desde el ápice hasta la porción apical de la curvatura, y se mide el ángulo resultante. [17, 24].

Varios autores consideran que el mejor método para la determinación del grado de curvatura del conducto radicular consiste en una combinación del método de Schneider y el radio de la curvatura. [22, 23] Debido a que aunque el ángulo de la curvatura es independiente del radio, una curva más abrupta del conducto posee un menor radio. El radio de la curvatura y el estrés que éste produce en los instrumentos endodónticos parece ser un factor importante en la fractura de instrumentos y la transportación del conducto. [17] Estos parámetros resultan de gran importancia para el éxito en la instrumentación de conductos curvos, y por lo tanto deben analizarse en conjunto, pues resulta difícil la preparación de un conducto con un alto grado de angulación y una curva pequeña severa sin provocar una transportación. Independientemente que se utilice instrumental rotatorio de Níquel-Titanio o de acero inoxidable. Por otra parte el radio de la curvatura ejerce gran influencia en la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio. Ha sido comprobado que a medida que disminuye el radio de la curvatura disminuyen los ciclos para la fatiga de estos instrumentos. [29]

Se ha establecido que cada conducto radicular tiene su individualidad en cuanto a forma. Por lo tanto, en la práctica endodóntica y en la investigación se han formulado clasificaciones en base a:

1. Número y relación de conductos en una sola raíz
2. Forma de la sección transversal
3. Curvatura a lo largo del eje longitudinal de la raíz principal del conducto.

El grado de curvatura es esencial para probar nuevos instrumentos y para elegir una adecuada técnica de preparación, por lo cual ha sido estudiada por diferentes autores que han propuesto diferentes clasificaciones.

Ingle y Taintor, clasificaron las curvaturas radiculares como: curva apical, curva gradual, curva en forma de S, dilaceración y en bayoneta. Zidell añadió a esta clasificación conductos que representan una complejidad durante la preparación y denominó la bifurcación apical, conductos adicionales y conductos laterales o accesorios [25].

Schneider por su parte las clasificó en base al grado de curvatura siendo recta cuando presenta entre 0 a 5°, moderada cuando entre 10 y 20° y severa si tiene entre 25 a 70°.

Backman y cols. clasificaron los conductos radiculares en base al “cociente del radio” el cual se obtenía dividiendo un ángulo dado con la medida de su radio.

Dobó, Nagy y cols. proponen una clasificación en la cual el ángulo de Schneider y el radio del círculo pueden superponerse en la porción curva del conducto radicular [25].

Algunos profesionales de la Odontología conservan el concepto errado de que todos los conductos radiculares son redondos. Sin embargo, existen estudios

recientes que reportan una alta prevalencia de conductos radiculares ovales en dientes humanos. Se ha demostrado en estudios que el 90% de conductos mesio-vestibulares de primeros molares superiores son ovales o aplanados [15].

Esta anatomía varía ampliamente y debe ser considerada al momento de instrumentar estos conductos [16].

El diámetro de preparación necesario para que un conducto reúna los requisitos de limpieza y conformación adecuados continúa siendo un mito. Grossman describe las reglas para la instrumentación mecánica, mencionando entre ellas que el conducto debe ser preparado tres tamaños más grandes que su diámetro original y a su vez menciona cuatro razones para ensanchar el espacio del conducto:

1. Remover bacterias y sus sustratos.
2. Remover tejido pulpar necrótico.
3. Aumentar la capacidad del conducto radicular para retener una mayor cantidad de agentes esterilizantes.
4. Preparar el diente para recibir la obturación del conducto. [15]

Estos enunciados son razonables. Sin embargo, existen estudios que demuestran que un conducto no está completamente limpio aun después de haberse ensanchado tres veces más que su diámetro original [13,15].

Durante la preparación de conductos curvos y estrechos el instrumento utilizado tiende a ejercer presión de manera más agresiva hacia la pared opuesta a la

curvatura, debido a que la flexión del instrumento ejerce una fuerza en la pared de la curva y consecuentemente una fuerza equivalente es ejercida sobre la dentina del lado contrario. [16,17] Esto se traduce en defectos tales como transportaciones, escalones y perforaciones si el clínico no utiliza una técnica adecuada para contrarrestar estas fuerzas. [16, 20] Weine reporta que estas complicaciones son más frecuentes en conductos con curvaturas mayores a los 30° [17].

Durante la instrumentación de conductos curvos y estrechos se presentan algunos errores entre ellos: la fractura de instrumentos dentro del conducto, pérdida de la longitud de trabajo, y complicaciones como el zip, acodamiento, escalones, perforaciones en banda o el adelgazamiento excesivo de las paredes del conducto que son el resultado de la transportación del conducto. [22, 26] Estas complicaciones comprometen el pronóstico del tratamiento. [27]

La deformación de los instrumentos al ser introducidos en estos conductos provoca estrés en los mismos. El estrés generado se traduce en tensión en las porciones rectas del instrumento y en compresión en aquellas porciones curvadas del mismo. A medida que aumenta el grado de curvatura del conducto se incrementa el tamaño de la porción distorsionada de la lima, aumentando también el riesgo de fractura. Como se mencionó anteriormente, otro factor importante en la generación de estrés en el instrumental endodóntico es el radio de la curvatura, incrementando éste la incidencia de fracturas y transportaciones. [17]

La fractura de una lima en un conducto curvo ocurre generalmente como resultado de estrés excesivo sobre ésta cuando es manipulada dentro del conducto [21].

Los instrumentos fracturados dentro del conducto representan un problema serio, ya que el clínico no puede determinar la existencia previa de infección en el área apical a la fractura del instrumento, cuando esta ocurrió. De acuerdo a esto, no es la fractura del instrumento en sí la responsable del fracaso del tratamiento de conductos. Sino que la porción separada del instrumento que queda dentro del conducto impide la correcta instrumentación mecánica del conducto infectado (apical al sitio de fractura del instrumento) y esta es una posible causa del fracaso del tratamiento. [21]

Como se mencionó anteriormente, la desviación de la trayectoria original en conductos curvos es uno de los errores más comunes durante la instrumentación. [26]

Dicha transportación se verifica cuando en la radiografía pos-operatoria no se mantiene el curso original del conducto, esta puede ocurrir debido a los siguientes factores: [28]

1. Falta de un acceso en línea recta hacia la porción apical del conducto.
2. Irrigación, y, o lubricación inadecuada.
3. Ensanchamiento excesivo de un conducto curvo, con limas de gran diámetro.
4. Empaquetamiento de detritos en la porción apical del conducto.
5. Obviar limas sin seguir la secuencia conforme a los tamaños de estas.

A sí mismo, se ha reportado que este tipo de error es frecuente cuando se utiliza un movimiento de corte rotacional en combinación con un movimiento de limado. En un estudio se comparó la habilidad de limpieza de las limas tipo K utilizando un movimiento de ensanchado y de limado lineal, demostrando que el movimiento de ensanchado provee una mejor preparación que el limado lineal. En contraste a esto, otros autores establecieron que la conformación de conductos curvos con limas K manipuladas mediante limado lineal es un método satisfactorio para mantener la curvatura original del conducto. [29]

En 1746 Pierre Fauchard fabricó el primer instrumento endodóntico el cual tenía la finalidad de extraer el tejido pulpar del conducto. Lo fabricó de alambre reforzado, templado y cortado a longitudes adecuadas y montado en un mango (tira nervios).

Dehnon en 1824 diseñó un instrumento el cual en su extremo tenía un gancho el cual eliminaba el tejido pulpar dentro del conducto. [29]

En 1838 Mynard, diseñó el primer instrumento (lima) endodóntico a partir de un muelle de reloj y desarrolló otros con el fin de realizar la limpieza y ensanchar el conducto en sentido ápice/corona, esta técnica persistió por 140 años.

En 1901, las limas K, denominadas así por su fabricante Kerr.

En este tiempo no había consenso de los fabricantes sobre las características y el tipo de la parte activa, excepto el aumento de diámetro o calibre de cada serie, la cual era de 1 a 6 y de 7 a 12. Eran fabricados de acero carbono.

En 1995, John Ingle, creo la estandarización de los instrumento endodónticos en aumento secuencial de sus diámetros, nueva numeración y que representaran en decimas de milímetro el diámetro de la punta activa de los mismos.

En 1961, se sustituye el material de acero carbono por el acero inoxidable.

En 1962, la Asociación Dental Americana, acepta la propuesta de Ingle y Levine, lo que se considera como uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificando y nacionalización de la instrumentación de los conductos radiculares.

[29]

En 1982, surge la lima K flex, de acero inoxidable especial. Esta posee mayor flexibilidad y mayor capacidad de corte.

Por otro lado, las primeras limas de Níquel-Titanio, fabricadas de una aleación de 55% níquel y 45 % titanio fueron realizadas por la compañía William J. Blucher en 1963 para la NASA. [Referencia.](#)

En odontología se utilizaron por primera vez en ortodoncia en 1971 por los doctores Andreasen y Hilleman. [Referencia](#)

Civjan y colaboradores en 1975, trabajando para el Instituto de Investigación Dental del Ejército de los Estados Unidos de América del Centro Médico del Ejército Walter Reed, fueron los primeros en sugerir que la aleación de Ni-Ti poseía propiedades que se ajustaban bien a los instrumentos endodónticos. [30]
Walia, Brantley y Gerstein refirieron por primera vez el uso de un sistema metalúrgico totalmente nuevo. Un alambre de ortodoncia de Ni-Tinol para la

fabricación de limas de endodoncia. [31] [32] Los resultados de sus pruebas mecánicas mostraron que las limas de Ni-Tinol tenían dos o tres veces más la flexibilidad elástica de las limas de acero inoxidable. Así como una superior resistencia a la fractura por torsión horaria y anti horaria. [33] Estos resultados sugirieron que las limas endodónticas de Ni-Tinol podrían ser especialmente útiles para la preparación de conductos radiculares curvos.

Pese a que las primeras limas de Ni-Ti se fabricaron a partir de alambres de ortodoncia, la composición y el procesado metalúrgicos del Ni-Ti se han adaptado para el uso endodóntico. Las fórmulas químicas específicas del Ni-Ti y sus técnicas de procesado están registradas. Han sido desarrolladas fundamentalmente mediante pruebas de ensayo y error.

El proceso de producción de un lingote de Ni-Ti es complejo, incluye la utilización del vacío. Hay escasos centros capaces de producir lingotes de Ni-Ti. Quality Dental Products (QDP), en los E.E.U.U., ha desarrollado varias formulaciones de aleación de Ni-Ti basándose en la combinación de flexibilidad y resistencia a la fractura deseadas. Se utilizan diferentes composiciones para diferentes tamaños de lima. Por ejemplo, fórmulas más rígidas para los calibres pequeños, y más flexibles para los calibres grandes. Para mantener las propiedades pseudoelásticas/superelásticas del Ni-Ti, podemos asumir que la composición de las aleaciones se mueve en torno a porcentajes del 55% de Ni y 45% de Ti en peso. En 1991 se llevó a cabo por QDP un análisis de elementos de una barra de Ni-Ti del calibre 0.40 utilizada para hacer limas tipo K, de los calibres 50, 55 y 60. El análisis mostró una composición del 58,01% de Ni y 41,9% de Ti en peso [34].

Las limas de Ni-Ti han demostrado ser más flexibles que las de acero inoxidable. Estas limas presentan memoria, que es la habilidad del instrumento de retornar a la forma original después de su flexión. Sin embargo existe un límite en la cantidad de flexión que un instrumento puede soportar. Cuando este límite es alcanzado o sobrepasado, el instrumento sufrirá distorsión o fractura. El límite de elasticidad de las limas de Ni-Ti es de dos a tres veces mayor que el de las de acero inoxidable [35] [26].

Existen referencias de fracturas de instrumentos durante la instrumentación mecánica con limas de Ni-Ti. Hay estudios que indican que la resistencia torsional de las limas de Ni-Ti es comparable al acero inoxidable, y que se producen rotaciones horarias de 479° a 1218° previo a la fractura. La velocidad de rotación es crítica cuando utilizamos los instrumentos mecánicos, recomendándose no superar las 300 rpm cuando utilizemos instrumental de Ni-Ti. Incluso a la baja velocidad de 300 rpm (5 revoluciones por segundo, o 1800° por segundo), probablemente el operador no tendrá tiempo a reaccionar cuando la lima se atore en las paredes del conducto. Ello implica que, posiblemente las curvaturas severas (45°) y múltiples se instrumentan mejor con limas de Ni-Ti manuales.

La rotación hasta la fractura (deflexión angular máxima) de las limas de Ni-Ti es más importante cuando hablamos de instrumentación rotatoria mecánica. Walia, Brantley y Gerstein refirieron en su estudio original [31] que una lima de Ni-Tinol del calibre 15 se podía someter a una media de 2,5 revoluciones en sentido horario (900°) antes de la fractura, frente a las 1,75 revoluciones (630°) de las de

acero. En la rotación anti horaria, las limas de Ni-Ti del calibre 15 se podían retorcer 1,25 revoluciones (450°), mientras las de acero inoxidable sólo 0,5 a $0,75^\circ$ (alrededor de 225°). Camps y Pertot [36] compararon la deflexión angular máxima de cuatro tipos de lima de Ni-Ti y las compararon con una lima K de acero inoxidable. Todas las limas superaron los valores mínimos de la especificación nº 28 para deflexión angular máxima (360° para todos los tamaños). La deflexión angular a la fractura osciló entre 479° y 1218° , con el acero inoxidable fracturándose en general en un rango de valores semejante al del Ni-Ti.

La mayoría de los estudios publicados hasta la fecha apoyan la capacidad de las limas de Ni-Ti, manuales o mecánicas, para mantener mejor la curvatura de los conductos, y producir menos transporte durante la instrumentación (10-14). No se encontraron estudios publicados que resulten en mayor transportación con limas de Ni-Ti que con limas de acero inoxidable, sin embargo se han publicado algunos estudios que sus resultados nos demuestran no encuentran diferencias significativas entre ambas limas.

Los sistemas rotatorios de Ni-Ti, como por ejemplo: Protaper, K3 Endo y Profile, fueron introducidos con el fin de disminuir la incidencia de errores en la preparación de instrumentos curvos. Algunas de las diferencias más significativas de estos instrumentos en comparación con los manuales son sus secciones triangulares convexas que reduce el área de contacto entre la lima y la dentina, algunos poseen puntas cortantes poco agresivas, áreas radiales amplias que hacen al instrumento más resistente a la torsión y al estrés generado durante su uso, algunos poseen áreas de "escape", lo que impide el atornillamiento del

instrumento dentro del conducto, reduciendo de esta manera la posibilidad de distorsión y de fractura.

Sin embargo, pese a estas modificaciones, su uso en conductos curvos debe efectuarse con precaución ya que se han reportado fracturas de estos instrumentos al ser utilizados en este tipo de conductos.

Clínicamente la posibilidad de remover una lima fracturada de un conducto es muy baja y en algunos casos imposible sin comprometer el diente [26]

Uno de los sistemas rotatorios que más eficacia y confianza ha demostrado, según varias investigaciones es el sistema Protaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). [40, 41]

El sistema de instrumentación Protaper (Progressive Taper) es un sistema de instrumentación mecánica por rotación horaria continua de níquel-titanio; diseñadas por Clifford Ruddle, Pierre Machtou y John West, se presentaron en mayo de 2001 en el congreso de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE).

Como características principales podemos destacar su conicidad múltiple y progresiva, un ángulo de corte ligeramente negativo (según el fabricante), una sección transversal triangular convexa, presenta aristas redondas con un pitch variable, y una punta inactiva no cortante. [37]

Este sistema se presentó inicialmente compuesto por 6 limas: 3 de conformación coronal (Shaping Files) S1, S2 y Sx, y 3 de acabado apical (Finishing Files) F1, F2 y F3.

Shaping Files:

Lima Sx, diseñada para ensanchar el tercio coronal del conducto, permitiendo movimientos de cepillado para modificar y reposicionar el orificio de entrada de los conductos. (Tratar el triángulo de dentina coronal) Es la lima más corta de todas (19 mm), con 14 mm de parte activa y un diámetro en D1 de 0,19 mm. Su diseño nos ofrece una conformación proporcional a la que nos da el uso de las Gates Glidden del 1, 2, 3 y 4.

Lima S, diseñada para ensanchar el tercio coronal del conducto. Está disponible en longitudes de 21, 25 o 31mm, con 14 mm de parte activa y un diámetro apical (D1) de 0,17 mm; se distingue por la presencia de un anillo de color lila en el mango.

Lima S2, diseñada para conformar el tercio medio del conducto. Se ofrece con longitudes de 21, 25 o 31mm, con 14 mm de parte activa y un diámetro en D1 de 0,20 mm; se distingue por la presencia de un anillo de color blanco en el mango.

Finishing Files (limas de conformación apical). Todas estas limas están diseñadas para la preparación del tercio apical.

Lima F1, disponible en longitud 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,20 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 7%; se distingue por la presencia de un anillo de color amarillo en el mango.

Lima F2, se ofrecen en 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,25 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 8%; se distingue por la presencia de un anillo de color rojo en el mango.

Lima F3, tiene una longitud de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,30 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 9%; se distingue por la presencia de un anillo de color azul en el mango.

A finales de 2006, debido a las necesidades de mejora en algunas de sus propiedades, se modificó su sección en algunas de las limas, y se amplió el sistema con nuevas limas de conformación apical (F4 y F5) dando origen a una nueva generación llamada Protaper Universal.

Según el fabricante, la nueva generación fue introducida para permitir la instrumentación de conductos más largos, con calibres apicales más grandes, y también debido a la opinión de muchos profesionales en relación a lima F3, por ser demasiado rígida y poco flexible.

Lima F4, se fabrica en longitudes de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,40 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 6%; se distingue por la presencia de dos anillos de color negro en el mango.

Lima F5, comercializadas en 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,50 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 5%; se distingue por la presencia de dos anillos de color amarillo en el mango.

El nuevo sistema de instrumentación Protaper Universal se utiliza siguiendo la misma técnica descrita por el fabricante.

Antes de empezar a utilizar las limas rotatorias se aconseja realizar lima de pasaje para mantener la permeabilidad del conducto con limas manuales K #10, 15, 20 para crear un trayecto libre de interferencias para la instrumentación rotatoria.

Los instrumentos se deben utilizar en un movimiento continuo y constante con ligera presión apical, llevando los instrumentos una sola vez a longitud de trabajo, para disminuir el riesgo de fractura y evitar deformaciones del conducto. Manteniendo las estrías limpias de dentina para que puedan cortar en máxima efectividad, disminuyendo su estrés. Se debe controlar el número de usos. Según el fabricante estas limas se deben utilizar una sola vez, pero algunos estudios demuestran que se pueden utilizar un mayor número de veces. Así mismo, es indispensable hacer una irrigación abundante entre cada lima.

El fabricante determina unos valores de torque en los motores eléctricos para cada una de las limas que componen el sistema ProTaper universal, y recomienda una velocidad entre 150 a 350 rpm.

Es un sistema confiable debido a los siguientes puntos:

1. Fácil de utilizar.
2. Constituido de pocas limas y de rápido aprendizaje.
3. Permite instrumentar un mayor número de conductos debido a sus nuevas limas y sus nuevas longitudes.
4. Más flexibilidad y menos rigidez.

5. Mantenimiento de la trayectoria original del conducto y lejos de la zona de peligro.

La tendencia actual durante el procedimiento biomecánico en Endodoncia es emplear sistemas rotatorios y limas de mayores conicidad para facilitar la limpieza y conformación de los conductos.

Mario Roberto Leonardo, divide los sistemas automatizados para la preparación de conductos en dos tipos:

1. Sistemas con movimiento de rotación alterna o recíproca, también denominados Sistemas Oscilatorios.
2. Sistemas con Movimiento de Rotación Continua o denominados Sistemas Rotatorios.

El uso de nuevos sistemas rotatorios crea en nosotros la necesidad de realizar un análisis comparativo de diferentes sistemas rotatorios en endodoncia en base a varios artículos de investigación, valorando características como la limpieza del barrillo dentinario, capacidad de conformación de conducto, fractura y tiempo de uso.

Se concluye que se intenta esclarecer si algunos de los sistemas existentes más empleados destacan sobre los demás aportando ventajas relevantes.

Para facilitar al Endodoncista la desgastante y laboriosa instrumentación del sistema de conductos radiculares, en 1899 se desarrolló un taladro para conductos radiculares que se accionaba con un motor dental. Para evitar las

fracturas de los instrumentos, se limitó el número de revoluciones a 100 rpm. Pero solo con la llegada del cabezal de limado de Racer, en 1958 con movimientos oscilatorios longitudinales, y el contra ángulo de Giromatic. En 1964, comenzó la verdadera época de la instrumentación mecánica del sistema de conductos radiculares.

Con la aparición del contra ángulo Giromatic (MicroMega), a lo largo de los últimos cuarenta años, se han desarrollado técnicas de instrumentación mecánicas que utilizan diversos movimientos de flexión. Algunos de ellos utilizan movimientos de rotación recíproca (Giromatic) con una velocidad de 3000 rpm.

Por otro lado, el conocido sistema Kerr Endolift. Mantiene movimientos de tracción combinados con rotaciones de un cuarto de vuelta. Otro sistema es el Endocursor pero funciona mediante movimientos de rotación continua. Así como también el sistema Intra-Endo que mantiene movimientos de tracción lineales. Sin embargo, todos estos sistemas fueron criticados por su capacidad de modelar el sistema de conductos radiculares debido a la constante formación de escalones y desviaciones de los conductos, y de convertir los conductos curvos en demasiado rectos [42].

Debido a esto, a mediados de los años 80 surgió un nuevo sistema, el cual marcó la transición a sistemas rotatorios más flexibles (Canalfinder). Éste operaba con movimientos lineales de 0.4 a 0.8mm. No obstante, desviaba la trayectoria original de conductos curvos.

Las limas de Níquel-Ytanio se fabrican tanto para ser utilizadas de forma mecánica rotatoria como manual. Pueden existir diferencias entre ambos tipos en los patrones de deterioro (reflejados por el desgaste y fracturas). Los instrumentos manuales nos permiten cierta sensación táctil, lo cual nos ayudaría a detectar el debilitamiento o la pérdida de afilado del instrumento. Por lo contrario, los instrumentos de mecanización rotatoria permiten el desgaste y/o fractura sin signos previos de fractura.

La aleación de Níquel-Titanio presenta dos fases cristalográficas. Cuando una lima, fabricada con este tipo de aleación, está en reposo, se encuentra en la fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como martensita. Éstas proporcionan susceptibilidad a la fractura o a la deformación de las limas. Facilitando la fractura de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, el cual es dado por elevados niveles de stress (presión y calor), y puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión o por fatiga de flexión.

La fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se detiene en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se sobrepasa el límite de elasticidad del metal, llevando el mismo una deformación plástica como también a la fractura.

Otro tipo de fractura está causado por el stress y por la propia fatiga del metal, resultando como una fractura de flexión. En este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo. De esta manera, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura.

En estudios realizados se indica que la fractura torsional ocurre en un 55% de todas las fracturas de instrumentos y la fractura por flexión en un 45% de los casos. Estos resultados indican que la fractura causada por la excesiva fuerza de presión que se le ejerce a un instrumento en sentido apical (torsión), ocurre con más frecuencia, en comparación con la fractura por flexión. Así, en los sistemas de conductos radiculares con curvaturas acentuadas y bruscas, bifurcaciones, conductos en forma de "S", este tipo de instrumento debe evitarse para así poder reducir las fracturas, y el sobre uso de los mismos.

Otra de las complicaciones que se presentan al utilizar instrumentos rotatorios de Ni-Ti es la fatiga cíclica del mismo. Se refiere a los cambios dimensionales que el instrumento presenta posterior a cada vez que es utilizado debido al movimiento de flexión y deflexión o explícitamente al número de rotaciones a la cual ha sido expuesto dentro del sistema de conductos radiculares. Este factor por regla general, aumentará con el grado de curvatura que el conducto presente.

Un factor influyente en la separación y deformación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio es el torque al que está sometido el instrumento durante la terapia endodóntica. Teóricamente la eficiencia de corte de un instrumento es muy activa cuando este es utilizado con un alto torque. Por lo que, hay mayor probabilidad de separación y deformación del instrumento, a diferencia de utilizarlo con un bajo torque donde se reduce la calidad de corte y la progresión del instrumento dentro del conducto se hace muy lenta. Cuando el operador aumenta la presión sobre el instrumento, éste se debilita, deforma y por último se fractura.

La era moderna de los motores eléctricos para los instrumentos de rotación se inició en la década de los años noventa. Estos instrumentos fueron proyectados para que se utilizaran con movimientos mecánicos rotatorios continuos, utilizando motores eléctricos que ofrecen velocidad constante entre 150-3000 rpm. Otros también ofrecen un control automático de torque. Esta particularidad es de mucha importancia, pues, cuando el instrumento es rotado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia que puede ser predeterminado en algunos aparatos, este instrumento se detiene automáticamente. En varios de los sistemas ofrecidos hoy en día, este movimiento anti-horario, cuando se alcanza el torque preestablecido, permite al instrumento salir del conducto radicular normalmente.

Algunos aparatos presentan dispositivos que permiten controlar el torque, de preferencia automático, que varían de 0.1 a 10 Newton por centímetro (N.cm).

Las industrias fabricantes de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio ofrecen sus propios motores eléctricos. Todos estos motores permiten la utilización de cualquier instrumento de los diferentes sistemas rotatorios [43]

Leonardo y de Toledo afirman que existen en el mercado 3 generaciones de motores que accionan las limas de Ni-Ti. [44]

1. Motores de primera generación (Alto Torque). Los primeros modelos fueron lanzados cerca de 1990. Estos aparatos presentan como características principales: baja velocidad, estabilidad y alto torque. La velocidad de estas unidades varía entre 100 rpm a 150 rpm, y presentan torques aproximados de 30 N.cm.

2. Motores de segunda generación (Limitadores De Torque). Estos aparatos lanzados alrededor de 1999 presentan una sensible reducción de los valores de torque, haciendo que el índice de fracturas de las limas disminuyera sustancialmente. A pesar de que este cambio trajo un gran avance para la reducción de las fracturas de las limas, los valores de torque transmitidos a los instrumentos, la mayoría de las veces, no eran los más adecuados. Los valores de torque inadecuados no facilitan la ejecución de un trabajo mecánico ideal.
3. Motores de tercera generación (Control De Torque). Estos aparatos constituyen la última evolución de los motores eléctricos con dispositivos electrónicos comandados por microprocesadores. El principal objetivo de los aparatos de la tercera generación es maximizar el aprovechamiento de Energía Mecánica con el máximo de seguridad posible. Debido a que cada instrumento presenta un valor de resistencia máxima para ejecutar el trabajo de corte, un pequeño microprocesador “libera” solamente la cantidad exacta de energía (torque) para la realización del trabajo deseado.

Todos los motores están compuestos de una caja de control, botones de control, una pantalla digital, botón de encendido y apagado, cable de corriente eléctrica, reóstato (opcional), una pieza de mano y contra ángulo reductor.

Entre los motores más conocidos y utilizados en la práctica actual tenemos:

1. Endo-Mate (NSK)
2. TCM Endo (Nouvag Suiza)

3. Quantec E Endodontic System (Analitic Sybron EEUU)

4. Tri Auto ZX (Morita Japón)

5. X-smart (Dentsply).

Como regla general y según Zanello en 1999, todos los instrumentos rotatorios en níquel-titanio deben ser utilizados en motores de baja rotación y alto torque, preferentemente eléctricos, para evitar el riesgo de fracturas por una posible variación en la velocidad de rotación. Aunque puedan ser usados en micro motores accionados a aire y dotados de contra ángulo reductor, hay riesgo de fractura debido a la velocidad irregular de los motores neumáticos, sujetos a una deficiencia en la provisión de aire [46].

La velocidad de operación varía de 150 a 2,000 rpm dependiendo del tipo de instrumento. La presión ejercida por el profesional en el contra ángulo no debe exceder al equivalente para escribir con un lápiz.

Leonardo y de Toledo también afirman que al introducir el instrumento girando en el conducto radicular, este suele atascarse. En este caso, debe ser rápidamente removido e introducido nuevamente. Este movimiento de “picoteo” (entrada y salida) no debe tener una amplitud mayor de 1mm. El instrumento no debe permanecer girando en una única posición. Por ejemplo al alcanzar 18 mm debe ser removido e introducido nuevamente, intentando alcanzar 19mm. No debe permanecer el instrumento en una misma longitud, o sea, en los 18mm. En caso de conductos radiculares curvos esta permanencia en una misma longitud provocará la fractura del instrumento. En cuanto al tiempo de permanencia, cada

instrumento debe ser utilizado aproximadamente de 3 a 5 segundos. El número de veces que un mismo instrumento puede ser reutilizado es motivo de controversia. [

]

Así pues, el límite máximo de resistencia de las limas endodónticas es directamente proporcional a la fuerza de cohesión de los átomos del metal que las componen.

Desde el punto de vista de la mecánica podemos decir que el límite de resistencia de una lima endodóntica es proporcional al radio del instrumento en la porción en que el mismo está realizando un trabajo. Esto equivale a decir que el límite de resistencia de la lima es directamente proporcional al torque (fuerza) necesario para romper las fuerzas de cohesión de los átomos en aquel punto.

A pesar de la constante evolución de las distintas técnicas de instrumentación, aún existe la problemática de lograr trabajar todas las paredes de los conductos radiculares con instrumentos manuales o rotatorios especialmente en conductos radiculares curvos. La técnica ideal debería utilizar instrumentos flexibles y con ángulo de corte eficiente que permitan un acceso a toda la extensión de los conductos radiculares curvos, siendo resistente a fracturas y con eficiencia de corte. [48]

Actualmente, la técnica oscilatoria surge como una alternativa más para la preparación biomecánica eficiente. Los sistemas que utilizan esta cinemática (parte de la mecánica que estudia el movimiento, prescindiendo de las fuerzas que lo producen) producen una diferente conicidad del patrón y son compuestos por

aleaciones de acero inoxidable, presentando ventajas principalmente relacionadas a la economía de tiempo, ya que utilizan un número reducido de limas y una preparación adecuada de los conductos radiculares. Recientemente, el sistema oscilatorio Endo-Eze (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) fue introducido en el mercado con la promesa de una preparación biomecánica menos invasiva. De acuerdo con el fabricante, el sistema oscilatorio (ángulo de 30°) permite la preparación también de las irregularidades de los conductos radiculares de conformación oval.

Éste es adecuado para cualquier motor con acoplamiento IntraMatic. Desbrida el conducto al tiempo que se adapta a su anatomía original con una técnica mínimamente invasiva y con resultados fiables. Permite limpiar y modelar en poco tiempo. Debido a su movimiento recíproco en ángulo de 30° minimiza el riesgo de rotura de la lima.

El reconocido endodoncista e investigador brasileño Carlos Alberto Spironelli explicó las ventajas del sistema Endo-EZE Tilos (Ultradent), que utiliza instrumentos diseñados para realizar movimientos recíproco puros. Analizó este tipo de movimiento dentro del canal radicular. Habló sobre otros sistemas rotatorios y de movimiento recíproco híbrido. Agregó, específicamente sobre “cómo manejar el conducto radicular de forma segura, inteligente y automatizada”.

El sistema EZE Tilos cuenta con una amplia serie de instrumentos de acero inoxidable y de Níquel-Titanio (Ni-Ti), e incluye opciones para realizar cada fase

de la preparación químico-mecánica, y la restauración de dientes tratados con endodoncia.

Estos sistemas se basan en el movimiento recíproco-rotatorio híbrido. Spironelli explicó las ventajas y desventajas de estos sistemas en relación con solo el sistema rotatorio, presentó resultados de estudios clínicos y analizó cómo pueden interactuar estos sistemas entre ellos.

“Es una evolución de un sistema basado en un solo movimiento a un sistema basado en más de un movimiento”, explicó Spironelli, quien agregó que la curva de aprendizaje de los sistemas híbridos recíproco-rotatorio era poco complicada. []

Muchos estudios muestran que la fractura de los instrumentos rotatorios y su incapacidad de llegar a las áreas del conducto son un problema para el endodoncista. La búsqueda de instrumentación que combine preparación segura y efectiva en todas las paredes llevó al desarrollo de los sistemas que utilizan el movimiento recíproco.

Spironelli explica que el sistema rotatorio-recíproco híbrido es una herramienta muy poderosa para los casos en que es complicado acceder y preparar la cavidad pulpar.

Metódico, cuidadoso, afirma como buen científico que es, que se trata de “la mejor herramienta para hacer la prospección del conducto”. No obstante a un existen dudas con respecto a la limpieza y conformación. Por lo tanto, hibridamos estas

dos herramientas —recíproca y rotatoria— para hacer la preparación con un instrumento recíproco y la terminación con uno rotatorio.

Cuando unimos instrumentación oscilatoria con limas de acero inoxidable e instrumentación rotatoria con limas de níquel-titanio estamos hibridando las técnicas de instrumentación para optimizar la preparación de los conductos. Esto es, con la utilización a priori del sistema Endo-Eze y tres limas delgadas de manera oscilatoria, accedemos a áreas inaccesibles para los instrumentos rotatorios, promoviendo una limpieza efectiva. Por lo tanto, poco desgaste efectivo de dentina. Además contribuimos a un camino y un ensanchamiento parcial que va a permitir que el instrumento rotatorio actúe en las paredes de manera menos estresante.

Por esto, es importante conocer si la técnica de instrumentación híbrida de limas manuales con movimiento oscilatorio en comparación con un sistema rotatorio, permite conformar el sistema de conductos adecuadamente. Observando también cual técnica provoca menos desviación de la trayectoria original del conducto.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El tratamiento de conductos es un procedimiento que evita la extracción de los dientes con patología pulpar irreversible o necrosis pulpar. Esto implica una serie de pasos que tienen, entre otros, el propósito de mantener la forma original del conducto. Por lo que se han diseñado técnicas y procedimientos que logren este fin.

La preparación biomecánica de los conductos radiculares curvos es una consideración importante en el tratamiento endodóntico. Además de los instrumentos y técnicas de preparación del conducto, la morfología del conducto radicular y el grado de curvatura son factores determinantes en la preparación del conducto radicular.

Las dificultades en la preparación de conductos radiculares curvos han impulsado el desarrollo de nuevos métodos de preparación y las investigaciones de la geometría del conducto radicular. [55,56].

Weine informó que las curvaturas de los conductos superiores a 30 grados dan lugar a las complicaciones en la preparación del conducto radicular y los casos son más complejos [57-58].

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

del conducto radicular o la eliminación excesiva de dentina en la curvatura interior puede resultar en la destrucción o la perforación de la pared. [63]

Por esto, es importante ¿determinar cuál de las dos técnicas, Protaper original y Protaper con limas manuales impulsadas con movimiento recíproco es la que más respeta la curvatura original del conducto?

IV. JUSTIFICACIÓN

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

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

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

Por otro lado, es una realidad que los diseñadores de instrumentos endodónticos constantemente presentan mejoras en éstos, con el objetivo de cumplir los propósitos de la preparación ideal de los conductos radiculares. De esta manera el sistema Protaper original y el sistema Protaper con limas manuales impulsadas con movimiento reciproco en la presente investigación se utilizara como alternativa para seguir curvaturas moderadas de los conductos estrechos sin desviarse de la forma original de los conductos.

V. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La técnica con el sistema rotatorio Protaper original provoca menos desviaciones del conducto original, que la técnica del sistema rotatorio Protaper con limas manuales propulsadas con motor de movimiento recíproco.

HIPOTESIS NULA

El sistema Protaper con motor de movimiento recíproco, es el sistema que más calidad y eficiencia tiene en comparación con Protaper de motor rotatorio.

VI. OBJETIVOS

VI. I OBJETIVO GENERAL

Determinar cuál de las dos técnicas respeta más la curvatura original del conducto radicular.

VI.II OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Determinar si el sistema Protaper con instrumentación manual respeta más la anatomía original del conducto radicular.
2. Determinar si el sistema Protaper con instrumentación con motor de movimiento recíproco respeta más la anatomía radicular.
3. Determinar las diferencias entre estas dos técnicas.

VII. MATERIAL Y MÉTODOS

VII. I Tipo de Estudio.

Diseño experimental, longitudinal y comparativo.

VII. II Tipo de Muestra.

No probabilística, por conveniencia.

VII. III Criterios de inclusión.

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

VII. IV Criterios de no inclusión

Molares con resorción radicular o rizogénesis incompleta.

Molares con raíces fracturadas.

Molares con conductos calcificados.

Molares con tratamientos de conductos.

VII. V Criterios de eliminación

Fractura de instrumento durante el procedimiento.

Toma inadecuada de radiografía pre o pos operatoria.

VII. VI Procedimiento

Para el desarrollo de esta investigación se tomaron 46 primeros molares inferiores extraídos, los cuales fueron seleccionados y almacenados en agua purificada ya que este medio causa un cambio mínimo en la dentina a través del tiempo. Posteriormente se dividieron aleatoriamente en dos grupos obteniendo un total de 23 dientes para cada grupo, esto es 46 conductos por grupo.

A todos los dientes se les realizó el acceso cameral con pieza de mano de alta velocidad y fresa de bola de carburo #4 y fresa endo-zeta. Se comprobó la permeabilidad de los conductos mesiales con una lima tipo k #10 ISO de acero inoxidable.

Después se seccionó parte de la corona con pieza de baja velocidad y disco diamantado para dejar una superficie oclusal plana y estandarizar la longitud de cada una de las muestras a 15mm.

Luego se estableció la longitud de trabajo con una lima tipo k #10 ISO de acero inoxidable del borde del remanente coronal hasta la salida del foramen apical y se le restó 1mm.

Después se colocó en el ápice de cada conducto una bola de cera rosa. Posteriormente los dientes fueron montados en cubos de acrílico. Después se colocó una lima tipo k #10 ISO de acero inoxidable en cada conducto hasta longitud de trabajo y se realizó la primera toma radiográfica de los conductos utilizando radiología digital (radiovisiógrafo Kodak) y un sistema de muflas modificada al sistema descrito por Bramaente y colaboradores. (35) Se procedió a

realizar la instrumentación de los conductos radiculares de los dos grupos de trabajo con un total de 23 conductos por grupo. El primer grupo fue instrumentado con el sistema Protaper de acuerdo con las instrucciones del fabricante con la siguiente secuencia:

Se instrumentó manualmente con limas tipo K #10, #15, #20 y #25 con la técnica de fuerzas balanceadas, seguidas de las limas S1, Sx y S2 hasta los tercios coronal y medio, posteriormente se introdujeron F1 y F2 hasta la longitud de trabajo con motor eléctrico a una velocidad constante de 350 rpm irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada lima.

El segundo grupo se instrumentó con el sistema rotario Protaper con limas manuales activadas con contra ángulo de movimiento recíproco. Primero se utilizó una lima manual tipo K #10 de forma manual, después lima #15, # 20 y # 25 colocadas en el contra ángulo de movimiento recíproco a una velocidad constante de 1300 rpm, seguidas de las limas S1, Sx, S2 hasta los tercios coronal y medio, posteriormente se introdujeron F1 y F2 hasta la longitud de trabajo con motor eléctrico a una velocidad constante de 350 rpm irrigando con 5 ml de solución de hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada lima.

Después de instrumentar cada conducto radicular con la última lima de trabajo que en ambos grupo fue la F2, se les tomó una radiografía final con la lima dentro de cada conducto. Las radiografías fueron analizadas midiendo la angulación de la curvatura con el software motic images plus 2.0.

VII. VII Métodos estadísticos

Las variables categóricas se describen en frecuencias y porcentajes y las numéricas con media \pm desviación estándar. Para comparar las medidas promedio del ángulo antes y después de los procedimientos se utilizó la prueba t. Los resultados se muestran en cuadros y figuras.

Los datos fueron analizados en SPSS v15, un valor de probabilidad menor a 0.05 se consideró estadísticamente significativo.

VIII. Resultados

La muestra consistió en un total de 46 piezas, distribuidas de manera aleatoria en dos grupos de $n=23$ piezas; por tanto se tienen 46 conductos por grupo. En el Grupo 1 se utilizó la Técnica del fabricante y al Grupo 2 la Técnica modificada. Un total de seis conductos fueron retirados al cumplir los criterios de eliminación (Radiografía mal tomada). Así mismo, en nueve conductos se fracturó un instrumento. Por tanto la muestra final fue de 32 conductos en el Grupo 1 y de 45 en el Grupo 2.

La técnica del fabricante aumenta en promedio 2.7 grados; la medida antes del procedimiento fue de 25.08 ± 6.98 grados y al finalizar fue de 27.79 ± 6.92 grados, la diferencia fue significativa ($p=.000$). Mientras que la Técnica modificada, la media inicial fue de 23.84 ± 5.53 grados y la final de 26.66 ± 5.20 grados, esta diferencia de 2.8 grados fue significativa ($p=.000$). Cuadro 3.

Cuadro 3. Comparaciones de medias en cada técnica

Grupo	Inicial	Final	Diferencia entre medias	Significación(a)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia(a)	
Técnica del fabricante	25.08 ± 6.98	27.79 ± 6.92	2.71	.000	1.68	3.73
Técnica modificada	23.84 ± 5.53	26.66 ± 5.20	2.8	.000	1.78	3.86

Figura 1. Medias antes y después por Técnica.

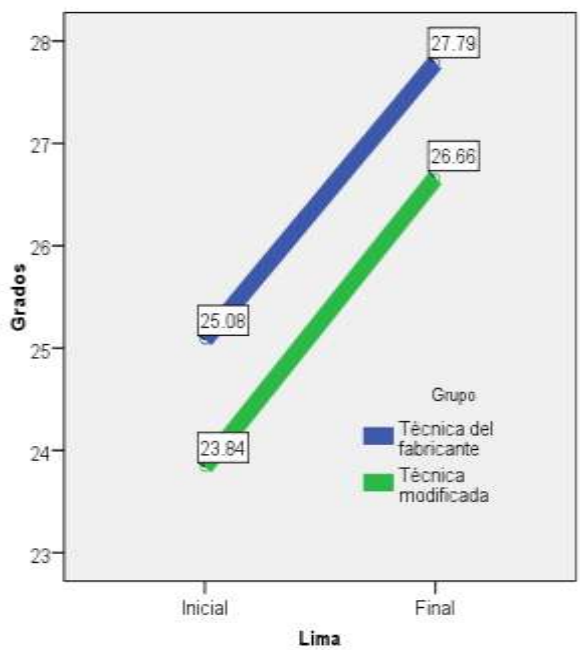
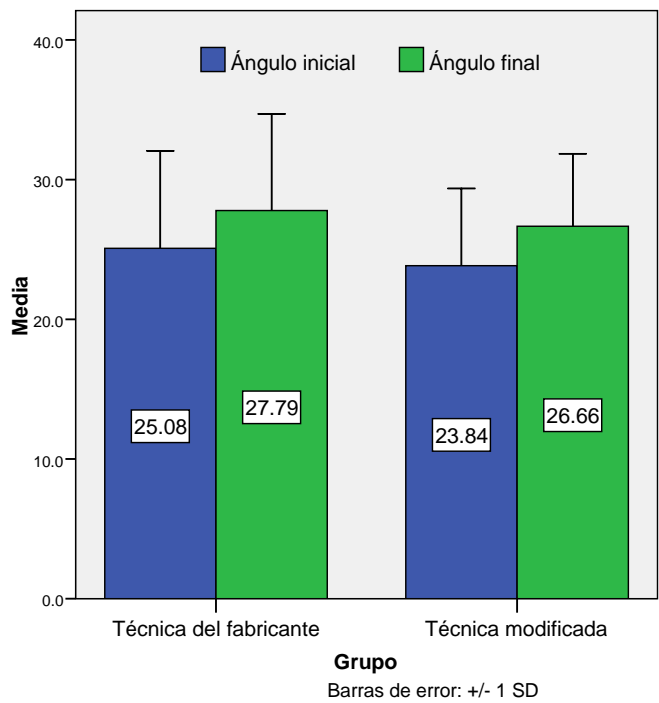


Figura 1. Medias antes y después por Técnica



IX. DISCUSIÓN

Diversos estudios como el de Short, Morgan y Baumgartner en 1997 y Moreira en el 2003. Donde los primeros comparan instrumentos de acero inoxidable con Níquel Titanio. Demostraron que los instrumentos de níquel titanio se mantenían más centrados en el conducto radicular que las limas de acero inoxidable. [65] En el segundo estudio compararon la técnica progresiva manual con limas tipo flexofile, técnica mecánico oscilatoria con limas Ni-Ti Flex, técnica mecánico rotatoria con Profile 0.4 y técnicas mecánico oscilatorias inicialmente seguidas por la mecánico rotatorias. Resultando un menor desvío en la técnica mecánico-oscilatoria-rotatoria seguida por la oscilatoria rotatoria, numéricamente iguales. Y el mayor desvío para el manual. No se observaron diferencias estadísticamente significativas. [64]

Nuestro estudio realizado en el 2012 no concuerda con el de Moreira en el 2003 debido a que nuestros resultados muestran mayor desvío del conducto radicular en la técnica híbrida realizada primero con movimiento oscilatorio-rotatorias; y un menor desvío en la técnica mecánica rotatoria utilizando solo en los dos grupos el sistema rotatorio ProTaper.

Así mismo, basados en nuestros resultados coincidimos con Bergmans, Van Cleynenbreugel, Beullens, Wevers, Van Meerbeek, Lambrechts. Pues sus resultados muestran que los instrumentos ProTaper logran conseguir preparaciones más centradas en el conducto radicular. [66]

Sabemos que en el movimiento recíproco el corte del instrumento es similar a los movimientos de fuerzas balanceadas descrito por James Roane. Por lo que, al incluir en la preparación el uso de contra ángulo de acción recíproca para activar la limas manuales (acero inoxidable) antes del uso de sistema rotatorio de Níquel Titanio éste trabaja sobre el conducto permeable en donde se han modificado factores anatómicos como el radio o gado de curvatura que podrían representar dificultades al instrumentar. Sin embargo, podemos decir que el sistema rotatorio ProTaper es un sistema confiable y seguro. Debido a que en ninguno de los dos grupos de estudio se presentó transporte apical.

Así pues, se confirma la hipótesis de trabajo, al resultar menor desviación de la trayectoria original del conducto curvo con la técnica del sistema rotatorio ProTaper original en comparación con la técnica del sistema rotatorio ProTaper con limas manuales propulsadas con motor de movimiento recíproco.

X. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados de la presente investigación podemos concluir que: Aunque en este estudio no se tomó el tiempo de uso para cada técnica, podemos resaltar que el grupo II (técnica modificada o híbrida), se necesita más tiempo para instrumentar el conducto radicular. Debido a que este estudio se realizó con un solo motor de movimiento rotatorio cambiando el contra ángulo y el programa de velocidad para realizar el movimiento recíproco. Por esto, concluyo que la técnica del fabricante (ProTaper original) es más rápida que la modificada (técnica híbrida).

Por otro lado, el sistema ProTaper como lo indica el fabricante y la técnica modificada con limas manuales activadas con contra ángulo de movimiento recíproco son igualmente eficientes en la preparación de conductos curvos. Aun cuando hubo presencia de ligera desviación apical en los dos grupos. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de este estudio. Por lo que, clínicamente no podemos concluir que técnica es mejor que la otra en cuanto a desviación de la trayectoria original del conducto.

Sin embargo, la fusión de ambos sistemas (sistema rotatorio original y movimiento recíproco) podría ser beneficioso dando surgimiento a técnicas híbridas. En las cuales, se busque incorporar diferentes métodos, instrumentos o técnicas. Con el fin de aprovechar lo mejor de cada una, disminuyendo el índice de accidentes de procedimiento, optimizar la limpieza y conformación del conducto radicular

preservando la estructura dental y así aumentar el éxito en el tratamiento de conductos.

Por último, de acuerdo a nuestros resultados sugerimos realizar más trabajos, investigaciones o estudios para lograr una mayor credibilidad sobre estas técnicas híbridas, superar los inconvenientes y esclarecer las interrogantes que nos surgieron en este estudio.

XI. RECOMENDACIONES

1. En conductos radiculares curvos, como los de los primeros molares inferiores, se recomienda utilizar la técnica de instrumentación rotatoria con el sistema ProTaper (técnica del fabricante). Debido a que ocasiona una menor variación en la angulación del conducto radicular después de la instrumentación, comparadas con las técnicas híbridas.
2. En órganos dentales con conductos curvos, se recomienda el empleo de instrumentos de níquel -titanio, debido a que poseen más flexibilidad que instrumentos de acero inoxidable.
3. Realizar más investigaciones o trabajos sobre técnicas híbridas (rotatorias y oscilatorias) para una opción de instrumentación y el éxito de nuestro tratamiento de conducto.
4. Se recomienda, a los especialistas en endodoncia que deseen incorporar el uso de sistema híbrido (rotatorio-movimiento recíproco) a su trabajo clínico, practicar previamente en dientes extraídos con los distintos sistemas rotatorios y oscilatorios, así como indagar en la literatura para poder realizar una correcta elección y además desarrollar la destreza de una ligera presión apical.

XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jiménez M. Nuevos avances en la endodoncia. Revista Diario Libre. http://www.diariolibre.com/noticias/2010/02/22/i235288_nuevos-avances-endodoncia.html
2. Redondo M J, Morrone G, Costa S, Maga M. Endodoncia mecanizada y postes preformados: Avances tecnológicos puestos al servicio del odontólogo. Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires. <http://www.dentsplyargentina.com.ar>
3. Cohen S, Stephen & Hargreaves, Kenneth M. Vías de la Pulpa. 9º edición. Editorial Elsevier Mosby. Madrid 2008. Capítulo 1. p. 112
4. Jurcak JJ: Succesfull single-visit endodontics during operation desert shield. J Endod 1993; 19: 313-412.
5. Siqueira JF, Rocas IN. Clinical Implications and Microbiology of Bacterial Persistence after Treatment Procedures. J Endod. 2008; 34:11:1291-1301.
6. Castagnola L, Orlay HG. Treatment of gangrene of the pulp by the Walkhoff method. British Dental Journal. 1952; 93-102.
7. Heithersay GS. Stimulation of canal formation in incompletely developed pulpless teeth. Oral Sur, Oral Med, Oral Patho, Oral Endod. 1970; 30:533-536.
8. Lomcalh G. Scanning electron microscopic observations of apical root surfaces of teeth with apical periodontitis. Endod Dent Traum 1996; 12:70-76.

9. Low D., Angela W.L., Gary S.P. Mathematical Modeling of Flexural Behavior of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod.* 2006; 32: 6:545-548.
10. Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation procedures on original canal shape and on the apical foramen shape. *J Endod.* 1975; 1:255.
11. Schafer E. Root Canal Instruments for Manual Use: A Review. *Endod Dent Traumatol.* 1997; 13:51-64.
12. Roane J. B., et al. The Balanced Force concept for instrumentation of Curved Canals. *J Endod.* 1985; 11:5: 203-211.
13. Wildey W. L., and Senia S. A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Endod.* 1989; 67:198-207.
14. Jou, Y. et. al. Endodontic Working Width: Current Concepts and Techniques. *Dent Clin N Am.* 2004; 48: 323-335.
15. Kartal, N. The Degrees and Configurations of Mesial Canal Curvatures of Mandibular First Molars. *J Endod.* 1997; 23:358-362.
16. Gunday, M. et al. A Comparative Study of Three Different Root Canal Curvature Measurement Techniques and Measuring the Canal Access Angle in Curved Canals. *J Endod.* 2005; 31(11):796-798.
17. Estrela C. *Ciencia Endodóntica*. 1era edición. Editorial Artes Médicas. Sao Paulo, 2005.

18. Gutmann, J.L. Problem Solving in Endodontics. 3^a edición. Editorial Mosby. St. Louis, Missouri. 1997. Pg. 71-73
19. Abou- Rass M., et al. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. JADA. 1980; 101(5):792-794.
20. Lin, L. et al. Do Procedural errors cause Endodontic Treatment Failure?. JADA. 2005; 136:187-193.
21. Peters, O. A. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. J Endod. 2004; 30(8):559-567.
22. Schäfer, E., et al. Roentgenographic Investigation of Frequency and Degree of Canal Curvatures in Human Permanent Teeth. J Endod. 2002; 28(3): 211-216.
23. Hasheminia S. M., Shafiee, M. The Effect of Using Patency File on Apical Transportation in Canals Prepared with Passive Step Back Technique. Journal of Research in Medical Sciences. 2004; 5:12-17.
24. Dobó Nagy C. et. al. A Mathematically Based Classification of Root Canal Curvatures on Natural Human Teeth. J Endod. 1995;21(11):557-60.
25. Ankrum, M. et al. K3 Endo, Protaper and Profile Systems: Breakage and Distortion in Several Curved Roots of Molars. J Endod. 2004; 30(4): 234-7.
26. Tepel J., et Schafer, E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. Endod Dent Traumatol. 1997; 13:201- 210.

27. Kfir, A. et al. Comparison of Procedural Errors Resulting During Root Canal Preparations Completed by Senior Dental Students in Patients Using an 8- Step Method Versus Serial Step Back Technique. *Oral Surg, Oral Med, Oral Patho, Oral Endod.* 2004; 97:745-8.
28. Leonardo, Mario Roberto & Leonardo, Renato de Toledo. *Sistemas Rotatorios en endodoncia.* Artes Médicas Latinoamérica. Sao Paulo. 2002.
29. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) Alloys. *J Dent Res.* 1975; 54(1): 89-96.
30. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 4(7): 346-351.
31. Ye J., Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *J Endod.* 2012; 38(1):105-107.
32. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90:1-10.
33. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and non-superelastic nickel-titanum orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99(4): 310-18.
34. Camps JJ, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K-files. *Int Endodon J.* 1995; 28: 239-43.

35. Albuquerque Matos M., De Ribot J M^a, Roig Cayón M. Sistema de instrumentación protaper universal, Protaper Universal. Rev Oper Dent Endod. 2007; 5:79.
36. Glosson C, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and KFlex endodontic instruments. J Endod. 1995; 21:146-51.
37. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand Kflexofile – Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2002; 35:514-21.
38. Ruddle C. The ProTaper technique. Endod Topics. 2005; 10:187- 90.
39. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. Int Endod J. 2003; 36:93-9.
40. Kazemi, R., Stenman, E., Spangberg, L. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1996; 81: 596-602.
41. Randall LE, Hall RC. Temperospatial expression of matrix metalloproteinases 1, 2,3, and 9 during early tooth development. Connect Tissue Res 2002; 43(3):205-11.

42. Camps JJ; Pertot WJ. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in linear motion. *Int Endod J.* 1995; 28:279-84.
43. Bramante CM; Berbert A; Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod.* 1987; 13:243-5.
44. Portenier I; Lutz F; Barbakow F. Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. *Int Endod J.* 1998; 31:103-11.
45. Hulsmann M; Gambal A; Bahr R. An improved technique for the evaluation of root canal preparation. *J Endod.* 1999; 25:599-602.
46. Deplazes P; Peters O; Barbakow F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod.* 2001; 27:196-202.
47. Gonzalez-Rodriguez MP; Ferrer-Luque CM. A comparison of Profile, Hero 642, and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97:112-5.
48. www.plusdent.net.ve/?p=784 7 Jun 2011 – Contraángulo Endo-Eze
49. Hankins PJ, ElDeeb ME. An evaluation of the canal master, balanced-force, and step-back techniques. *J Endod* 1996; 22:123–30.
50. Roane IB, Sabala CL, Duncanson MG. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985; 11:203–11.

51. Weine FS. Endodontic therapy, 3° edición. Editorial Mosby. St. Louis. 1982. p. 288-306.
52. Lim KC, Webber J. The effect of canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J* 1985;18:233–6.
53. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg, Oral Med, Oral Path, Oral Endod.* 1971; 32:271–5.
54. Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *J Endod* 1994; 20:332–7.
55. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23:77– 85.
56. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instrument. *J Endod* 1999; 25:434–40.
57. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc* 1980; 101:792–4.
58. Moreira Testa, Flavia. Influencia de técnicas de instrumentacao no desvio apical dos canais radiculares. Tesis para la obtención de la maestría de endodoncia. Buru, Universidad de Sao paulo; 2003.
59. Short JA., Morgan LA., Baumgartner JC.; A comparison of canal centerline ability of four instrumentation techniques; *J Endod.* 1997; 23(8):503-7.

60. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary Instruments. J Endod. 2003; 36:4:288-95.