

TOE
0056

COMPARACION DEL ESPESOR CEMENTO-DENTINA DE LAS PAREDES
MESIAL Y DISTAL DE LA RAIZ MESIAL DE PRIMEROS Y SEGUNDOS
MOLARES MANDIBULARES, ANTES Y DESPUES DE LA PREPARACION CON
LIMAS K3[®] (SYBRON/KERR) Y PROTAPER[®] (DENTSPLY)

INVESTIGADORES

DR. JORGE EDUARDO GONZÁLEZ

DRA. MARIANELA PATIÑO MÁRQUEZ

DR. LEONARDO JULIO YÉPEZ PEÑA

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

ÁREA DE EDUCACION AVANZADA

PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN ENDODONCIA

SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

2004

COMPARACION DEL ESPESOR CEMENTO-DENTINA DE LAS PAREDES
MESIAL Y DISTAL DE LA RAIZ MESIAL DE PRIMEROS Y SEGUNDOS
MOLARES MANDIBULARES, ANTES Y DESPUES DE LA PREPARACION CON
LIMAS K3[®] (SYBRON/KERR) Y PROTAPER[®] (DENTSPLY)

DR. JORGE EDUARDO GONZALEZ
DRA. MARIANELA PATIÑO MARQUEZ
DR. LEONARDO JULIO YEPEZ PEÑA

Asesor Científico:

DRA. PATRICIA AVELLANEDA DUEÑAS
Odontóloga Especialista en Endodoncia y Docencia Universitaria

Asesor Metodológico:

DRA. CLAUDIA HURTADO ARANGO
Odontóloga Especialista en Seguridad Social en Salud

Asesor Estadístico

DRA. MONICA ALEJANDRA PACHON R
Bioestadística

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN ENDODONCIA
SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

2004

COMPARACION DEL ESPESOR CEMENTO-DENTINA DE LAS PAREDES
MESIAL Y DISTAL DE LA RAIZ MESIAL DE PRIMEROS Y SEGUNDOS
MOLARES MANDIBULARES, ANTES Y DESPUES DE LA PREPARACION CON
LIMAS K3[®] (SYBRON/KERR) Y PROTAPER[®] (DENTSPLY)

DR. JORGE EDUARDO GONZALEZ
DRA. MARIANELA PATIÑO MARQUEZ
DR. LEONARDO JULIO YEPEZ PEÑA

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar al Titulo de
Especialistas en Endodoncia.

Asesor Científico:

DRA. PATRICIA AVELLANEDA DUEÑAS
Odontóloga Especialista en Endodoncia y Docencia Universitaria

Asesor Metodológico:

DRA. CLAUDIA HURTADO ARANGO
Odontóloga Especialista en Seguridad Social en Salud

Asesor Estadístico

DRA. MONICA ALEJANDRA PACHON R
Bioestadística

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
ÁREA DE EDUCACION AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN ENDODONCIA
SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

2004

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al señor Steve Jones, representante de la Sybron/Kerr a nivel de Latinoamérica; por la donación de las limas endodónticas K3®.

Agradecemos al señor Omar Franco Guerrero, Director de Investigación y Desarrollo de New Stetic Colombia, por la colaboración al facilitar el microscopio de luz para la observación de las muestras dentales.

CONTENIDO

INTRODUCCION

1. ASPECTOS TEORICO CIENTIFICOS

1.1 PROBLEMA

1.2 JUSTIFICACION

1.3 PROPOSITO

1.4 MARCO TEORICO

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

1.5.2 Objetivos Específicos

1.6 HIPOTESIS

1.6.1 Hipótesis Nula

1.6.2 Hipótesis Alterna

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

2.3 VARIABLES DE ESTUDIO

2.4 CRITERIOS DE SELECCION

2.4.1 Criterios de Inclusión

2.4.2 Criterios de Exclusión

- 2.5 PROCEDIMIENTO
- 2.6 INSTRUMENTO PARA RECOLECCION DE DATOS
- 2.7 ANALISIS ESTADISTICO
3. RESULTADOS
4. DISCUSION
5. CONCLUSIONES
6. RECOMENDACIONES

REFERENCIAS

ANEXOS

INTRODUCCION

En la realización de tratamientos endodónticos es de gran importancia considerar principalmente el correcto diagnóstico pulpar y periapical de los dientes de acuerdo a los signos y síntomas encontrados en el paciente, para planear un tratamiento pertinente con previo conocimiento de la anatomía interna del conducto y así poder realizar un debridamiento adecuado, que llevará a un tratamiento exitoso.

El debridamiento del conducto radicular consiste en la eliminación de restos pulpares y la conformación de las paredes del conducto para recibir posteriormente un material de obturación. Una variedad de instrumentos manuales y rotatorios han sido propuestos para utilizarlos en la práctica endodóntica, los cuales proporcionan facilidad de manejo, precisión y rapidez al momento de preparar los conductos.

I. ASPECTOS TEORICO - CIENTIFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La complejidad de la morfología interna de los conductos radiculares representan una problemática a considerar durante el procedimiento endodóntico, puesto que posee paredes de peligro que no deben ser exageradamente modificadas, por esto es importante que los instrumentos se mantengan centrados en el conducto.

En las últimas décadas los instrumentos se han modificado tanto en aleación como en operacionalización, buscando mayor flexibilidad, capacidad de mantener la forma interna, disminución del número de instrumentos y del tiempo de trabajo.

Las características propias de cada instrumento así como la técnica empleada, hacen que estos posean diferente capacidad de corte sobre las paredes dentinarias. Esta circunstancia permite plantear el siguiente interrogante:

¿Cuál de las limas: K3[®] (Kerr) o ProTaper[®] (Dentply) remueve la dentina en forma mas uniforme y genera una preparación centrada respecto al conducto radicular original?

1. 2 JUSTIFICACION

En la actualidad se dispone de una gran variedad de instrumentos endodónticos, los cuales poseen diferentes cortes transversales y conicidades que requieren ser investigados, con el fin de determinar la seguridad de los instrumentos en el desgaste de las paredes de peligro de los conductos radiculares curvos.

La seguridad que proporcionan los instrumentos se puede determinar observando la cantidad de dentina removida de las paredes de cada tercio del conducto radicular, conociendo el desgaste realizado por las limas a lo largo de todo su trayecto, de acuerdo a la capacidad de corte que posean.

Teniendo en cuenta el corte y la técnica que se debe utilizar para cada uno de los instrumentos, se puede optimizar su uso, mejorando la práctica y haciéndola más exitosa.

1.3 PROPOSITO

Este estudio pretende comparar el espesor cemento dentina de las paredes mesial y distal en los tercios cervical, medio y apical de la raíz mesial de los primeros y segundos molares antes y después de la instrumentación con limas K3[®] (Kerr) y ProTaper[®] (Dentply) y el tiempo empleado para la preparación biomecánica.

1.4 MARCO TEORICO

La anatomía del conducto radicular se caracteriza por poseer una morfología muy variada y altamente compleja, la cual posee ramificaciones desde apical a coronal y raramente es recto (Davis y cols 1972).

Es importante conocer la morfología pulpar antes de realizar el tratamiento endodóntico, ya que la frecuencia o existencia de dobles canales o bifurcaciones es común y puede ser una causa de fracaso en el tratamiento convencional de conductos, igualmente los estudios realizados con respecto a la morfología han sido conflictivos debido a diferencias en los métodos de estudio, variación de la población, grupos raciales, edad, sexo y la posición de los dientes en el arco dental (Vertucci y cols 1984; Manning y cols 1990).

Vertucci y colaboradores en 1984 describieron la configuración de los conductos en dientes permanentes humanos la cual puede ser clasificada en 8 tipos de conductos, el tipo I que se caracteriza por un sistema único del orificio de entrada al ápice, el tipo II que presenta dos conductos que se combinan con una salida en común a nivel apical, el tipo III que presenta un solo conducto y se divide dentro de la raíz el cual se fusiona en apical con solo un orificio de salida, el tipo IV que se caracteriza por presentar dos conductos que se extienden desde la entrada del orificio hasta apical, el tipo V que presenta un solo conducto de entrada el cual se divide en dos con foraminas separadas en apical, el tipo VI el cual presenta dos conductos separados en el orificio de entrada que se fusionan a nivel del tercio medio del conducto radicular y se separan en el tercio apical presentando dos orificios de salida, el tipo VII que se caracteriza por un conducto u orificio de entrada el cual se divide en el tercio cervical, se une en el tercio medio y se separa en el tercio apical formando dos foraminas separadas y el tipo VIII tres conductos con orificio de entrada separadas desde coronal a apical.

La compleja morfología de estos molares mandibulares ha sido estudiada por varias técnicas, entre las que se encuentra la clarificación, la tomografía computarizada, inyección de silicona y las imágenes radiográficas (Manning y cols 1990; Nahum y Cols 2003).

La clarificación ha sido empleada para obtener información sobre la anatomía de los conductos radiculares y usa una variedad de sustancias para desmineralizar y aclarar el diente como son el ácido nítrico, ácido fórmico y el ácido hidrocórico, resultando en una buena transparencia que muestra los conductos apicales y laterales, además provee un método muy exacto ya que puede identificar anastomosis, deltas apicales y otras complejidades del conducto (Venturi y cols., 2003).

La técnica radiográfica es de gran ayuda para verificar la forma anatómica de los conductos y sus irregularidades y debe ser realizada a 0° para obtener una mayor información de la anatomía del conducto, mejor que cuando se utiliza a 30° (Nahum y Cols 2003).

La tomografía microcomputarizada se introdujo recientemente para evaluar las formas tridimensionales de los conductos a resoluciones hasta de 36 micrómetros. Los resultados encontrados describían un mayor detalle de la morfología de los conductos radiculares (Peters y cols, 2000; Peters y cols 2003).

Davis y colaboradores en 1972 utilizando una técnica de inyección de silicona observaron la anatomía interna del conducto radicular detalladamente. Estos han progresado usando materiales desde cauchos simples hasta materiales

de impresión con base en el polivinilsiloxano que por su estabilidad dimensional y su buena impresión no dañan la estructura dentaria (Chen y cols, 2002).

Con relación al espesor de cemento dentina de las raíces mesiales de los primeros molares mandibulares, Berutti y Fedon en 1992, encontraron que el espesor cemento dentina es menor a nivel cervical aproximadamente a 1,5 mm de la bifurcación de la raíz, por lo tanto esta es considerada la zona de mayor riesgo en la instrumentación, además hallaron que el conducto mesio vestibular se encuentra mas cerca de la superficie distal de la raíz mesial.

En cuanto a la morfología encontrada de los molares mandibulares Sert y colaboradores en el 2004, encontraron que estos presentaban raíces mesiales con 2 conductos individuales en el orificio de entrada con una salida común en el ápice (Tipo II), hallazgo similar a los resultados reportados por Vertucci en 1984, Weine en 1988 y Manning en 1990, pero difiere de los resultados encontrados por Gulabivala y colaboradores en el 2002, quienes encontraron 2 conductos de entrada con dos salidas apicales separadas (Tipo IV).

Slowey en 1979, describe que el conducto mesiolingual de los primeros molares mandibulares son generalmente mas rectos que los mesio

vestibulares y el conducto mesio vestibular generalmente tiene una mayor curvatura hacia vestibular en el tercio cervical de la raíz mesial.

La curvatura de los conductos mesio vestibular y mesio lingual de la raíz mesial de primeros y segundos molares mandibulares ha sido medida según el método de Schneider, que consta de dos vistas, una vista clínica que nos muestra un solo ángulo desde el momento que empieza la curvatura del conducto y una vista proximal en la que se observa una curvatura primaria que puede ubicarse en la unión del tercio medio radicular y una curvatura secundaria ubicada aproximadamente en el tercio apical y en la mayoría de los casos es mayor la primaria del conducto mesiovestibular (Cunningham y cols, 1992).

De acuerdo a la anatomía interna de los conductos radiculares se han diseñado instrumentos capaces de limpiar y conformar el interior de los mismos. Los primeros instrumentos endodónticos estaban hechos de acero carbonado pero debido a sus fallas por corrosión y fractura fueron remplazados por aleación de acero inoxidable y para hacerlas mas flexibles evolucionaron a aleaciones de níquel titanio, igualmente estos han variado en su forma geométrica desde puntas cortantes hasta las modificadas no cortantes. Principalmente los instrumentos endodónticos pueden ser subdivididos en tres tipos diferentes: escariadores, limas K y limas Hedstrom;

diversas modificaciones a estos tres tipos se han hecho en los últimos años. Las limas de acero inoxidable han demostrado proveer eficiencia de corte y poca corrosión, posteriormente se les agregó cromo níquel con el fin de darles flexibilidad. Con la aumentada necesidad de mejorar la flexibilidad se desarrollaron las limas de níquel titanio las cuales tienen la ventaja de poder ser usadas en la preparación de conductos radiculares curvos. Los instrumentos manuales de níquel titanio son fabricados con una configuración en forma de U y S y como limas K y Hedstrom, las propiedades de esta aleación hacen posible la instrumentación manejada por motor (Schäfer,1997).

El diseño básico de las limas endodónticas y escariadores de acero inoxidable utilizadas manualmente se patentó en 1917 y se utilizan con movimientos en sentido de las agujas del reloj, un cuarto de vuelta y halado o entrada y salida. Las especificaciones para las limas y escariadores fueron aceptadas en 1976 por la ANSI/ADA, luego que Ingle y Levin en 1958 sugirieron la estandarización. Subsecuentemente la especificación numero 28 para estos, se revisó nuevamente en 1981 y esta cubría criterios tales como: diámetro, longitud, conicidad, dureza y procedimientos de prueba e inspección. A finales de los 80 se diseñaron instrumentos endodónticos modificados; en esta época Wallia y colaboradores (1988) describieron las primeras limas de níquel titanio altamente flexibles y se describieron nuevos

diseños geométricos (Schrader y cols, 1999). En 1989 se describieron los parámetros en el diseño de los bordes de la lima, la geometría y el ángulo de la punta. Estas especificaciones se denominan ISO 3630-1 (Zinelis y cols, 2002).

La aleación de níquel titanio consiste aproximadamente 55% Níquel y 45% Titanio y exhiben un bajo modulo de elasticidad por lo cual sufren deformación no permanente cuando se usan en conductos curvos, de tal forma preparan el conducto de manera mas centrada y mas circular que las limas de acero de inoxidable (Thompson S., 1999):

La manufactura de los instrumentos de níquel-titanio es más complicada que los de acero inoxidable ya que estas requieren de un torneado para su fabricación. La superelasticidad de la aleación de níquel-titanio significa que esta no puede mantener un espiral porque este metal sufre una deformación no permanente (Thompson S., 1999).

Svec y Powers en el 2002 estudiaron el deterioro de las limas rotatorias de níquel titanio y fueron analizadas detalladamente al microscopio después de cada uso. Luego de un solo uso se presentaron signos de deterioro, visto con magnificación observando grietas en el metal en los casos mas graves, dicha distorsión no fue visible clínicamente. Esto es un aspecto negativo ya

que el clínico tiende a seguir utilizándolos con el riesgo de producir la fractura del instrumento.

Los instrumentos de níquel-titanio están sometidos a estrés y fatiga durante su utilización la cual es causada por doblamiento y torsión, cuando ocurre estrés torsional puede causar que el instrumento se fracture por varias razones: que el instrumento encuentre excesiva fricción con las paredes del conducto, cuando la punta del instrumento es mayor que el tamaño del orificio de entrada al conducto radicular y cuando se ejerce una excesiva presión sobre la pieza de mano (Kesler y cols., 2003 y Berutti y cols., 2004, Peters y cols, 2002).

Tygesen y colaboradores en 2001, compararon la frecuencia de distorsión y separación de las limas rotatorias de níquel titanio y determinaron que las aleaciones de níquel titanio tienen memoria en su forma y presentan una recuperación de la tensión. Pero si el límite elástico del instrumento es excedido, la deformidad de la lima puede mostrarse como estrías o dobleces vistos al microscopio electrónico, mas no a simple vista por el operador. Por consiguiente, una baja velocidad de rotación podría facilitar una innumerable cantidad de rotaciones y la posibilidad de fractura sería mucho menor. Es prudente el uso de piezas de mano rotatorias eléctricas a una velocidad de 150 rpm, para asegurar la estabilidad de las limas rotatorias y que no

padezcan fatiga tensional o flexural por mal manejo de las mismas (Tygesen, 2001).

Las limas rotatorias pequeñas han experimentado un porcentaje mayor a la distorsión que las limas mas grandes, probablemente porque poseen una más baja resistencia a la fuerza torsional. Toda distorsión de estos instrumentos está dada en la punta, porque estos tamaños pequeños son típicamente usados para ampliación apical de los conductos radiculares dentales. Si se aplica mucha fuerza en sentido apical o se salta entre tamaños de limas sin seguir un orden progresivo y se exime el uso de irrigación efectiva, además de un descuido en evaluar cada lima antes y después de ser introducida en el conducto, puede llevar a distorsión o fractura de los instrumentos de níquel titanio (Tygesen, 2001).

Existe un sistema de limas de Níquel Titanio rotatorias diseñado por la casa Denstply-Maillefer (Ballauges, Suecia) llamado ProTaper, diseñadas por Clifford Ruddle, cuyos instrumentos presentan una sección horizontal de forma triangular convexa que aumenta la eficiencia de corte y reduce el área de contacto contra la pared del conducto, una conicidad múltiple en la que cada instrumento en la serie presenta varios tamaños a lo largo de su porción cortante. Esto asegura la extrema flexibilidad, reduce la carga torsional y aumenta la eficiencia. Además presenta una sección horizontal de forma

triangular convexa que aumenta la eficiencia de corte y reduce el área de contacto contra la pared del conducto, una punta guía modificada y un ángulo helicoidal que ayudan en la remoción de detritos y en la prevención del atornillamiento a la dentina (Leonardo y cols, 2002; Bergman y cols, 2003).

Los instrumentos del sistema ProTaper se dividen en 2 grupos, Shaping Files o limas para conformación, denominadas SX, S1, S2 y presentan un diametro de 0,19 mm, 0,17 mm y 0,20 mm respectivamente y las Finishing Files o instrumentos para acabado, son denominadas F1, F2, F3 y presentan un diametro respectivamente de 0,20 mm, 0,25 mm y 0,30 mm. El efecto de conicidad inversa mejora la flexibilidad del instrumento en los tamaños mayores (Leonardo y cols, 2002; Bergman y cols, 2003).

John McSpadden desarrolló el sistema K3, (SybronEndo/Kerr, Orange CA), que presenta instrumentos con diferencias significativas en cuanto a su estructura cuando las comparamos con todas las limas rotatorias previas que saliera al mercado. La mayoría de los instrumentos rotatorios endodónticos presentan un ángulo de corte negativo, el sistema K3 Endo presenta tres superficies de corte positivo con ángulos diferentes, haciendo de este sistema el que presenta mayor capacidad de corte. En la confección de los instrumentos K3 Endo son utilizados tornos con 7 ejes fijos diferentes y con un octavo eje variable. Este eje variable es responsable por la confección del

surco que crea el ángulo helicoidal y varía de 31 grados, que es lo que normalmente tienen los demás sistemas, a un ángulo de 43 grados. También en contraste con los demás sistemas, las limas K3 Endo presentan una superficie radial amplia, confiriendo al instrumento mayor masa en la región de mayor estrés en el contacto con la dentina, optimizando la resistencia y poder de corte. Detrás de esa superficie radial se encuentra una amplia área de escape, lo que permite acumulación de limadura de dentina (Leonardo y cols, 2002; Bergman y cols, 2003, Ankrum y cols, 2004).

La eficiencia de los instrumentos K3 frente a limas K-Flexofile manuales de acero inoxidable fue evaluada por Schäfer y Florek en 2003 utilizando un avanzado sistema de imagen computarizada y demostraron que las limas K3 prepararon rápidamente conductos curvos y con mínima transportación de la superficie exterior de la curva de un conducto simulado (significativamente mucho menor que las limas K-Flexofile de acero inoxidable). Se observó, que las limas K3, a pesar de ser más eficientes, se fracturaron más que las manuales. Hay que considerar que el estudio no fue realizado en dientes naturales sino en bloques preformados de acrílico transparente, cuya consistencia no es exactamente igual a la de las paredes de dentina de un conducto radicular.

Las limas K3 han demostrado mantener efectivamente la curvatura del conducto, comparadas con las limas K-Flexofile evaluadas durante la instrumentación de conductos radiculares de dientes naturales humanos extraídos. Schäfer encontró que la remoción de debris fue mayor con las limas K-Flexofile que con las K3 Endo, pero la lima K3 fue significativamente mejor en mantener la curvatura del conducto que la lima K-Flexofile (Schäfer y Schlingemann, 2003).

Ankrum y colaboradores en 2003 evaluaron al microscopio electrónico de barrido la incidencia de fractura y distorsión de las limas ProTaper, K3 y ProFile cuando se utilizaban para instrumentar conductos extremadamente curvos con angulación de 40 a 75° de molares extraídos, concluyendo que no ocurrió ninguna variación significativa. Este hallazgo también fue observado por Ankrum y colaboradores en 2004 y por Martin en 2003 cuando comparo limas K3 y ProTaper (Ankrum y cols, 2004; Martin, 2003).

Yared y colaboradores en 2003, compararon limas K3 nuevas y usadas, en bloques de resina analizando el torque y ángulo de rotación presentes al momento de la fractura, encontrando que las limas usadas se fracturaban a un ángulo de rotación mas bajo y a un menor torque que las limas nuevas.

Los instrumentos son fabricados de una manera específica para proporcionar una limpieza, desinfección y conformación del conducto radicular tridimensionalmente, para recibir un material de obturación endodóntico (Schilder, 1974). Con el acceso a la cavidad cuidadosamente diseñado, la preparación del conducto se exime de interferencias mecánicas coronales en el orificio del conducto, lo cual permite realizar fácilmente el relleno del espacio del conducto radicular en un mínimo de tiempo con excelente calidad (Taylor, 1984). La importancia de la terapia endodóntica radica en realizar un correcto diagnóstico basado en los signos, síntomas y hallazgos radiográficos, sumado a un conocimiento adecuado de la anatomía interna de los conductos radiculares y sus variaciones morfológicas, estos dos conceptos asociados con una desinfección y debridación a lo largo del espacio del conducto radicular ayudan a obtener un éxito adecuado (Gutmann y cols, 1997).

En el tratamiento convencional dos factores son fundamentales, limpieza y preparación, estos deben cumplir los siguientes parámetros: confinar la preparación al espacio del conducto, no permitir la extrusión de material fuera del foramen apical, remover todo el tejido pulpar, preparar los conductos de forma individual y crear espacio suficiente para recibir el material de obturación (Schilder, 1974).

Schilder en 1974 enumeró los principios clínicos mas importantes para una preparación ideal de los conductos radiculares: estos comprenden, una irrigación abundante para evitar el acumulo de barrillo dentinario, no saltar instrumentos es decir seguir la secuencia según el tamaño, no pasar al siguiente instrumento si se ha perdido la longitud de trabajo, cuando una lima no entra sin hacer presión, deberá considerarse utilizar la lima anterior, precurvar las limas para realizar la preparación en conductos curvos, se deben descartar limas deformadas y no forzar los instrumentos cuando se ha perdido la longitud de trabajo o existen obstrucciones por calcificaciones.

Las consideraciones para obtener una correcta preparación de conductos sumadas al uso de limas de níquel titanio con equipos rotatorios requieren del conocimiento de algunas técnicas precisas de instrumentación con el fin de optimizar el uso de estas. La técnica aplicada a estas limas rotatorias es la preparación conocida como Crown Down dada a conocer por Morgan y Montgomery en 1984 e ideada por Marshal y Pappin en 1983, que es empleada para evitar la extrusión de material debridado hacia la zona perirradicular y consiste en el ensanchamiento progresivo desde coronal hasta apical; esta técnica es superior para conductos con curvaturas entre 10 a 35 grados (Morgan y Montgomery, 1984; Montgomery, 1985; Luiten y cols, 1995). La ampliación que produce esta técnica en cervical es de 3 a 4 mm, donde se remueven las constricciones de dentina de la parte coronal del

conducto asegurando que los irrigantes alcancen las paredes del mismo en toda su extensión, además mejora la sensación táctil a nivel apical y el uso subsiguiente de los instrumentos. En el uso de instrumentos rotatorios, las limas rotan en sentido de las agujas del reloj y se hacen progresar apicalmente en un movimiento de toque y salida, sin ejercer mayor presión a la pieza de mano que la requerida para fracturar la punta filosa de un lápiz. El primer instrumento de conicidad mayor se introduce rotando en el tercio cervical del conducto y se remueve sin detener la rotación, seguidamente se irriga y se introduce el instrumento siguiente de conicidad menor hasta sentir resistencia, se retira, se irriga y se siguen introduciendo limas de menor diámetro hasta alcanzar la longitud de trabajo y a este nivel se amplía hasta el diámetro apical principal deseado (Schrader y cols, 1999).

Los beneficios clínicos de la técnica Crown-Down:

- Facilidad de remoción de obstáculos que impiden el acceso al ápice radicular como los cálculos pulpaes.
- Mejor movimiento de los instrumentos dentro del conducto hacia apical.
- Facilidad de determinación de la longitud de trabajo debido al mínimo contacto dental en el tercio coronal.
- Espacio aumentado para la penetración del irrigante y debridación.
- Rápida remoción del tejido pulpar localizado en el tercio coronal.

- Acceso en línea recta en conductos curvos.
- Facilidad de movimiento del tejido dentinal en sentido coronal.
- Disminución de la desviación de los instrumentos en curvatura por contacto reducido con la pared radicular.
- Disminución de interferencias en el conducto.
- Minimización de fracturas de instrumentos por el contacto reducido con las paredes del conducto.
- Forma del conducto ideal que facilita y promueve una mejor obturación del conducto. Niveles predecibles de calidad de limpieza y conformación del conducto.
- Posibilidad de tratamiento del conducto radicular en una sola cita dentro de periodos de tiempo razonables (Gutmann J, 2003).

Los beneficios biológicos de la técnica Crown-Down son:

- Rápida remoción de tejido contaminado e infectado del sistema del conducto radicular.
- Remoción de tejido debridado coronalmente, disminuyendo la extrusión del mismo hacia apical.
- Reducción de dolor post-operatorio que puede ocurrir con la extrusión apical de detritus.
- Mejor disolución del tejido contaminado por la facilidad de penetración del irrigante.

- Fácil remoción de la capa híbrida debido a un mejor contacto de los agentes quelantes con las paredes del conducto.
- Buena desinfección de las irregularidades del conducto debido a la penetración del irrigante en conductos patentes y orificios de túbulos patentes luego de la remoción de la capa híbrida.
- Manejo preciso de la longitud de trabajo, limpieza y conformación del conducto y control de los materiales de obturación con respecto a la biología de los tejidos apicales y tejidos perirradiculares adyacentes (Gutmann J, 2003).

La flexibilidad de los instrumentos de níquel titanio mantiene el conducto centrado y permite que los instrumentos rotatorios optimicen la preparación de conductos radiculares curvos, con menos transportación en el tercio apical. Independientemente de la técnica o de la aleación utilizada, cualquier instrumento rotatorio se puede fracturar cuando el módulo de elasticidad del metal es excedido, particularmente cuando se utiliza demasiada presión y otras razones para la fractura incluyen una anatomía compleja del conducto o reemplazo no frecuente de los instrumentos, finalmente los instrumentos de níquel titanio manejados con rotatorio no sólo facilitan la limpieza y conformación de los conductos radiculares, sino también reducen el tiempo requerido para preparar conductos, comparados con las técnicas de instrumentación manual (Short y cols, 1997). Bonetti y colaboradores en

1998 encontraron que las limas de níquel titanio presentan gran flexibilidad pero un corte poco eficiente cuando se compararon con las limas de acero inoxidable, pero con tendencia a mayor transportación por su disminuida flexibilidad.

El uso de limas de níquel titanio tiene la habilidad de proteger las paredes de peligro de los conductos radiculares durante la preparación. Ponti y colaboradores en 2002 reportaron un estudio en el que observaron la habilidad de dos sistemas de limas rotatorias de NiTi en mantenerse centradas en el conducto, en el cual no encontraron diferencias significativas en la producción de desviación de la anatomía original del mismo. Igualmente Desplazes y colaboradores en 2001 reportaron diferencias no significativas en la desviación del conducto durante la preparación comparando limas níquel titanio rotatorias y manuales, estos 2 tipos de instrumentos producen similar desplazamiento y centrado del conducto después de la preparación. Y Peters y colaboradores en 2003 acumulan evidencia de la facilidad de estos instrumentos en la preparación con una mínima o nula transportación del conducto.

La capacidad de protección a las paredes de peligro de las limas K3 y ProTaper fue evaluada en un estudio realizado por Bergmans y colaboradores en 2003, en el que observaron no haber diferencias

significativas en su habilidad de mantenerse centrado dentro del conducto radicular, observado también por Espitia y Molina en 2003 cuando compararon ProTaper y Sendoline. Es importante destacar que las limas ProTaper presentaban mayor tendencia a desgastar la pared cercana a la furca en el tercio cervical, esto se puede deber a la ausencia de un área radial amplia como las que posee las K3, y un diámetro coronal mayor. Las limas K3 demostraron remover mayor cantidad de dentina hacia la pared externa de la curvatura. ProTaper y K3 demostraron preparar los conductos con características morfológicas óptimas en conductos curvos (Bergmans y cols, 2003).

El entrenamiento acerca de la operacionalización de las limas rotatorias es crucial para evitar la fractura de los instrumentos y reducir la incidencia de traba y deformación de los mismos. En teoría un instrumento usado con un torque alto es muy agresivo con lo cual aumenta la incidencia de bloqueo o de trabamiento y consecuentemente se puede producir deformación y fractura, mientras que usado con un torque bajo se reduce la eficiencia cortante del instrumento y puede hacerse difícil la progresión del instrumento dentro del conducto, entonces el operador tiende a forzar el instrumento conllevando a bloqueo, deformación y fractura. Una carga apical aumentada crea un mayor torque sobre el instrumento. Revoluciones comprendidas entre 250-300 rpm son las recomendadas para utilizar con instrumentos

rotatorios de níquel titanio (Yared y cols,2001; Rödíg y cols, 2002; Yared y cols, 2003).

La secuencia para el uso de las limas ProTaper es la siguiente:

- I. Siempre debe estar presente un acceso directo a los orificios del conducto.
- II. Antes de utilizar una lima debe existir patenticidad, establecida con limas flexible de acero inoxidable pequeñas No 10, 15 y 20.
- III. La cámara pulpar debe llenarse con una solución irrigadora, preferiblemente hipoclorito de sodio (2.5% y 5.25%).
- IV. Los instrumentos se utilizan cuidadosamente hasta sentir resistencia.
- V. Se deben utilizar movimientos de entrada y salida suaves con SX y S1.
- VI. Se debe permanecer la longitud de trabajo menos de 1 segundo con las limas de acabado.
- VII. Realizar la conductometría antes de utilizar una lima de acabado.
- VIII. Siempre se debe entrar y salir del conducto con el instrumento en movimiento.
- IX. Es esencial una irrigación copiosa para remover grandes cantidades de residuos.
- X. La velocidad ideal es entre 250 y 350 r.p.m. con los motores electrónicos con torque controlado (Ruddle, 2003).

La Guía para el uso de K3 es la siguiente:

1. Colocar aislamiento y crear cavidad de acceso. Asegurar una vía de acceso en línea recta hasta por lo menos la porción coronal de todos los conductos.
2. Insertar una lima K #10 dentro de cada conducto para chequear una vía sin obstrucciones hasta por lo menos $\frac{1}{2}$ a $\frac{3}{4}$ de la longitud estimada del conducto. La longitud del conducto se calcula por medio de una radiografía preoperatoria.
3. Colocar una lima Orifice Opener tamaño 10 dentro de los conductos y hacerla penetrar unos milímetros. La velocidad debe ser de 250 rpm y se debe utilizar un movimiento suave de entrada y salida por 3 a 5 segundos.
4. Colocar un lubricante EDTA dentro de los orificios de los conductos. Instrumentar con una lima Orifice Opener tamaño 08 en 3 a 4mm más profundo dentro del conducto.
5. Irrigar con hipoclorito de sodio utilizando una aguja calibre 27 o 30.
6. Medir la longitud de trabajo del conducto con una lima K y la ayuda de un localizador de ápice o una radiografía. Establecer patenticidad apical traspasando la lima K pasivamente a través del ápice no más de 1.0 mm.
7. Comenzar a preparar con instrumentos K3 tamaño 12. La velocidad de los instrumentos debe ser 200-250 rpm utilizando presión ligera constante

con un movimiento suave de entrada y salida. Utilizar cada instrumento durante no más de 6 segundos.

8. Las limas se utilizan en secuencia desde la más grande hasta la más pequeña. Se colocan topes de goma sobre los instrumentos a la longitud de trabajo. Se debe comenzar con la #35, luego 30, 25, 20, en descenso hasta una # 15 y Repetir Crown-Down desde la #35 hasta que la #20 alcance la longitud de trabajo.

9. Irrigar luego de cada instrumento y al terminar la preparación.

10. Chequear la patenticidad apical con la lima K #10 (Leonardo, 2002).

Para conocer la anatomía interna de los conductos antes y después de la instrumentación, existe un método con el que se obtiene información pre y postpreparación permitiendo hacer un análisis comparativo, este método fue ideado por Bramante, Berbert y Borges en 1987 y modificado por Calhoun y Montgomery en 1988 y consiste en introducir una raíz de un diente extraído dentro de un bloque de resina acrílica y hacer cortes transversales a través de los tercios cervical, medio y apical vistos al microscopio antes de la instrumentación, seguido de esto se reensamblan las partes en una mufla para la posterior instrumentación, después de esta los bloques son desensamblados y nuevamente observados al microscopio. Los datos observados pre y post instrumentación son comparados con el fin de observar cambios en la posición del conducto, cambios en la forma y

diferencia en la cantidad de dentina removida (Bramante y cols, 1987; Calhoun y Montgomery, 1988; Campos y cols, 1990; Leseberg y cols, 1991; Chen y Messer, 2002).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General:

Comparar el espesor cemento dentina de las paredes mesial y distal de la raíz mesial de primeros y segundos molares mandibulares antes y después de la preparación con limas K3[®] y ProTaper[®] y determinar el tiempo empleado en la preparación biomecánica.

1.5.2 Objetivos Especificos:

1. Comparar el espesor de cemento - dentina de las paredes mesial y distal, en el tercio cervical de la raíz mesial de primeros y segundos molares mandibulares antes y después de la preparación con limas K3[®] y ProTaper[®].

2. Comparar el espesor de cemento - dentina de las paredes mesial y distal, en el tercio medio de la raíz mesial de primeros y segundos molares mandibulares antes y después de la preparación con limas K3[®] y ProTaper[®].

3. Comparar el espesor de cemento - dentina de las paredes mesial y distal, en el tercio apical de la raíz mesial de los primeros y segundos molares mandibulares antes y después de la preparación con limas ProTaper[®] y K3[®].

4. Comparar el tiempo empleado en la instrumentación con las limas K3[®] y ProTaper[®].

1. 6 HIPÓTESIS:

1.6.1 HIPÓTESIS NULA:

No hay diferencia en el desgaste de la dentina producida luego de la preparación biomecánica de la raíz mesial de los primeros y segundos molares mandibulares por la instrumentación con limas K3[®] y ProTaper[®] es igual.

1.6.2 HIPÓTESIS ALTERNATIVA:

Hay diferencia en el desgaste de la dentina producido luego de la preparación biomecánica de la raíz mesial de los primeros y segundos molares mandibulares por la instrumentación con limas K3[®] y ProTaper[®] es diferente.

II. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental In Vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Pared mesial y distal de la raíz mesial de primeros y segundos molares inferiores.

2.3 MUESTREO

64 conductos de 32 raíces mesiales de 32 dientes.

ASIGNACIÓN ALEATORIA: Se realizó mediante el método de asignación al azar, lanzando una moneda al aire y asignando cada lado a un tipo de lima. Cara se asignaba a la lima K3 y sello a la lima ProTaper.

2.4 CRITERIOS DE SELECCION

2.4.1 Criterios de inclusión:

- Raíces mesiales de primeros y segundos molares mandibulares humanos.
- Patenticidad de los conductos radiculares.

- Ápice radicular completamente formado.

2.4.2 Criterios de exclusión:

- Dientes tratados endodónticamente
- Reabsorción radicular
- Fractura radicular.

2.5 VARIABLES DE ESTUDIO

DEFINICION DE VARIABLES:

- **ESPESOR:** Cantidad de tejido que hay desde el borde mesial y distal, al orificio del conducto vestibular y lingual a la pared externa del diente, expresada en milímetros, medida antes y después de la instrumentación biomecánica.
- **TIPO DE LIMAS:** Se utilizaron limas k3[®] y ProTaper[®].
- **TIEMPO:** Cantidad de tiempo empleado en la instrumentación con limas K3[®] y ProTaper[®] con la técnica Crown-Down en minutos y segundos.
- Ver Anexo 1

2.6 PROCEDIMIENTO:

Se tomaron 32 raíces mesiales de primeros y segundos molares mandibulares que cumplían los criterios de inclusión y exclusión. Las

muestras fueron colocadas en hipoclorito de sodio al 5.25% para eliminar residuos orgánicos y limpiar las raíces, luego se almacenaron en formalina al 10%. Las dos raíces fueron separadas a nivel de la furca con un disco metálico de carburo, las raíces mesiales se despojaron de la corona y se cortaron a una longitud de 15 mm. Posteriormente, se determinó la morfología interna y patenticidad de los conductos utilizando limas K No 10 y No 08. Se introdujeron las raíces dentro de bloques de resina acrílica, de acuerdo al método propuesto por Bramante y colaboradores en 1987. Estos bloques de resina fueron diseñados de acuerdo a la forma interna de una mufla de bronce niquelado. Seguidamente a los bloques acrílicos se les realizaron dos cortes horizontales con un microcortador (ISOMET) a cinco milímetros cada uno, de manera que se obtuvieron tres secciones de cada bloque, que contienen los tres tercios a estudiar de las raíces mesiales (cervical, medio y apical).

Una vez obtenidos estos cortes se procedió a realizar la primera medición al microscopio de luz a una magnificación de 65x y se recolectaron las medidas de las paredes mesial y distal en milímetros desde la parte externa del conducto hasta la superficie externa de la raíz; previo a la instrumentación. Los segmentos se reensamblaron en la mufla, para proceder a la preparación biomecánica de los conductos, con la técnica de instrumentación Crown-Down, utilizando limas K3 (Sybro/Kerr) y ProTaper (Dentsply) montadas en el

equipo rotatorio Técnica® (Dentply). Se irrigaron durante todo el proceso de instrumentación con solución de Hipoclorito de Sodio al 5.25%, quelante RC PREP. Al finalizar se utilizó ácido cítrico al 10% dentro de los conductos preparados, finalizando con irrigación de Hipoclorito de Sodio al 5.25%.

La preparación de los conductos con los instrumentos ProTaper se realizó de la siguiente manera:

1. Lima SX hasta el tercio medio del conducto radicular.
2. Lima manual tipo K
3. Limas SX hasta la longitud de trabajo del conducto.
4. Limas F1 hasta la longitud de trabajo.
5. Limas F2 y F3 hasta la longitud de trabajo del conducto radicular.

Cada instrumento se utilizó a 250 r.p.m en el motor eléctrico de torque controlado (Dentply\Maillefer), utilizando cada instrumento dentro del conducto durante 3 segundos.

La preparación de los conductos con los instrumentos K3 se realizó siguiendo la siguiente técnica:

Luego de obtener la patenticidad con limas de acero inoxidable manuales se comenzó la técnica Crown-Down con la lima K3 0.12 hasta sentir resistencia y luego continuamos con limas K3 0.10 y 0.08 se estableció la longitud de

trabajo con limas manuales y se utilizó la lima K3 0.06 No 25, que en algunos casos fue la última utilizada y en conductos más estrechos se utilizaron las limas K3 0.04 No 25 y 0.02 No 25 hasta la longitud de trabajo. Cada instrumento se utilizó a 300 rpm en el motor eléctrico de torque controlado (Densply\Maillefer), utilizando cada instrumento dentro del conducto de 3 a 5 segundos.

Utilizando de nuevo el microscopio de luz a 65x se tomaron las medidas postinstrumentación de cada tercio radicular y se compararon con las medidas iniciales, para establecer la cantidad de espesor dentinario eliminado, producto de la instrumentación con cada una de las limas y se procedió a recolectar los datos en una ficha técnica.

2.7 INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS:

Se elaboró una ficha técnica que consistió en la mezcla de las variables y registro de los datos obtenidos en cada paso, con 5 columnas y 6 filas:

- "Espesor inicial y final" donde se anotó la medición del espesor de cada diente en los tercios cervical, medio y apical; antes y después de la preparación biomecánica con cada una de las limas asignadas para este estudio.
- "Tiempo" donde se anotó el tiempo empleado para la instrumentación de cada conducto con cada una de las limas.

- “Tipo de lima” que identificó el instrumento utilizado en cada caso.
- “Numero de diente y conducto” en el que se anotó el numero de diente y el conducto preparado.
- “Tercios” sección analizada al microscopio antes y después de la preparación biomecánica, divididos en cervical, medio y apical.

Ver Anexo 2

2.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Descripción de datos: se calculó el promedio y la desviación Standard de cada grupo.

Para detectar si existen diferencias del espesor por tercio y conducto con cada tipo de lima, diferencias entre el tiempo para preparar cada conducto con cada lima y comparación entre las limas, se utilizó un *Análisis de Varianza Múltiple*.

El análisis y tabulación de datos se realizó en Excel versión 2002 y se procesaron mediante el sistema SPSS versión 10.

3. RESULTADOS

Para comprobar la hipótesis nula de igualdad de desgaste en las diferentes paredes, se realizó un análisis de varianza a tres vías (lima, pared y tercio).

Pruebas de los efectos inter-sujetos^o

Variable dependiente: MEDIDA

Se encontró diferencias significativas entre las paredes de los conductos ajustando por tipo de lima y tipo de tercio ($p=0.068$) (Tabla 1).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación
Modelo corregido	.785(a)	23	3.414E-02	6.099	.000
Intersección	2.207	1	2.207	394.291	.000
LIMA	5.093E-02	1	5.093E-02	9.099	.003
PARED	4.023E-02	3	1.341E-02	2.396	.068
TERCIO	.189	2	9.466E-02	16.913	.000
LIMA * PARED	1.000E-02	3	3.334E-03	.596	.618
LIMA * TERCIO	2.959E-04	2	1.480E-04	.026	.974
PARED * TERCIO	.404	6	6.741E-02	12.044	.000
LIMA * PARED * TERCIO	8.749E-02	6	1.458E-02	2.605	.017
Error	2.015	360	5.597E-03		
Total	5.048	384			
Total corregida	2.800	383			

a R cuadrado = .280 (R cuadrado corregida = .234)

Entre las paredes mesial y distal del conducto Vestibular, el promedio de desgaste de la pared distal ($0,08651 \pm 0.008$) fue significativamente mayor que la pared mesial ($0,05976 \pm 0.008$); y entre las paredes mesial y distal del conducto Lingual, el promedio de desgaste de la pared distal ($0,08323 \pm 0.008$) fue significativamente mayor que el desgaste de la pared mesial ($0,07614 \pm 0.008$) (Tabla 2, Gráfico 1).

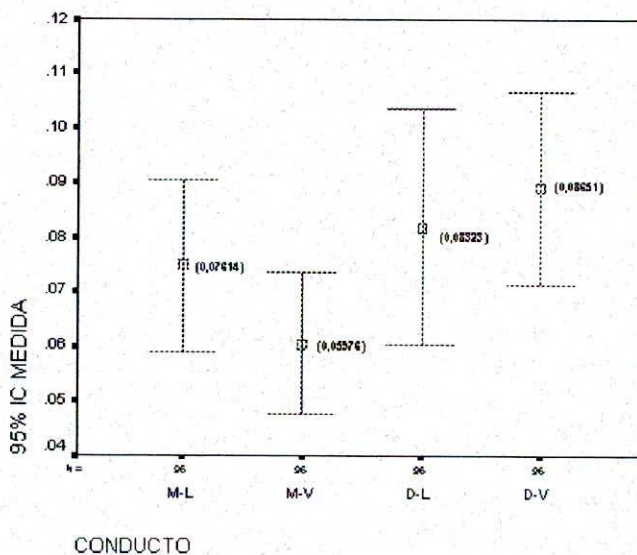
1. PARED

Variable dependiente: MEDIDA

TABLA 2

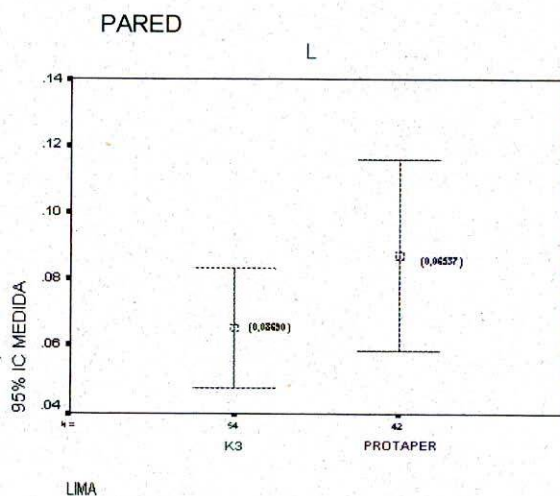
PARED	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
M-L	7.614E-02	.008	6.100E-02	9.127E-02
M-V	5.976E-02	.008	4.463E-02	7.490E-02
D-L	8.323E-02	.008	6.809E-02	9.836E-02
D-V	8.651E-02	.008	7.137E-02	.102

Grafico 1: comparación de los promedios de desgaste por tipo de conducto y paredes



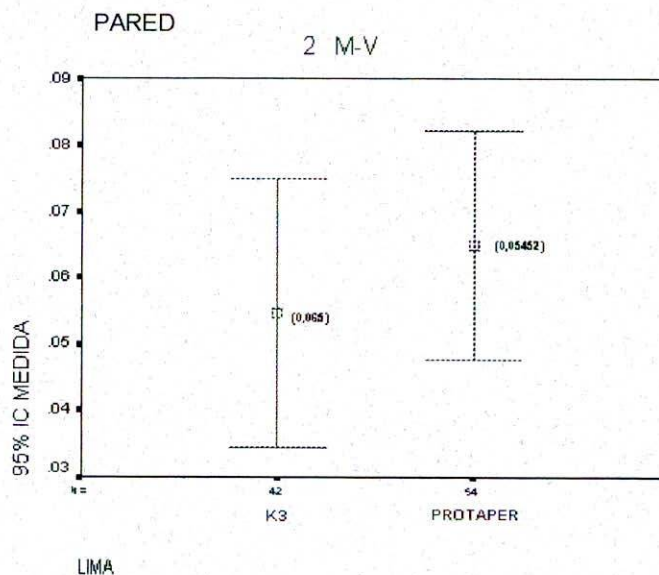
Para la pared mesial del conducto Lingual, no se encontraron diferencias en el desgaste entre las dos limas, ProTaper® con un promedio de 0,08690 y K3® con un promedio de 0,06537 ($p=0.618$) (Tabla 1, Grafico 1.1).

Grafico 1.1: comparación de desgaste de limas por pared y conducto



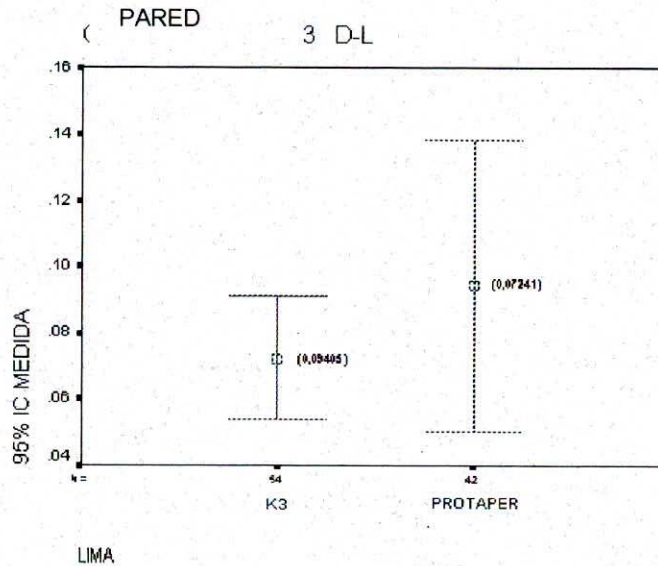
Para la pared mesial del conducto Vestibular, no se encontraron diferencias en el desgaste entre las dos limas; ProTaper® con un promedio de 0,065 y K3® con un promedio de 0,05452 (p=0.618) (Tabla 1, Grafico 1.2).

Grafico1.2: comparación de desgaste de limas por pared y conducto



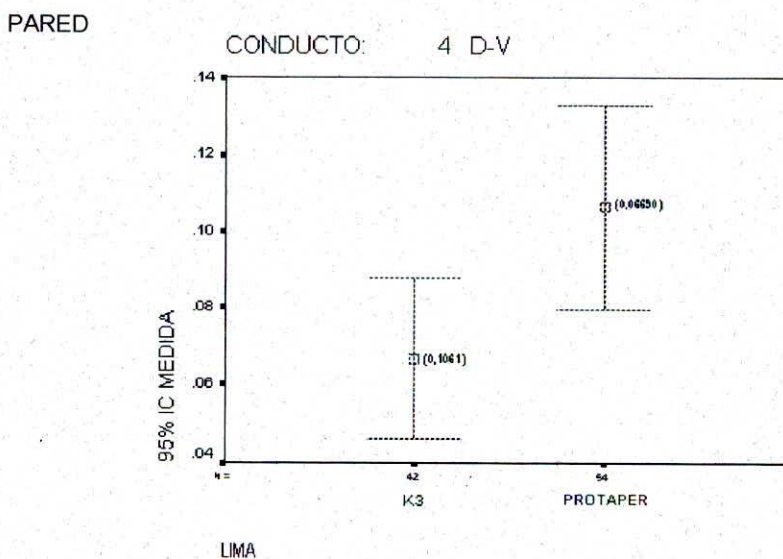
Para la pared distal del conducto Lingual, no se encontraron diferencias en el desgaste entre las dos limas, ProTaper® con un promedio de 0,09405 y K3® con un promedio de 0,07241 (p=0.618) (Tabla 1, Grafico 1.3).

Grafico 1.3: comparación de desgaste de limas por pared y conducto



Para la pared distal del conducto Vestibular, se encontraron diferencias en el desgaste entre las dos limas, ProTaper® con un promedio de 0.1061 y K3® con un promedio de 0,06690 ($p=0.618$) (Tabla 1, Grafico 1.4).

Grafico 1.4: comparación de desgaste de limas por pared y conducto



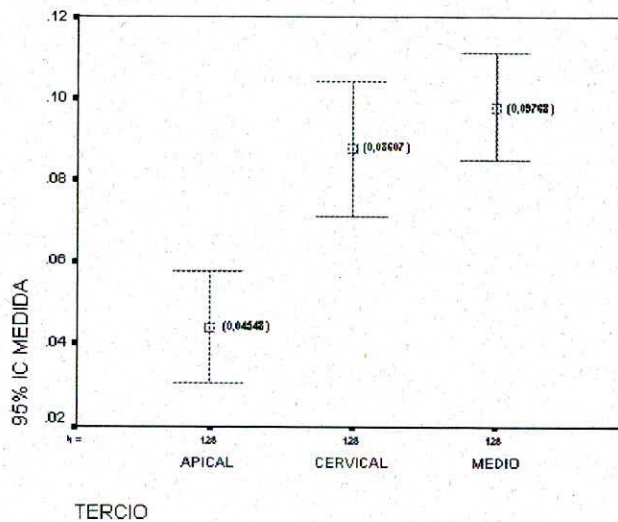
2. TERCIO

El tercio Apical tuvo un promedio de desgaste ($0,04548 \pm 0,007$) significativamente menor ($p=0.000$) (Tabla 1), que los tercios Medio ($0,09768 \pm 0,007$) y Cervical ($0,08607 \pm 0,007$) (Tabla 3 Gráfico 2).

TABLA 3
Variable dependiente: MEDIDA

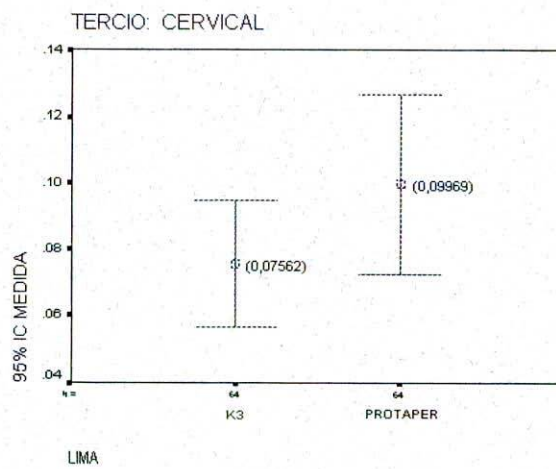
TERCIO	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
APICAL	4.548E-02	.007	3.237E-02	5.858E-02
CERVICAL	8.607E-02	.007	7.296E-02	9.918E-02
MEDIO	9.768E-02	.007	8.457E-02	.111

Gráfico 2: comparación de los promedios de desgaste por tercios



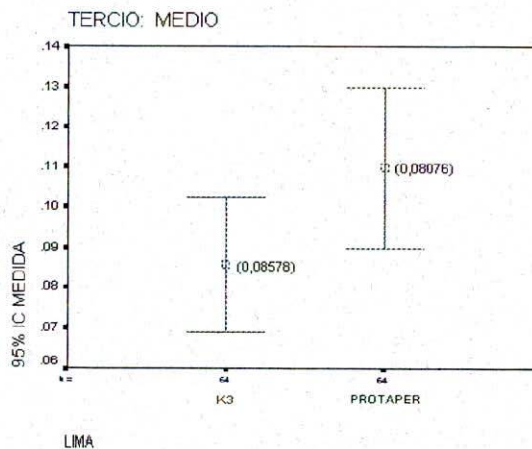
Se encontró diferencias en el desgaste del tercio cervical, con las limas ProTaper® con un promedio de 0,09969 siendo esta significativamente mayor que las limas K3® con un promedio de 0,07562 ($p=0,974$) (Gráfica 2.1).

Grafico 2.1: comparación de los promedios de desgasté tercio cervical



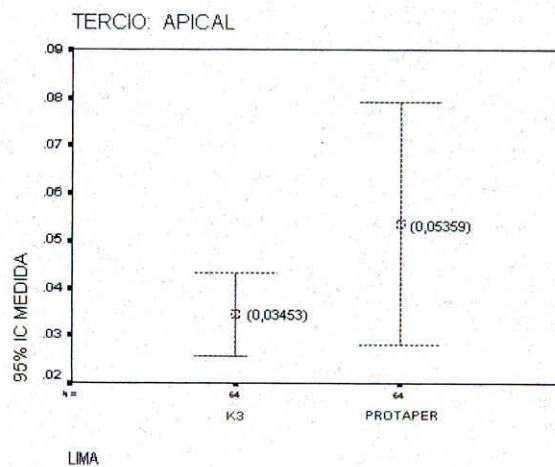
Se encontró diferencias en el desgaste del tercio medio con las limas ProTaper® con un promedio (0,08076) siendo esta significativamente mayor que las limas K3® con un promedio de (0,08578) ($p=0,974$) (Gráfica 2.2).

Grafico 2.2: comparación de los promedios de desgasté tercio medio



Se encontró diferencias en el desgaste del tercio apical con las limas ProTaper® con un promedio de 0,05359 siendo esta significativamente mayor que las limas K3® con un promedio de 0,03453 ($p=0,974$) (Gráfica 2.3).

Gráfico 2.3: comparación de los promedios de desgaste tercio medio



3. LIMA

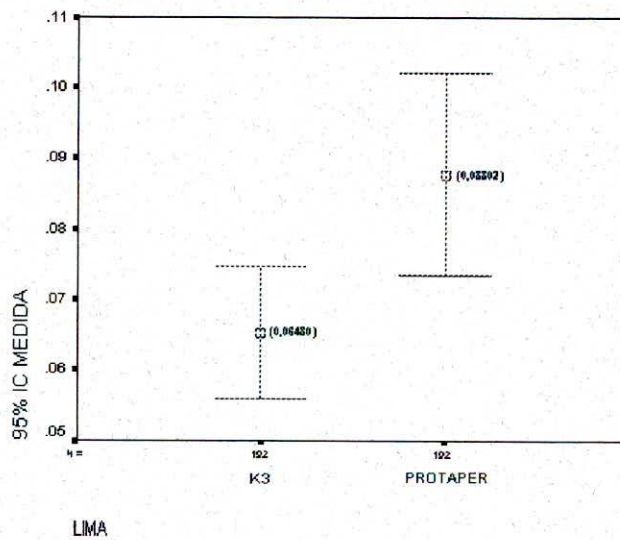
Se encontró diferencias significativas entre los tipos de lima ajustando las paredes de los conductos y el tipo de tercio ($p=0.003$) (Tabla 1).

La media \pm el error estándar del desgaste del espesor realizado con la lima ProTaper® fue de $0,07731 \pm 0,005$ significativamente mayor que el realizado con la lima K3® con $0,0541 \pm 0,005$ (Tabla 4, Gráfica 3).

TABLA 4
Variable dependiente: MEDIDA

LIMA	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
K3®	6.480E-02	.005	5.410E-02	7.550E-02
PROTAPER®	8.802E-02	.005	7.731E-02	9.872E-02

Grafico 3: comparación de los promedios de desgaste por tipo de lima



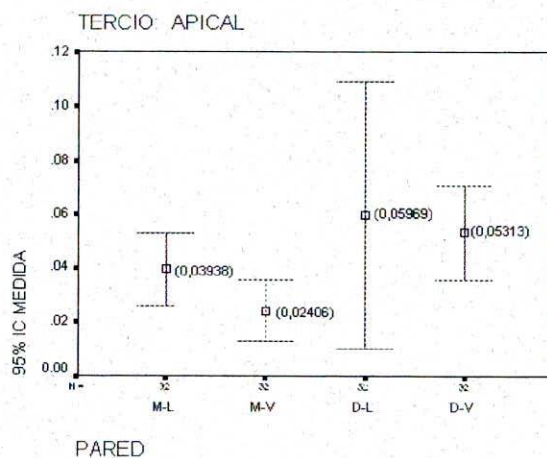
3. TERCIO-PARED

Para el tercio apical, se encontró diferencias ($p = 0.000$ Tabla 1) en el desgaste entre las paredes, donde la pared mesial tuvo menor desgaste que en la pared distal, obteniendo promedios menores para estas paredes (Tabla 5, Grafico 4).

TABLA 5

TERCIO	CONDUCTO	N	Media	Desv. típ.	
APICAL	M-L	MEDIDA	32	3.938E-02	3.793E-02
	M-V	MEDIDA	32	2.406E-02	3.089E-02
	D-L	MEDIDA	32	5.969E-02	.1370
	D-V	MEDIDA	32	5.313E-02	4.915E-02

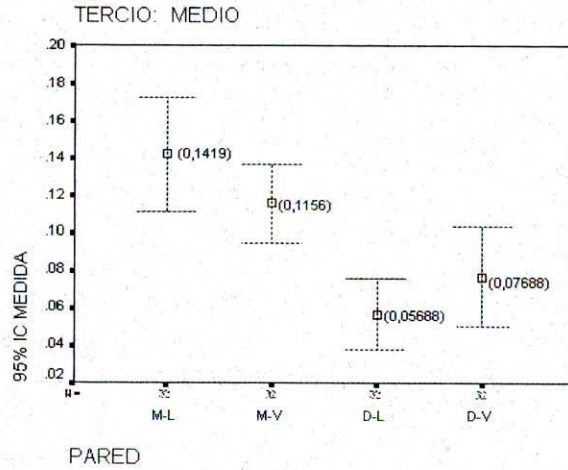
Grafico 4: comparación de los promedios de desgaste de las paredes en el tercio apical.



Para el tercio medio, se encontró diferencias ($p = 0.000$ Tabla 1) en el desgaste entre las paredes, donde se observó que la paredes mesiales fue mayor el desgaste que en las paredes distales (Tabla 6, Grafico 5). TABLA 6

TERCIO	CONDUCTO	N	Media	Desv. típ.	
MEDIO	M-L	MEDIDA	32	.1419	8.476E-02
		N válido (según lista)	32		
	M-V	MEDIDA	32	.1156	5.847E-02
		N válido (según lista)	32		
	D-L	MEDIDA	32	5.688E-02	5.190E-02
		N válido (según lista)	32		
	D-V	MEDIDA	32	7.688E-02	7.275E-02
		N válido (según lista)	32		

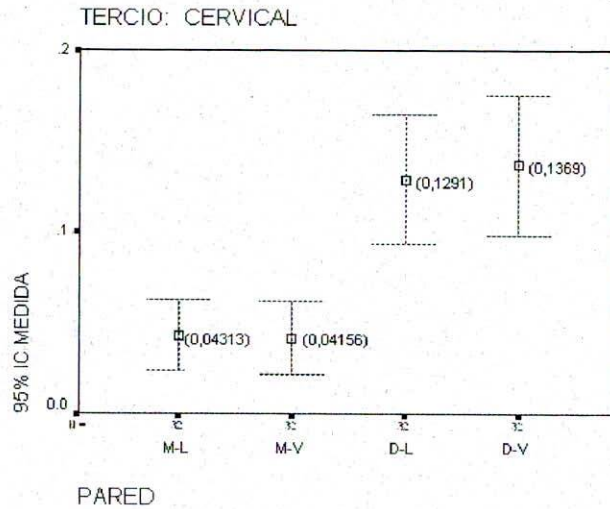
Grafico 5: comparación de los promedios de desgaste de pared tercio medio.



Para el tercio cervical, se encontró diferencias ($p = 0.000$ Tabla 1) en el desgaste entre las paredes, en donde las paredes mesiales fue menor el desgaste que en las paredes dístales (Tabla 7, Grafico 6). TABLA 7

TERCIO	CONDUCTO	N	Media	Desv. típ.	
CERVICAL	M-L	MEDIDA	32	4.313E-02	5.474E-02
		N válido (según lista)	32		
	M-V	MEDIDA	32	4.156E-02	5.680E-02
		N válido (según lista)	32		
	D-L	MEDIDA	32	.1291	9.917E-02
		N válido (según lista)	32		
	D-V	MEDIDA	32	.1369	.1076
		N válido (según lista)	32		

Grafico 6: comparación de los promedios de desgaste de pared tercio apical.



4. TIEMPO

El tiempo empleado en los procedimientos desarrollados con la lima ProTaper® (5:08:05 ± 1:28:45) fue ligeramente menor que el empleado con la lima K3® (5:16:30 ± 1:28:45).

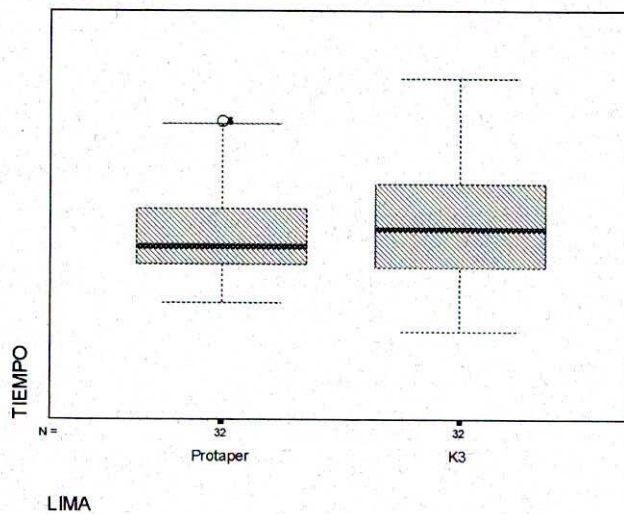
El tiempo empleado en los procedimientos con la lima ProTaper® fue más homogéneo (Rango=4:54) que con la lima K3® (Rango=6:50), es decir el menor tiempo empleado en los procedimientos con la lima ProTaper® fue 3:11:00 y el mayor fue de 8:05 mientras que el menor tiempo con la lima K3® fue de 2:24:59 y el mayor fue de 9:15. (Tabla 8, Grafico 7).

TABLA 8

Estadísticos descriptivos

LIMA	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. tip.
Protaper	32	4:54:00	3:11:00	8:05:00	5:08:05	1:28:45
N válido (según lista)	32					
K3	32	6:50:00	2:24:59	9:15:00	5:16:30	1:29:53
N válido (según lista)	32					

Grafico 7: comparación de los tiempos de preparación por tipo de lima



4. DISCUSION

Este estudio evaluó el espesor cemento dentina de las paredes mesial y distal de la raíz mesial de los primeros y segundos molares inferiores, utilizando la técnica de Bramante ⁽⁴¹⁾. Y utilizado por Montgomery en 1985 ⁽³¹⁾, Calhoun y Montgomery en 1988 ⁽⁴²⁾, Campos del Río y colaboradores en 1990 ⁽⁴³⁾, Desplazes y colaboradores en 2001 ⁽³⁴⁾, Berutti y colaboradores en 1992 ⁽⁷⁾, Ponti y colaboradores en 2002 ⁽³³⁾, Rödíg y colaboradores en 2002 ⁽³⁸⁾, Yared y colaboradores en 2003 ⁽³⁹⁾ y Espitia y Molina mostrando ser una técnica confiable para medir pre y post instrumentación.

Berutti y Fedon en 1992 ⁽⁷⁾ encontraron que el espesor cemento dentina es menor a nivel cervical aproximadamente a 1,5 mm de la bifurcación de la raíz de los primeros molares mandibulares, por lo tanto ésta zona es considerada la pared de peligro. Bajo las condiciones de éste estudio, el análisis estadístico reveló que ocurrió mayor desgaste sobre esta pared utilizando la lima ProTaper[®]. Contrario a lo observado por Desplazez y colaboradores en 2001 ⁽³⁴⁾, Al comparar limas de níquel-titanio rotatorias y manuales; Peters y colaboradores en 2003 ⁽³⁵⁾ y Ponti y colaboradores en 2002 ⁽³³⁾.

Se encontró diferencias significativas entre el desgaste de las paredes, cuando fue comparado por lima y por tercio. Tanto en el conducto vestibular como en el lingual, el promedio de desgaste de la pared distal fue significativamente mayor que en la pared mesial. En el tercio medio se observó un desgaste mayor sobre la pared mesial, demostrando que las limas ProTaper® y K3® no se mantuvieron centrada en el conducto lo que difiere del resultado del estudio de Molina y Espitia en 2003 ⁽⁴⁵⁾, quienes observaron mayor desgaste a nivel de la pared mesial de los especímenes.

El tiempo empleado para la instrumentación con la limas ProTaper® y K3® no fue estadísticamente significativa, lo cual no se corrobora con la recomendación de Espitia y Molina. El desgaste producido por la lima ProTaper® fue significativamente mayor que con las limas K3, como lo observo Molina y Espitia en 2003 ⁽⁴⁵⁾, al comparar las limas ProTaper® con NiTiEE®.

5. CONCLUSIONES

Hubo diferencia significativa entre las paredes de los conductos, ajustando por tipo de lima y tipo de tercio.

El desgaste de la pared distal fue significativamente mayor que el desgaste de la pared mesial.

El tercio Apical tuvo un promedio de desgaste significativamente menor que los tercios Medio y Cervical.

Se encontró diferencia significativa entre los tipos de lima ajustando las paredes de los conductos y el tipo de tercio. El desgaste realizado con la lima ProTaper® significativamente mayor que el realizado con la lima K3®.

En el tercio Apical y Cervical el desgaste de la pared mesial fue significativamente menor que la pared distal.

En el tercio medio el desgaste de la pared mesial fue significativamente mayor que la pared distal.

El tiempo utilizado con la limas ProTaper[®] y K3[®] no hubo diferencias significativas..

6. RECOMENDACIONES

Los investigadores recomiendan realizar un estudio similar, teniendo en cuenta la variable de fractura y desgaste que ocurre sobre las limas.

REFERENCIAS

1. **DAVIS S**, BRAYTON S, GOLDMAN M. The morphology of the prepared root canal: A study utilizing injectable silicone. *Oral Surg*, volume 34, number 4. October 1972. Pages 642-648.
2. **VERTUCCI FJ**. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg.*, volume 58, number 5. November 1984. Pages 589-599.
3. **MANNING SA**. Root canal anatomy of mandibular second molars. Part I. *International Endodontic Journal*, 1990. Volume 23, pages 34-39.
4. **SERT S**, ASLANALP V, TANALP J. Investigation of the root canal configurations of mandibular permanent teeth in the Turkish population. *International Endodontic Journal*, 2004. Volume 37, pages 494-499.
5. **GULABIVALA K**, OPASANON A, ALAVI A. Root and canal morphology of Thai mandibular molars. *International Endodontic Journal*, 2002. Volume 35, pages 56-62.
6. **PETERS OA**, PETERS CI, SCHÖNENBERGER K, BARBACOW F. ProTaper root canal preparation: Effects of canal anatomy on final shape analyzed by microCT. *International Endodontic Journal*, 2003. Volume 36, pages 86-92.

7. **BERUTTI E**, FEDON G. Thickness of cementum/dentin in mesial roots of mandibular first molars. *Journal of Endodontics*, 1992. Volume 18, number 11. Pages 545-548.
8. **CUNNINGHAM C**, SENIA S. A three dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 1992. Volume 18, number 6. Pages 294-300.
9. **NAOUM HJ**, LOVE RM, CHANDLER NP. Effects of X-ray beam angulation and intraradicular contrast medium on radiographic interpretation of lower first molar root canal anatomy. *International Endodontic Journal*, 2003. Volume 36, pages 12-19.
10. **VENTURI M**, PRATI C, CAPELLI G, FALCONI M, BRESCHI L. A preliminary analysis of the morphology of lateral canals after root canal filling using a tooth clearing technique. *International Endodontic Journal*, 2003. Volume 36, pages 54-63.
11. **CHEN JL**, MESSER HH. A comparison of stainless steel hand and rotary nickel titanium instrumentation using a silicone impression technique. *Australian Dental Journal*, 2002. Volume 47, number 1. Pages 12-20.
12. **SCHÄFER E**. Root canal instruments for manual use: A review. *Endodontics and Dental Traumatology*. 1997. Vol 13. Pages 51-64.
13. **THOMPSON SA**. An overview of nickel titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 2000. Volume 33, pages 297-310.

14. **ZINELIS S**, MAGNISSALIS EA, MARGELOS J. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. *Journal of Endodontics*, 2002. Volume 28, number 5. Pages 367-370.
15. **SVEC TA**, POWERS JM. The deterioration of rotary niquel titanium files under controlled conditions. *Journal of Endodontics*. Volume 28. Number 2. Pages 105-7. February 2002.
16. **BERUTTI E**, NEGRO A, LENDINI M, PASQUALINI D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 2004. Volume 30, number 4. Pages 228-230.
17. **TYGESEN Y**, STEIMAN HR, CIAVARRO C. Comparison of distorsion and separation utilizing Profile and Pow-R nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. Volume 27. Number 12. Pages 762-4. December 2001.
18. **ANKRUM MT**, HARTWELL GR. K3 Endo and ProTaper: Breakage and distortion in molars. Abstract. *Journal of Endodontics*, 2003. Volume 29, number 4, page 299.
19. **KESSLER SD**. A unique apparatus for the evaluation of niquel titanium rotary files: Torsional forces and cutting efficiency under a controlled amount of pressure. Abstract. *Journal of Endodontics*, 2003. Volume 29, number 4, page 304.

20. **LEONARDO MR**, LEONARDO RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Instrumentos de Níquel-Titanio. 2002. Editorial Artes Medicas Latinoamérica. Sao Paulo, Brasil.
21. **SCHÄFER E**, FLOREK H. Efficiency of Rotary nickel –titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. International Endodontic Journal. Volume 36. Issue 3. Page 199. March 2003.
22. **SCHÄFER E**, SCHLINGEMANN R. Efficiency of Rotary nickel –titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. International Endodontic Journal. Volume 36. Issue 3. Page 208. March 2003.
23. **MARTIN B**, ZELADA G, VARELA P, BAHILLO JG, MAGAN F, AHN S, RODRÍGUEZ C. Factors influencing the fracture of nickel titanium rotary instruments. International Endodontic Journal, 2003. Volume 36, pages 262-266.
24. **YARED G**, KULKARNI GK, GHOSAYN F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. International Endodontic Journal, 2003. Volume 36. pages 764-769.
25. **ANKRUM MT**, HARTWELL GR, TRUITT JE. K3 Endo, ProTaper and ProFile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of

- molars. *Journal of Endodontics*, 2004. Volume 30, number 4. Pages 234-237.
26. **SCHILDER H.** Cleaning and Shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 1974. Volume 18. Number 2. Pages 269-295.
27. **TAYLOR G.** Advanced techniques for intracanal preparation and filing in routine endodontic therapy. *Dental Clinics of North America*, 1984. Vol 28. No 4. Pages 819-832.
28. **GUTMANN JL, LOVDAHL PE.** Problems in the assessment of success and failure, quality assurance, and their integration into endodontic treatment planning. *Problem Solving in Endodontics*, 3rd edition, SP Louis Mosby Yearbook INC, 1997. Pages 1-21.
29. **MORGAN LF, MONTGOMERY S.** An evaluation of the Crown Down pressureless technique. *Journal of Endodontics* 1984. Volume 10, number 10. Pages 491-498.
30. **LUITEN DJ, MORGAN LA, BAUMGARTNER JC, MARSHALL JG.** A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *Journal of Endodontics*, 1995. Volume 21, number 1. Pages 26-32.
31. **MONTGOMERY S.** Root canal wall thickness of mandibular molars after biomechanical preparation. *Journal of ENdodontics*, 1985. Volume 11, number 6. Pages 257-263.

32. **SCHRADER C**, ACKERMANN M, BARBAKOW F. Step by step description of a rotary root canal preparation technique. International Endodontic Journal 1999, volume 32. Pages 312-320.
33. **GUTMANN JL**. Endodontic 2003 Opinion Leaders Forum. Dentsply. Tulsa dental.
34. **SHORT JA**, MORGAN LA, BAUMGARTNER JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. Journal of Endodontics. 1997. Volume 23. Pages 503-507.
35. **BONETTI I**, ESBERARD RM, LEONARDO RT, DEL RIO CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and post-instrumentation. Journal of Endodontics, 1998. Volume 24, number 7. Pages 461-464.
36. **PONTI TM**, MCDONALD NJ, KUTTLER S, STRASSLER HE, DUMSHA TC. Canal centering ability of two rotary files systems. Journal of Endodontics, 2002. Volume 28, number 4. Pages 283-286.
37. **DESPLAZEZ P**, PETERS O, BARBAKOW F, Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel titanium rotary instruments and nickel titanium hand instruments. Journal of Endodontics, 2001 volume 27 Number 3 pages 196-202.
38. **PETERS OA**, PETERS CI, SCHONENBERGER K, BARBAKOW F. ProTaper rotary root canal preparation: Assessment of torque and force in

relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, 2003. Volume 36, pages 93-99.

39. **BERGMANS L**, VAN CLEYNENBREUGEL JV, BEULLENS M, WEVERS M, MEERBEEK BV. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 2003. Volume 36, pages 288-295.

40. **MOLINA MV**, ESPITIA GY. Comparación del Espesor Cemento-Dentina de las Paredes Mesial y Distal de las Raíces Mesiales de los Primeros y Segundos Molares Mandibulares, antes y después de la Preparación con las Limas NiTi-TEE® (Sendoline) y ProTaper® (Dentsply). Tesis de PostGrado de Endodoncia Colegio Odontológico Colombiano. Noviembre 2003.

41. **YARED GM**, DAGHER B. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, 2001. Volume 34. Pages 47-53.

42. **RÖDIG T**, HULSMANN M, MUHGE M, SCHÄFER F. Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 2002. Volume 35, pages 919-928.

43. **YARED G**, DAGHER FB, KULKARNI K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg.*, 2003. Volume 96, pages 229-233.

44. **RUDDLE CJ.** The ProTaper Technique. Junio 24 , 2003.
45. **BRAMANTE CM,** BERBERT A, BORGES RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. Journal of Endodontics,1987. Volume 13. Number 5. Pages 243-245.
46. **CALHOUN G,** MONTGOMERY S. The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. Journal of Endodontics, 1988. Volume 14, number 6. Pages 273-277.
47. **CAMPOS JM,** DEL RIO C. Comparison of mechanical and standard hand instrumentation technique in curved root canals. Journal of Endodontics, 1990. Volume 16. Number 5. Pages 230-234.
48. **LESSEBERG DA,** MONTGOMERY S. The effects of Canal Master, Flex-R and K-Flex instrumentation on root canal configuration. Journal of Endodontics, 1991. Volume 17, number 2. Pages 59-65.

GLOSARIO

Limas K3: Instrumento de aleación de níquel titanio con características propias en cuanto a su forma, ya que poseen tres superficies de corte positivo con ángulos diferentes, con amplia superficie radial la que permite tener amplia de escape evitando la acumulación de dentina.

Limas ProTaper: Instrumento de aleación de níquel titanio que presenta secciones transversales triangulares de estrías redondas y ángulo de corte negativo, tiene en la parte activa conicidades progresivas y múltiples.

Micrótopo (ISOMET): equipo de alta precisión para cortes en micrómetros o milímetros de cualquier material.

Microscopio de luz: Instrumento óptico destinado a observar objetos extremadamente diminutos, haciendo perceptible lo que no lo es a simple vista.

Pared de seguridad: pared mas gruesa del conducto radicular que puede ser manipulada por los instrumentos de corte.(limas).

Pared de peligro: Pared delgada del conducto radicular que debe ser protegida de los instrumentos de corte (limas)

ANEXOS

ANEXO 1: VARIABLES DEL ESTUDIO

VARIABLES	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACION	ESCALA	CATEGORIZACIÓN	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN	RELACION DE VARIABLES
VARIABLES DEPENDIENTES						
ESPESOR	Cantidad de tejido removido desde el orificio del conducto radicular a la pared mesial, distal, lingual, y vestibular después de la instrumentación	Se expresa en milímetros	Continua	Cuantitativa	Microscopio de luz	Dependiente
TIEMPO	Cantidad de tiempo empleado con el uso de limas K3 y ProTaper en la instrumentación del conducto radicular	Se expresa en minutos y segundos usando cronometro	Continua	cuantitativa	Cronometro	Dependiente
VARIABLES INDEPENDIENTES						
TIPO DE CONDUCTO	Morfología del conducto	Mesio vestibular Mesio lingual	Nominal	cualitativa	Nominal	Independiente
TERCIOS	Segmentos radiculares de la zona cervical, media y apical	Cervical Medio Apical	Nominal	Cualitativa	Nominal	Independiente

ANEXO 2: Instrumento para recolección de datos.

TIPO DE LIMA: PROTAPER				
Diente No	ESPESOR INICIAL		ESPESOR FINAL	
Conducto:	MESIAL	DISTAL	MESIAL	DISTAL
TERCIO CERVICAL				
TERCIO MEDIO				
TERCIO APICAL				
TIEMPO DE PREPARACIÓN DEL CONDUCTO:				
TIPO DE LIMA: K3				
Diente No	ESPESOR INICIAL		ESPESOR FINAL	
Conducto:	MESIAL	DISTAL	MESIAL	DISTAL
TERCIO CERVICAL				
TERCIO MEDIO				
TERCIO APICAL				
TIEMPO DE PREPARACIÓN DEL CONDUCTO:				