52930
R. 962
TE65e
2003

UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
CATEDRA DE ENDODONCIA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS PROTAPER Y K3, DURANTE LA PBM IN VITRO EN RAÍCES MESIALES DE MOLARES MANDIBULARES.

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
SISTEMA INTEGRADO DE BIBLIOTECAS
FACULTAD ODONTOLOGIA

Alumnas:
Estrella Espinoza Guzmán
Marcela Villarroel Cifuentes

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al Título de
Cirujano-Dentista

Profesor Guía:
Dra. Patricia Nazar M.

Valparaíso-Chile
2003

A nuestros padres, porque han hecho posible que hoy sintamos la emoción de ver realizada la meta propuesta, y enseñarnos que en la vida con esfuerzo y perseverancia se alcanzan los verdaderos sueños.

AGRADECIMIENTOS.

A mi Padre...

Por enseñarme desde siempre el valor de la educación, por entregarme su esfuerzo y sacrifico para conseguir mis metas, por darme la posibilidad de elegir libremente la carrera que deseaba y asumir la responsabilidad de ella, por llevarme en su corazón de una forma silenciosa, pero palpable al brindarme la mejor herramienta en esta vida.

A mi Madre...

Por su amor incondicional, por caminar siempre a mi lado y sentir su mano junto a la mía en los momentos más difíciles, por hacer de mi felicidad parte de la suya , por la abnegación, dedicación y sacrifico entregado durante todos estos años, por cuidarme desde pequeña como su tesoro más grande, por creer en mi y ayudarme a cumplir el sueño que hoy se hace realidad.

A mi Abuelita...

Por el amor de Madre que me ha entregado siempre, por contar con ella en cualquier momento, por tenerla junto a mi y sentir la alegría de compartir estos logros a su lado, por brindarme lo mejor en esta vida y por crecer a su lado.

A mi Tata...

Por tener desde el cielo siempre su respuesta, por el recuerdo y amor que sembró en mi corazón, que me ha acompañado en momentos de angustia y tristeza y por cuidarme durante todos estos años.

A mi hermano...

Por los momentos compartidos, por ver en el siempre un ejemplo de superación y esfuerzo, por ser amigo y Padre durante mucho tiempo y aunque la vida de vueltas sé que siempre estará a mi lado y jamás dejará de ser mi hermano.

A Johny...

Por conocer a su lado el sentimiento más hermoso, por entregarme su amor día a día, por sentir su apoyo y constante preocupación, por enseñarme a encontrar el lado positivo a todo y tener optimismo en la vida, por cultivar en mi corazón el amor que me hace soñar y saber que en esta vida caminamos juntos, por sus sabios consejos y hacer cada instante de mi vida más feliz.

A mi Tío Juan...

Por que desde pequeña siempre me entrego un cariño de Padre, manifestado en su constante preocupación y apoyo, abriendo en mi vida horizontes para mi realización profesional.

A Dios...

Por entregarme la vocación de una carrera tan hermosa y las herramientas para desarrollarlas y por ver sus huellas caminando junto a mi en cada momento.

Estrella.

Gracias mamá, por darme todo en la vida, por tu cariño y dedicación incondicionales. Gracias por mi educación y mis valores, porque todos llevan algo de ti y por estar siempre a mi lado apoyándome y recorriendo este largo camino conmigo. Todo en lo que me he convertido se lo debo a tu ejemplo como mujer y madre.

Papá, porque la distancia no ha sido nunca un obstáculo entre nosotros y desde siempre me has hecho sentir tu cariño y apoyo. Gracias por ser un Padre y un amigo con el que he podido contar, aún cuando todo se veía muy difícil. Eres un gran hombre que me ha inspirado siempre a superarme en la vida.

Eduardo, gracias por el cariño, el respeto y la confianza, por quererme como a una más de tu familia, aunque nuestra familia empezó hace tan poquito. Por que siempre has tenido una palabra de aliento en las dificultades y una sonrisa para compartir los buenos momentos, has sido un gran apoyo.

Igor, tu cariño me ha dado las fuerzas para no dejar todo. Gracias por creer en mí, incluso cuando yo había dejado de creer. Has sido mi fortaleza y me has enseñado a ver la vida desde otra perspectiva.

A mis abuelas, dos grandes mujeres, los pilares de la familia, valientes, decididas, fuertes, trabajadoras y amantes de los suyos. Gracias por enseñarme que la familia es fundamental para crecer y mostrarnos quienes somos.

A mi abuelo, gracias por todo su cariño y apoyo. En su particular forma me ha demostrado que el amor es gratuito, que un abrazo alimenta el corazón, usted ha alimentado mi corazón en momentos que sentí flaquear mis fuerzas.

Pame… imposible no darte las gracias, porque sin tu ayuda todavía iría en la mitad del camino, gracias amiga por la paciencia y el cariño.

Tania, gracias por todo, en las buenas y en las malas. Siempre has estado a mi lado pa'darme un empujoncito en las dificultades.

Quisiera darle las gracias a tantas personas, pero es difícil; a mi familia…mi enorme familia, todos ellos son parte de lo que soy hoy día y cada uno me ha enseñado a sacar lo mejor de la vida. Mis amigos, me han dado siempre algún buen consejo y una sonrisa.

Marcela

Dra. Patricia Nazar
Por encontrar en ella una excelente guía en esta última etapa de nuestra carrera, por su opinión precisa y dedicación entregada en este trabajo, por estar presente en cada momento que la necesitamos y por demostrar ser más que una docente, ya que el calor humano y cariño recibido lo llevaremos siempre como un lindo recuerdo de todos los momentos compartidos.

Dr. Abelardo Baéz
Por su alto espíritu de enseñanza y ayuda a los estudiantes, por encontrar en él un apoyo esencial para el desarrollo de nuestra investigación y por transmitirnos sus conocimientos y experiencia clínica de forma generosa.

Dr. Jaime Sarmiento
Por su amabilidad y hospitalidad demostrada al necesitar su ayuda, por dejar en nuestras mentes el concepto de un gran apoyo académico y cariño que le manifiesta a sus alumnos.

Dr. Sergio Uribe
Por compartir su experiencia en el campo de la investigación entregándonos grandes aportes para el desarrollo de ésta. Por su amistad demostrada al tener la mejor disposición en entregarnos opiniones y sugerencias que contribuyeran en nuestro trabajo.

Cátedra de endodoncia
Por contar con ellos como cuerpo docente obteniendo apoyo y entrega de conocimientos, por darnos la posibilidad de abarcar un tema, a través del cual hemos enriquecido nuestros conceptos quedando más capacitadas en lo profesional.

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
SISTEMA INTEGRADO DE BIBLIOTECAS
FACULTAD ODONTOLOGIA

INDICE

I- Introducción..... Pág. 1
II- Marco teórico..... Pág. 3
Preparación Biomecánica..... Pág. 4
Irrigación..... Pág. 7
Configuración de los conductos radiculares.....Pág. 12
Anatomía primer molar inferior.....Pág. 14
Estandarización de los instrumentos endodónticos.....Pág. 16
Características del instrumental manual de acero inoxidable, utilizado en PBM en conductos curvos.....Pág. 19
Características del instrumental manual de NiTi, utilizado en PBM en Conductos curvos.....Pág. 23
Características y propiedades del Níquel-Titanio.....Pág. 24
Características del diseño del instrumental rotatorio de Ni-Ti.....Pág. 29
Causas de fracturas de instrumentos rotatorios.....Pág. 31
Preparación biomecánica en conductos curvos.....Pág. 33
Sistema Protaper.....Pág. 36
Sistema K3.....Pág. 44
III- Hipótesis..... Pág. 49
IV- Objetivos.....Pág. 49
V- Materiales y métodos.....Pág. 50
VI- Análisis estadístico de resultados.....Pág. 57
VII- Discusión.....Pág. 61
VIII- Conclusiones..... Pág. 65
IX- Sugerencias.....Pág. 66
X- Resumen.....Pág. 67
XI- Bibliografía.....Pág. 68

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
SISTEMA INTEGRADO DE BIBLIOTECAS
FACULTAD ODONTOLOGIA

I- INTRODUCCIÓN.

La endodoncia está cambiando vertiginosamente, las técnicas y los materiales evolucionan día a día, así como la incorporación de nuevas técnicas a nuestro arsenal terapéutico, por eso hoy es imprescindible manejar el concepto de una endodoncia multidisciplinaria, donde la sofisticación de los tratamientos a través de la incorporación de nuevos sistemas hacen de ella un portal de conocimientos para un desarrollo acorde con los nuevos descubrimientos en esta ciencia de la odontología.

Hoy en día se ha logrado valorar más la endodoncia, y sobre todo el denominado tratamiento del sistema de conductos radiculares, el cual ha experimentado cambios fundamentales en los últimos decenios. Mientras que en el pasado la indicación para un tratamiento de conductos radiculares era muy simple por desconocer la verdadera y compleja anatomía de los conductos que llevaba a un mayor porcentaje de fracasos, en la actualidad este concepto ha variado y el enfoque se basa en establecer y manejar el tratamiento de conductos desde un punto de vista integral, donde la clave está en el conocimiento de la anatomía.

Se habla de un sistema tridimensional en el cual todos los profesionales de la odontología, coinciden con el pensamiento que el sistema de conductos radiculares debe ser limpiado y conformado; pero existe hoy en día la controversia respecto a cual podrá ser el mejor método para lograr este propósito, lo que deja nuevas líneas de investigación para poder llevarlo a cabo de la mejor forma.

Es así como se han producido muchos errores de procedimiento en el transcurso de la historia de los instrumentos endodónticos, siendo el material y su diseño sometidos a variaciones en el tiempo para cumplir de mejor forma con el objetivo propuesto.

Los investigadores han intentado afrontar el criterio de la anatomía y la problemática que representa un conducto curvo, mediante la introducción de variaciones en el diseño de las limas, que por lo general implican modificaciones del área transversal, del ángulo, de la profundidad de las espiras cortantes y del diseño de la punta. Hasta hace muy poco, los metales y aleaciones para la fabricación de los instrumentales de endodoncia merecieron escasa atención, sin embargo el desarrollo del Ni-Ti proporcionó a la profesión un nuevo y exclusivo metal con una potencial utilidad para el uso en endodoncia.

La principal ventaja de las limas de NiTi es su flexibilidad. Esta flexibilidad debería, en teoría, permitir al clínico abordar, limpiar y modelar los conductos curvos con una menor incidencia de transportes apicales, escalones y perforaciones.

Los instrumentos rotatorios fabricados en níquel-titanio fueron recientemente incorporados al accionar endodóntico. Según la filosofía de estos instrumentos, denominados de última generación, fueron planificados para facilitar la instrumentación de los conductos curvos y estrechos, evitando las deformaciones y transportaciones apicales.

En la actualidad, el diseño de instrumentos y materiales se están adaptando por fin a los conceptos de sistema de conductos, razón por la cual los procedimientos de limpieza y conformación de ellos tiene hoy tanto éxito. Las aleaciones de níquel-titanio, han permitido realizar nuevos diseños y la introducción de movimientos rotatorios para la limpieza y conformación de los conductos radiculares. Con ello no se están modificando los protocolos fundamentales de la limpieza y la conformación.

Pese al gran avance de los últimos tiempos es importante someter a prueba estos instrumentos y sacar de ellos la máxima utilidad que permita el crecimiento de la endodoncia, con este propósito es que abordamos nuestra investigación para contribuir a un mejor desarrollo de la odontología.

II- MARCO TEÓRICO.

El objetivo final del tratamiento endodóntico es el mantener un diente funcional en boca tras la pérdida de su vitalidad. Dicha funcionalidad va a depender básicamente del mantenimiento de la salud del sistema de inserción. Tal objetivo se consigue mediante la limpieza completa y conformación del sistema de conductos, seguidas de una obturación tridimensional que trate de sellar todas las vías de comunicación del interior del diente con el ligamento periodontal.

Unas de las bases fundamentales del éxito del tratamiento endodóntico, es la eliminación completa de los irritantes existentes y/o potenciales de toda la red de conductos., el debridamiento completo pasa por una buena limpieza y conformación del espacio pulpar, de lado queda el concepto de instrumentación ya que no refleja todos los objetivos que deben cumplirse durante esta primera fase del tratamiento endodóntico.

La limpieza persigue la remoción total de los restos orgánicos presentes en los conductos, que pudiesen servir como substrato para el crecimiento bacteriano y/o como fuente de inflamación periapical por el paso de productos de degradación proteolítica. En cuanto a la conformación, su finalidad es dar una forma determinada al conducto en función del material de obturación seleccionado, pero siempre respetando su anatomía original en cuanto a longitud, posición y curvatura.

Visión vestíbulo-lingual preinstrumetnación
Imagen N° 1

PREPARACIÓN BIOMECANICA.

El objetivo final del tratamiento endodóntico es el mantener un diente funcional en boca tras la pérdida de su vitalidad. Dicha funcionalidad va a depender básicamente del mantenimiento de la salud del sistema de inserción. Tal objetivo se consigue mediante la limpieza completa y conformación del sistema de conductos, seguidas de una obturación tridimensional que trate de sellar todas las vías de comunicación del interior del diente con el ligamento periodontal.

Unas de las bases fundamentales del éxito del tratamiento endodóntico, es la eliminación completa de los irritantes existentes y/o potenciales de toda la red de conductos., el debridamiento completo pasa por una buena limpieza y conformación del espacio pulpar, de lado queda el concepto de instrumentación ya que no refleja todos los objetivos que deben cumplirse durante esta primera fase del tratamiento endodóntico.

La limpieza persigue la remoción total de los restos orgánicos presentes en los conductos, que pudiesen servir como substrato para el crecimiento bacteriano y/o como fuente de inflamación periapical por el paso de productos de degradación proteolítica. En cuanto a la conformación, su finalidad es dar una forma determinada al conducto en función del material de obturación seleccionado, pero siempre respetando su anatomía original en cuanto a longitud, posición y curvatura.

La preparación biomecánica consiste en el conjunto de procedimientos que permite un correcto tallado y limpieza del sistema de conductos radiculares, además de obtener un acceso directo y franco a las proximidades de la unión cemento-dentina-cemento, preparando a continuación el conducto dentinario, con el fin de atribuirle una forma cónica que permita una desinfeccion y ademas una forma eficiente para su obturación.

Se utiliza el término biomecánica, debido a que complementa conceptos de instrumentación mecánica propiamente tal y conceptos biológicos.

Conceptos mecánicos:

- Mantener siempre la forma original del conducto sin alterar su anatomía. Los conductos raramente son rectos y tienen curvaturas que hay respetar en la preparación.

- La instrumentación debe otorgar una forma cónica tridimensional para el buen ajuste del cono de gutapercha, ya que originalmente el conducto radicular posee esa forma.

- La constricción apical es el límite de la preparación (LT) y marca la forma de resistencia a nivel apical, por lo que al respetarlo impide la sobreobturación y de esta manera la inflamación del periápice por la extrusión de gutapercha hacia él, (forma de resistencia).

- Permite que la preparación del conducto radicular tenga a nivel del tercio apical (2 a 5 mm. de paredes) un cierto paralelismo o ligera convergencia para el buen ajuste y retención del material obturador. (forma de retención).

Conceptos biológicos:

- Conservación del muñón pulpar para favorecer un sellado biológico en la zona del periápice.

- La presencia de una microflora endógena, que está presente a diferentes niveles del conducto depende de la patogenicidad, la cantidad, complejidad y otros factores tales como microorganismos, del huésped y del tiempo.

- La instrumentación mecánica propiamente tal se debe complementar con la parte química, que considera el uso de irrigantes que brindan una limpieza y desinfección efectiva del sistema, respetando tejidos vecinos, además de la medicación, ya que la instrumentación por si sola consigue tal limpieza.

Objetivos generales. (Cohen, 1995)

- Remover la pulpa residual o necrótica (según bio o necropulpectomia), los exudados y restos de medicamentos y/o materiales.
- Remover dentina blanda e infiltrada que si permaneciera en el conducto radicular, impediría la acción a distancia de los medicamentos o de sustancias que se emplean como curación temporaria en las necropulpectomías.
- Alisar las irregularidades del conducto, obstrucciones y calcificaciones.
- Aumentar la superficie de contacto dentinario con las soluciones medicamentosas usadas durante la irrigación o entre sesiones.
- Incrementar la permeabilidad dentinaria a los medicamentos: Obtener una forma de conveniencia que permita alojar un material de obturación radicular de la forma más eficiente.

Consideraciones clínicas para PBM en conductos curvos:

1.-Evitar la instrumentación agresiva: No forzar el instrumento en el conducto, sobre todo con rotación, ya que podemos provocar alteraciones morfológicas tales como escalones, perforaciones o transportación del foramen, además de una posible fractura del instrumental.

2.-Evitar el modelado excesivo de los conductos: Se debe considerar que en las curvas existe una parte convexa o dirección anticurva (zona de seguridad) y una parte cóncava (zona de peligro), esta debe evitar debilitarse en exceso y así evitar perforaciones laterales.

3.- Evitar pérdida de longitud de trabajo: La obtención y mantención de la LT se ve dificultada en los conductos curvos.

4.- Precurvar las limas con exactitud, cuando la técnica lo exija.

Accidentes durante la PBM:

La terapéutica de los procedimientos endodónticos, al igual que otras disciplinas de la odontología, en ocasiones, se relaciona con circunstancias imprevistas e indeseables.

Los accidentes durante la terapia endodóntica pueden definirse como aquellos sucesos infortunados que ocurren durante el tratamiento, algunos de ellos por falta de una atención debida a los detalles y otros por ser totalmente imprevisibles.

A.- Fractura de los instrumentos: La flexibilidad y resistencia limitadas de los instrumentos intrarradiculares junto con su empleo inapropiado, debido generalmente a un desconocimiento de sus propiedades y capacidades del material de fabricación, causan la fractura del instrumento. El esfuerzo realizado al momento de traccionar los instrumentos para retirarlos, una sobrecarga, o sobrepasar el torque puede hacer que se fracturen. Otra causa es el empleo de instrumentos sobrecargados o fatigados.

B.- Perforaciones radiculares apicales: Se forman a través del agujero apical o por el cuerpo de la raíz misma. Se producen por una incorrecta determinación de la longitud de trabajo. Es detectada cuando se produce una aparición de hemorragia fresca en el conducto o visualizada en los instrumentos, además de la presencia de dolor durante la limpieza de un conducto en un paciente antes asintomático, y la pérdida repentina del tope apical.

C.- Perforaciones radiculares laterales: Pueden originarse como una falsa vía que continúa siendo manipulada, por lo que para evitar este tipo de perforaciones se debe evitar la formación de vías fuera de la anatomía del diente y observar el grado de curvatura, calcificación y la flexibilidad de los instrumentos que se utilizan en el conducto.

D.- Sobreinstrumentación: Corresponde al ensanchamiento de la constricción apical y se produce debido a un error en la conductometría, al mal uso de las técnicas de PBM o a la pérdida de la referencia coronaria.

E.- Hombros y escalones: Se crea un escalón cuando habiendo perdido la longitud de trabajo, se continúa con la preparación. Dentro de las principales causas de formación de escalones se incluye la falta de acceso en línea recta, preparación de un conducto lejos de su longitud de trabajo, incapacidad para superar la curvatura del conducto, sobreagrandamiento de conductos curvos y empacado de desechos en la porción apical del conducto.

F.-Transportación: Fenómeno que ocurre dentro del conducto radicular al utilizar un instrumento precurvado, que puede desgastar una pared radicular más que otra al tratar de rectificarse. Esto determina el debilitamiento de una de las paredes y transporta el eje del conducto, además provoca que el diámetro apical sea mayor que en el resto del conducto y por lo tanto no quede bien obturado.

IRRIGACIÓN:

La irrigación tiene como objetivos: el lavado de los residuos, la disolución hística, ejercer una acción antibacteriana y lubricar el conducto radicular. Los irrigantes son auxiliares importantes que alteran la dentina para facilitar el agrandamiento de los conductos radiculares, eliminando los desechos luego de que las limas aflojan materiales dentro de los conductos.

Entre las propiedades ideales de un irrigante se consideran que sean solventes de tejidos o residuos en los lugares inaccesibles a los instrumentos; el irrigante puede disolver remanentes del tejido para permitir su eliminación. Los irrigantes presentan una baja toxicidad, por lo que se consideran no agresivos para los tejidos periradiculares, poseen una baja tensión superficial, propiedad que se relaciona con la capacidad del irrigante de fluir a las áreas inaccesibles, son también lubricante, por lo que ayudan a que los instrumentos se deslicen dentro del conducto. Producen una desinfección del conducto. Eliminan la capa de residuos, esta capa se constituye de microcristales y partículas orgánicas de desecho diseminadas en la pared del conducto después de la preparación. Entre otras propiedades son de fácil disponibilidad, costo moderado, tiempo de vida adecuado, fácil almacenamiento y pueden neutralizarse con facilidad en el conducto.

La elección de una solución para irrigar un conducto radicular no debe ser aleatoria, sino que debe existir una correspondencia entre las acciones particulares de una sustancia, las condiciones del conducto radicular en particular y el momento en que se aplica.

En nuestro estudio utilizaremos como irrigante el Hipoclorito de Sodio y Glyde, cuya fórmula se basa en las sustancia quelantes. A continuación revisaremos ambos.

Hipoclorito de Sodio:

El hipoclorito de sodio ha sido usado como irrigante intraconductos para la desinfección y limpieza por más de 70 años. Se le ha reconocido como agente efectivo contra un amplio espectro de microorganismos patógenos: Gram positivos, Gram negativos, hongos, esporas y virus, incluyendo el Virus de inmunodeficiencia adquirida.

A mayor dilución, menor poder desinfectante pero también menor irritación por lo que se ha recomendado diluir al 2.5%, al 1% (Solución de Milton) o al 0.5% (Líquido de Dankin, neutralizado con ácido bórico). El porcentaje y el grado de la disolución están en función de la concentración del irrigante.

El hipoclorito de sodio a concentración inferior a 2.5% elimina la infección, pero a no ser que se utilice durante un tiempo prolongado durante el tratamiento, no es bastante consistente para disolver los restos pulpares. Algunos investigadores han reportado que el calentamiento de la solución de hipoclorito de sodio produce una disolución de los tejidos más rápidamente.

La eficacia de la disolución del hipoclorito de sodio se ve influida por la integridad estructural de los componentes del tejido conjuntivo de la pulpa. Si la pulpa está descompuesta, los restos de tejido blando se disuelven rápidamente. Si la pulpa está vital y hay poca degradación estructural, el hipoclorito sódico necesita más tiempo para disolver los restos, por lo que se

debe dejar un tiempo para conseguir la disolución de los tejidos para conseguir la disolución de los tejidos situados dentro de los conductos accesorios.
Las soluciones de hipoclorito de sodio exhiben un equilibrio dinámico de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\mathbf{NaOCl \text{ -------> <------- } NaOH + HOCl + Cl_2}$$

- Análisis e interpretación de la ecuación que explica las acciones del hipoclorito de sodio:

1. El hidróxido de sodio es un potente solvente orgánico y de grasa formando jabón (saponificación), también le da elevada alcalinidad.

2. El ácido hipocloroso es además de un solvente de tejido, un potente antimicrobiano por liberar cloro naciente que se combina con el grupo amina de las proteínas formando cloraminas que actúan como desnaturalizantes y desinfectantes. El oxígeno actúa como desodorante y decolorante. Este ácido actúa por oxidación de grupos sulfidrilos de los sistemas enzimáticos de las bacterias alterando su metabolismo. El ácido hipocloroso (HOCl) sufre una descomposición por acción de la luz y del calor liberando cloro libre y secundariamente oxígeno naciente:

$$\mathbf{2HOCl \text{ -------> } O_2 + OH_2O + Cl_2}$$

3. Las acciones del ácido hipocloroso dependen de su pH. En un medio ácido o neutro predomina la forma ácida no disociada (Inestable y más activa). En medio alcalino, prevalece la forma iónica disociada (Estable y menos activa). Por este motivo la vida de almacenaje de las soluciones de hipoclorito de sodio con pH elevado son más estables que las de pH próximo al neutro (Solución de Dakin) que tienen una vida útil más corta.
La solución de hipoclorito de sodio tiene baja tensión superficial, menor que la del agua.

4. Neutraliza los productos tóxicos porque actúa sobre las proteínas.

5. Es bactericida porque libera cloro y oxígeno naciente.

6. Tiene un pH alcalino. Neutraliza la acidez del medio transformándolo en impropio para el desarrollo bacteriano.

7. Deshidrata y solubiliza las proteínas, transformándolas en fácilmente eliminables.

8. No irrita los tejidos vivos (Solución de Dakin) y las soluciones más concentradas pueden ser usadas en dientes necrosados con o sin lesiones periapicales.

9. Es un agente blanqueador. Es una fuente potente de agentes oxidantes.

10. Es un agente desodorizante por actuar sobre los productos de descomposición.

11. Tiene una tensión superficial baja, lo que permite un mejor contacto con las superficies dentarias.

- Desventajas del Hipoclorito de Sodio:

  - Produce corrosión de los instrumentos endodónticos.
  - Presenta inefectividad frente a algunos microorganismos.
  - El hipoclorito no diferencia entre tejido vital y tejido necrótico al contacto con el tejido periapical.
  - Puede provocar problemas al paciente, como quemaduras, reacciones alérgicas, etc.

- Consideraciones clínicas del Hipoclorito de Sodio:

El hipoclorito de sodio no es capaz de remover el barro dentinario y dentro del conducto disminuye sus propiedades. Su acción solvente dependerá del promedio entre la cantidad de solución y de tejido. Las fibras colágenas de la matriz de predentina son atacadas por el hipoclorito.
Numerosos estudios han demostrado que el aumento de la temperatura potencia el efecto de disolver el tejido colágeno necrótico y poder bactericida, pero recordemos que el aumento de la temperatura del hipoclorito hará menos estable la solución.
El hipoclorito de sodio podría no ser removido del conducto radicular, pero debido que puede precipitar con el tiempo y formar sales de cloruro de sodio, se recomienda que la última irrigación sea efectuada con suero fisiológico previniendo cualquier problema.

- Indicaciones del Hipoclorito de Sodio:

Clínicamente el se indica en necropulpectomias y durante toda la PBM.

QUELANTES.

Se denominan quelantes a las sustancias que tienen la propiedad de fijar los iones metálicos de un determinado complejo molecular. La quelación es por lo tanto un fenómeno fisicoquímico por el cual ciertos iones metálicos son secuestrados de los complejos que forman parte sin constituir una unión química con la sustancia quelante, aunque sí una combinación.

Indicaciones de los Quelantes.

Las soluciones quelantes están indicadas para la preparación biomecánica de los conductos atrésicos o calcificados, siendo prácticamente inocuos para los tejidos apicales y periapicales.

Son recomendados tanto para los casos de biopulpectomía como para las necropulpectomías. A pesar de los excelentes resultados obtenidos con estos productos en cuanto a la limpieza de los conductos radiculares, no se indican solos como solución irrigadora, sino que como un auxiliar para el ensanchamiento de los conductos atascados con dentina, calcificados o ambas cosas.

Los Quelantes son útiles en la localización de conductos de difícil acceso, para lo cual se sella la cámara entre dos sesiones consecutivas, actuando en la dentina menos calcificada de los orificios, el reblandecimiento nos permite localizar posteriormente el conducto con la punta del explorador.

Soluciones Quelantes de uso más frecuente:

Entre las soluciones quelantes utilizadas con mayor frecuencia para la irrigación se incluyen EDTA, EDTAC, Rc prep. y Glyde

EDTA: **(Ácido Etilendiaminotetracético)**. Nygaard Ostby sugirió primero la utilización del EDTA para la limpieza y ensanchamiento del conducto. La forma de presentación es en solución acuosa al 17% y pH = 7.3. La gran afinidad al calcio, especialmente en un medio alcalino y en ausencia de otros metales vuelve al EDTA un excelente descalcificador con pH biológicamente tolerable por los tejidos.

Propiedades Físicas y Químicas:

- Comienza a actuar a los 5 minutos después de ser colocado.
- Tiene actividad autolimitante (se satura de calcio a las 48 horas)
- Sellado en el conducto durante 24 horas, produce una óptima limpieza de las paredes dentinarias.
- La acción desmineralizadora es lenta, y es poco probable que cause descalcificación durante la PBM.
- El pH de EDTA aumenta 4 a 7.5 veces, incrementando la capacidad de quelación de iones calcio. El pH óptimo para obtener la máxima eficacia desmineralizante sobre la dentina, es entre 5.0 y 6.0.

GLYDE: Acondicionador, cuya fórmula es una combinación de ácido etilendiamino tetraacético (EDTA) y peróxido de carbamida en una base hidrosoluble.
El EDTA quela las sales de calcio de las áreas calcificadas dentro del canal radicular para facilitar el uso de las fresas. La base de óxido de polietileno utilizada actúa como lubricante para facilitar la excavación del canal radicular mediante instrumental rotatorio y manual.

Indicaciones de uso:

Se presenta en dispositivos en forma de gel de dosis única, con una punta aplicadora especial para depositarlo, se utiliza para la limpieza química y mecánica durante la preparación de conductos radiculares, permite una acción limpiadora que facilita la eliminación del tejido vital y necrótico de la pulpa, se ha diseñado para su uso como irrigación endodóntica mediante la combinación con soluciones de hipoclorito de sodio, produciendo la formación de burbujas de oxígeno, por la liberación de este a partir del peróxido de carbamida.

Además, acondiciona la superficie del canal interno para la penetración de otros medicamentos utilizados en endodoncia, al limpiar de forma más completa el canal y los túbulos de dentina abiertos.

Contraindicaciones:

1.- No debe utilizarse fuera del sistema del canal radicular ni en tejidos blandos.
2.- No debe inyectarse bajo presión dentro del conducto radicular.
3.- No se debe utilizar fuerza excesiva en su aplicación.
4.- Una dosis es suficiente para realizar una endodoncia en un diente con múltiples conductos.
Desechar los aplicadores de dosis única, después de cada uso para evitar la contaminación cruzada.

Presentación comercial de Glyde
Imagen Nº

CONFIGURACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES

Para comprender la problemática que representa un conducto curvo, primero debemos conocer su anatomía, para así tener bases con respecto a la aplicación de las distintas técnicas de instrumentación en dichos conductos.

Ingle clasificó las curvaturas de las raíces en: Curva apical, curva gradual, curva en forma de hoz o defalcación, dislaceración o doblez angular abrupto y curva en forma de bayoneta o doble curvatura.

A pesar de las numerosas configuraciones de conductos que existen en las raíces de los 32 dientes los sistemas de conductos se clasifican en 4 tipos (según Waine)

Tipo I: Conducto único desde la cámara al ápice.

Tipo II: Los conductos separados abandonan la cámara, pero se reúnen a corta distancia del ápice para formar un único conducto.

Tipo III: Los dos conductos separados abandonan la cámara y salen por la raíz de dos foraminas apicales separados.

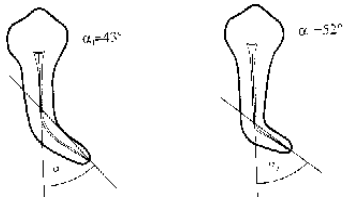
Tipo IV: El conducto que abandona la cámara de la pulpa se divide a corta distancia del ápice, formando dos conductos separados con las correspondientes foraminas apicales.

A manera de estandarizar al máximo las muestras a utilizar en nuestra experimentación y eliminar variables que no estan sometidas a estudio en nuestra tesis, hemos utilizado la técnica de estandarización de las curvaturas radiculares desarrollada por Schneider en su comparación de la preparación en conductos rectos y curvos en 1971.

En su estudio Schneider, en orden de estandarizar la curvatura de las raíces de dientes uniradiculares, desarrolló un sistema en el cual radiografió todas las raíces en sentido vestibulolingual y mesiodistal. Trazó una línea en cada radiografía paralela al eje mayor de la raíz: Trazó una segunda línea desde el foramen apical hasta la intersección con la primera, en el punto donde el conducto comienza a dejar el eje mayor del diente. El ángulo agudo formado por ambas líneas fue medido y así se dividieron las raíces en tres grupos, basados en el grado de curvatura:

- Dientes Rectos: 5º o menos
- Curvatura moderada: 10 a 20º
- Curvatura severa: 25 a 70 º

Técnica de Schneider
Imagen Nº



ANATOMÍA PRIMER MOLAR INFERIOR

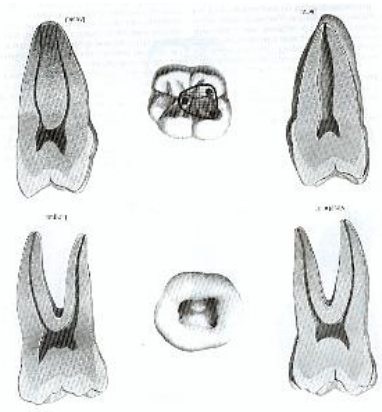
Los cuerpos de prueba en este estudio comparativo solo incluyen a los primeros molares inferiores, por lo cual, conocer su anatomía es de suma importancia.

Cámara pulpar: Este diente presenta su cámara pulpar aproximadamente cúbica, pero con tendencia a la forma triangular a medida que nos aproximamos a su piso. El techo presenta tantas concavidades cuantas son sus cúspides, y por lo tanto hay tres vestibulares y dos linguales. La pared mesial, acentuadamente convexa, dificulta, a veces, la localización de los conductos mesiales. Durante el acto de la abertura coronaria debemos eliminar esa convexidad, realizando lo que por conveniencia se llama "desgaste compensatorio". El piso de la cámara tiene forma triángular con el vértice hacia distal, donde se sitúa la entrada del conducto distal. Su base mayor, en consecuencia vuelta hacia mesial, presenta a nivel de sus ángulos depresiones que corresponden a las entradas de los conductos radiculares, mesiovestibular debajo de la cúspide correspondiente y mesiolingual, que corresponde aproximadamente al surco central.

Conducto radicular: El primer molar inferior presenta dos raíces perfectamente diferenciadas y separadas en la gran mayoría de los casos. Por excepción puede tener una tercera raíz, dispuesta por separado a la la altura distolingual. De acuerdo a Hess, en el 78% de los casos este diente presenta tres conductos, dos mesiales y uno distal.

Conducto distal: De abertura infundibuliforme, se presenta achatado en sentido mesiodistal, amplio, largo y recto en el 73,54% y con una desviación hacia distal en el 10,5% de los casos. Esta desviación no ofrece dificultades técnicas para el tratamiento, ya que la tendencia del instrumento es la de dirigirse hacia aquella dirección

Conductos mesiales: únicos, atrésicos, largos y redondeados. Presentan una curvatura hacia distal, en el 79% de los casos, lo que dificulta la instrumentación, a lo que se suma la acentuada convexidad de la pared mesial de la cámara pulpar. La trayectoria inicial de estos conductos es de distal hacia mesial. A nivel aproximado de su tercio medio o apical, presentan la curvatura entes mensionada.



Anatomía de conductos
Imagen Nº

Estos conductos pueden presentar las siguientes formas:

a) Con trayectoria paralela e independiente, terminando en dos foraminas;
b) Con trayectoria convergente en sentido apical, terminando en un único conducto;
c) Conducto único y amplio (en los jóvenes).

ESTANDARIZACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS

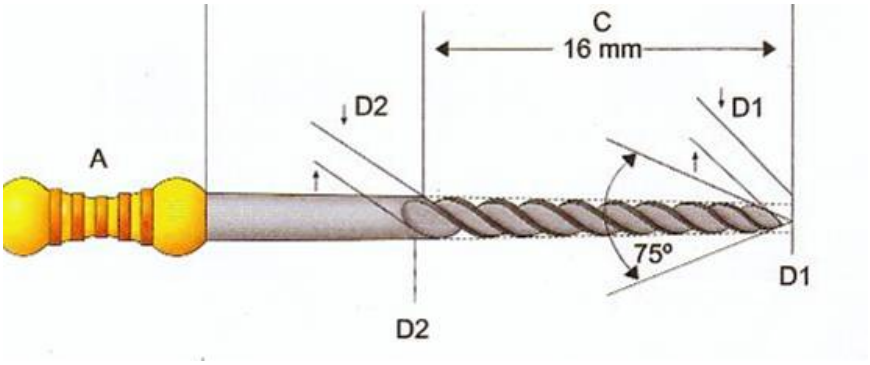
Desde los inicios de las técnicas endodónticas se ha tratado de buscar mediante estudios, la forma de llegar a instrumentos que permitan desarrollar convenientemente la preparación de los conductos radiculares. Al principio de esta ciencia cada fabricante estipulaba el diámetro y la longitud de los instrumentos, de tal manera que la lima ofrecida por una industria específica no correspondía, en términos de numeración y serie a la de otro fabricante, no existiendo consenso sobre la forma, el tipo y características de la parte activa de los instrumentos, por no poseer criterios preestablecidos para su fabricación.

Teniendo en consideración esta problemática que estancaba la evolución de los instrumentos, fue que en el año 1958, en la segunda conferencia internacional de endodoncia que Grossman, Ingle y Levine, presentaron una contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodontica, sugiriendo que los instrumentos y conos endodónticos se fabricarían según normas preestablecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones en la conicidad, así como otros parámetros dimensiónales.

En el año 1962 por sugerencia de la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E) se formó un equipo de trabajo en la que participaron fabricantes, y cuyo resultado final fue la propuesta de especificaciones para esa estandarización, orientando y alterando discretamente la sugerencia original de Ingle. Este trabajo pionero de la A.A.E. alcanzó esferas internacionales, dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO). No obstante, en Enero de 1976, fue que la Asociación Americana de Estandarización aprobó la "Especificación nº. 28", la cual presenta normas para la fabricación de limas y ensanchadores, luego en marzo de 1981, fueron divulgadas las normas finales de la Especificación nº 28 siendo entonces definida la estandarización internacional para esos instrumentos.

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir estos nuevos instrumentos, que fueron conocidos como instrumentos tipo K, siendo también los más copiados en el mundo. Estos se caracterizan por que la parte activa del instrumento se inicia en su punta y se denomina D1, se extiende hacia el cabo y se finaliza en su base, denominada D2. El diámetro D2 en la base de la parte activa debe medir 0.32 mm. más que el diámetro D1, correspondiente a la punta de la parte activa, ya que el aumento estándar de conicidad de D1 para D2 es de 0.02 mm. por milímetro de la parte activa y su extensión debe ser, como mínimo, de 16 mm. las longitudes totales de los instrumentos son de 21, 25, 28 y 31 mm.

La codificación en colores de los mangos plásticos facilitaría la identificación de los instrumentos, y se ofrece en el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la serie 1ª, serie (15 a 40), 2ª, serie /45 a 80) y 3ª serie (90 a 140) respectivamente.



Diseño esquemático características del instrumento estandarizado.
Imagen Nº

Otras recomendaciones fueron adoptadas, basadas en las especificaciones nº 28 especialmente la que recomienda para las limas tipo Hedstoen, además de la parte activa de 16 mm. como mínimo, conicidad estándar de 0.02 mm. por mm. de longitud, diámetros estandarizados de D0, D3 y D16. El aumento de diámetro de la punta de la parte activa (D1/D0), equivalente a 0.05 mm. entre las limas de nº 10 a 60. En las limas de nº 60 a 140 ese aumento es equivalente a 0.10 mm, siendo en los instrumentos especiales 0.6, 0.8 y 10, equivalente a 0.02 mm.

Con el avance de investigaciones en el campo de la endodoncia, se llega al concepto de la preparación en sentido corona/ápice, esta orientación básicamente consistiría en la ampliación inicial de los tercios cervical y medio del conducto radicular, seguida de la irrigación copiosa con solución de hipoclorito de sodio, previamente a la posterior instrumentación de su tercio apical. Esto cambiaría el viejo concepto de instrumentación del conducto radicular practicado durante 140 años, motivo por el cual pasó a ser fundamental para el surgimiento de nuevos instrumentos que fueran capaces de proporcionar la mejor calidad de los tratamientos. Para esto la fabrica Kerr crea la lima K-Flex, la cual ofrece nuevas numeraciones de los instrumentos independientemente del tipo y las dimensiones de la punta en su parte activa, representado en centésimos de milímetros.

Los instrumentos de níquel- titanio accionados por sistemas electromecánicos también presentaron variaciones en sus características. Estos instrumentos presentan limas que, además de las alteraciones en el “desing”, o sea, en la conformación de su parte activa, (cuando son comparadas con las ya estandarizadas), ofrecen también un mayor aumento de la conicidad por milímetro de longitud de su parte activa desde la punta hacia su base, en relación a los instrumentos estandarizados.
Según las especificaciones nº 28 y 58, la conicidad es estandarizada para las limas tipo k y para las limas Hedstroen en 0.02mm por milímetro de longitud de la parte activa, sin embargo no obedeciendo a estas normas de estandarización, las nuevas limas de níquel- titanio accionadas con motor, originariamente presentan mayor conicidad en la parte activa, o sea, aumentos de 0.03 – 0.04 – 0.05 - 0.06 – 0.08 – 0.10 y 0.12mm por milímetro de longitud. De esta forma, una lima de níquel-titanio con 0.03mm de aumento de conicidad (taper), tendrá en el diámetro D1 0.25 mm y en el diámetro D3 0.73mm.
De la misma forma, una lima con 0.04mm de aumento de conicidad por milímetro de longitud de la parte activa tendrá, en el diámetro D3, 0.89mm, mientras una lima con 0.06mm de conicidad tendrá en el D3, 1.21mm de diámetro.

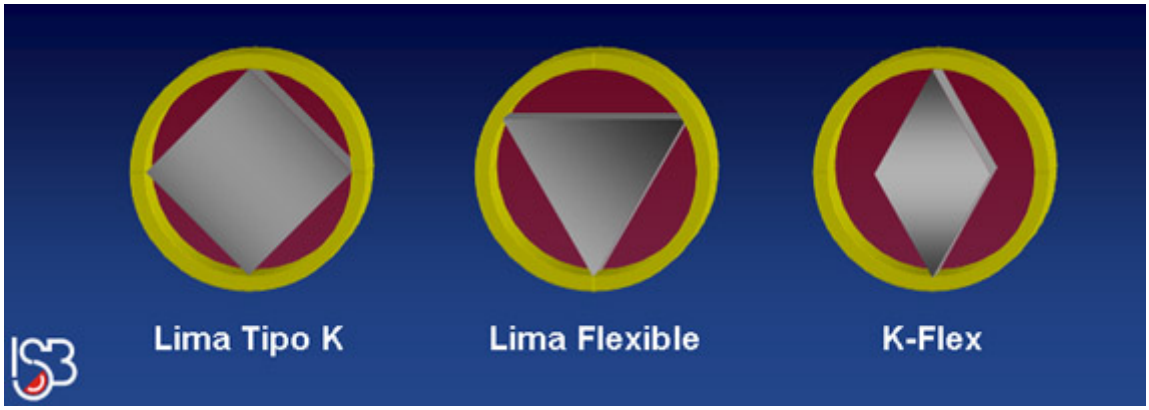
La fabricación de instrumentos con diferentes conicidades cambió el concepto de la instrumentación de conductos radiculares, particularmente los atrésicos y los curvos. Como consecuencia de esa mayor conicidad, solamente una porción de la parte activa del instrumento (plano de contacto) entra en contacto en la pared dentinaria. Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento, con menor riesgo de fractura.

CARACTERÍSTICAS DEL INSTRUMENTAL MANUAL DE ACERO INOXIDABLE, UTILIZADO EN PBM EN CONDUCTOS CURVOS

La mayoría de los errores de procedimiento y accidentes operatorios ocurren especialmente en conductos curvos y tiene una relación directa con la rigidez de los instrumentos endodonticos de acero inoxidable. Estos instrumentos son pocos flexibles y a medida que se incrementan sus calibres se tornan más rígidos, dificultándose el recorrido de las curvaturas de los conductos.

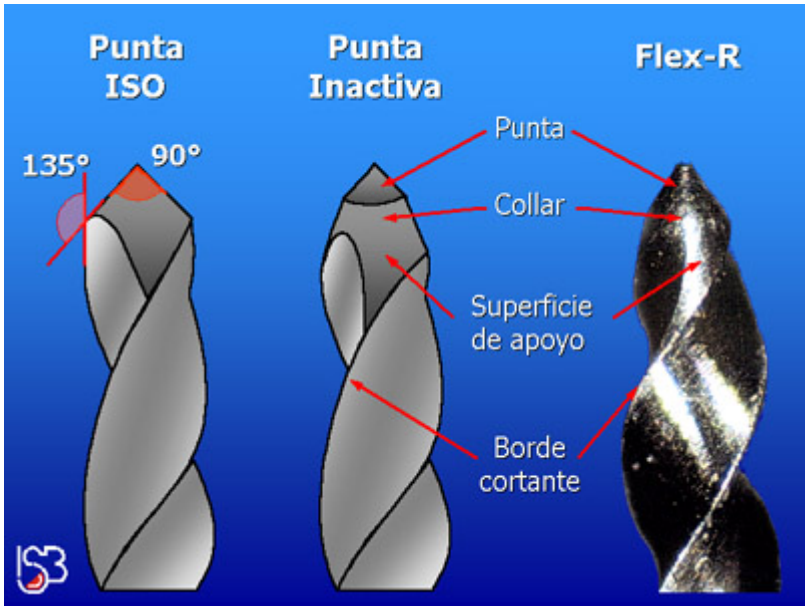
Los fabricantes han intentado resolver estos problemas mediante la introducción de diferentes variaciones en el diseño de los instrumentos:

1.- Aumento de la flexibilidad a través del diseño: Una variante de sección permitió a las limas ser más flexibles. Se reemplazó la sección cuadrangular de las limas tipo K por una sección triangular y romboidal, que le confieren mayor flexibilidad, por disminución de la masa por un unidad lineal. Permiten además una mejor remoción de restos, debido en gran parte a la disminución de superficie, que supone el paso de sección cuadrada a sección triangular y romboidal. Estas limas no se diseñan de acuerdo con modelos nacionales o internacionales, sino que su designación de tamaño sigue a menudo las especificaciones para las limas K o las limas H



Sección transversal limas manuales
Imagen Nº

2. Inactivación de las puntas: La parte activa de la punta corresponde al llamado "ángulo de transición", que es la unión de la punta propiamente dicha con la primera espira cortante. Este ángulo (si es agudo), al apoyarse sobre las paredes de los conductos ejerce una acción de corte, siendo esto junto con el movimiento la causa principal del transporte de la pared externa durante la instrumentación. Si por el contrario ese ángulo se redondea, el efecto indeseado de deformación del conducto se reduce de forma considerable. Hay dos tipos de puntas inactivas según el fabricante: Flex-R (Moyco) y Punta Baat (Maillefer). Sin embargo, la punta inactiva parece dificultar la progresión hacia apical de los instrumentos dentro del conducto, determinando un enlentecimiento de la técnica y una tendencia a producir bloqueos apicales. Para evitar este inconveniente se deben ejercer maniobras de permeabilización intraconducto cuando se utiliza este tipo de instrumento con movimiento de rotación, por ejemplo, en técnica de fuerza balanceada.



Inactivación de la punta
Imagen Nº

Limas tipo K: Este instrumento presenta sección transversal cuadrangular, se fabrica retorciendo un vástago piramidal de cuatro lados. Son resistentes moderadamente flexibles y presentan espiral de paso corto (1.5 a 2.5 estrías por mm.). Están indicados en conductos curvos, atrésicos y normales. Se utiliza con movimientos de intrusión y extrusión. Actúan ensanchando y regularizando las paredes. Tienen punta activa.

Lima K
Imagen Nº

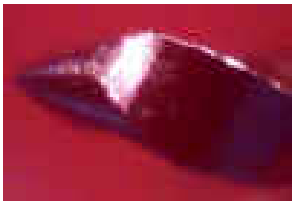
Limas Flexofile: Este instrumento se fabrica retorciendo un vástago de sección transversal triangular. Posee una punta no cortante lo que asegura la integridad del conducto endodóntico. Presenta 1.81 ranuras por mm. de longitud, con lo que presenta gran eficiencia de corte. Es altamente flexible. Puede ser usada en conductos curvos y rectos.

Lima Flexofile
Imagen Nº

Limas K-Flex: Este instrumento se fabrica retorciendo un vástago de sección transversal romboidal, presentando solo dos cuchillas con acción de corte y la otras dos no activas. Tienen acción de remoción de dentina, permitiendo acumular dentina cariada en los espacios entre cuchillas, por lo que tienen gran poder de limpieza. Al disminuir el ancho del vástago se consigue un instrumento más flexible que la lima convencional y modifica menos la forma original de un conducto curvo.

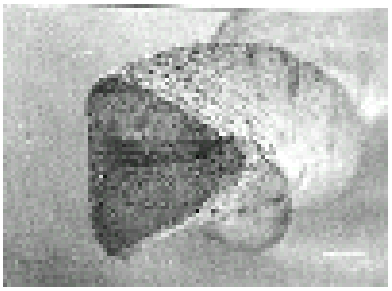
Lima K-Flex
Imagen Nº

Limas Flex-R: Se fabrica a partir de un vástago de sección tranversal triangular, se asemeja a un instrumento helicoidal. Es de punta inactiva y tiene una alta flexibilidad. Se puede utilizar con movimiento rotatorio antihorario y también con movimiento de limado convencional.



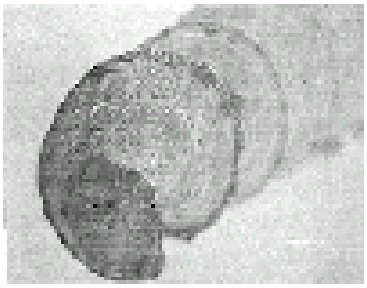
Limas Flex-R
Imágenes Nº y

Limas Triple-flex: Las nuevas limas de acero inoxidable para endodoncia de Kerr son instrumentos de forma triangular diseñados para la obtención de flexibilidad con seguridad. El entorchado proporciona el corte agresivo y remoción de dentina que se requiere, sin sacrificar la estabilidad del instrumento. A diferencia de las limas torneadas, la Triple-Flex es altamente resistente a la rotura, aún en situaciones de gran tensión.



Lima Triple-Flex
Imagen Nº

Limas Hedstroem: Se fabrica a partir de un vástago de sección circular. Presenta ranuras que se producen por mecanización de una hélice única en el vástago del metal, produciendo una serie de conos superpuestos que aumentan de tamaño desde la punta al mango. Estos conos le otorgan una gran capacidad de corte, permitiendo alisar las paredes de dentina con mayor rapidez que las limas tipo K y los escariadores. Se utiliza con movimientos de intrusión y tracción a dos tercios de la longitud de trabajo.



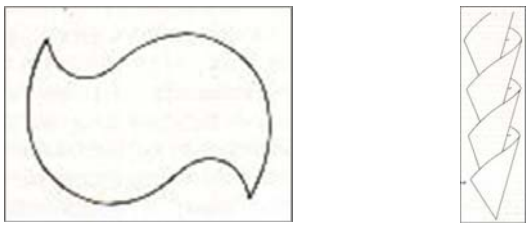
Lima Hedstroem
Imagen Nº

CARACTERÍSTICAS DEL INSTRUMENTAL MANUAL DE NÍQUEL TITANIO, UTILIZADO EN PBM EN CONDUCTOS CURVOS.

Lima Ultra Flex (Teseed): Es de níquel titanio tipo K acordonada. Las estrías son menos agudas que las complementarias de acero y suelen estar enrolladas sobre la punta.

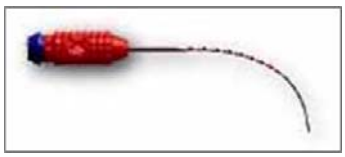
Lima Sureflex (Caulk/Dentsply): Es una de los últimos instrumentos presentados por Maillefer. Son limas manuales de NiTi que combinan la asombrosa flexibilidad del niquel-titanio con la habilidad de corte del acero inoxidable. La flexibilidad no es la única razón para probar estas limas. Esta lima ofrece un poder de corte superior a otras limas NiTi. Tienen una geometría en su masa con un coeficiente constante de flexibilidad a través de todos los tamaños. En otras palabras estas limas están diseñadas para ser poco flexibles en números pequeños, permitiendo al dentista llegar al ápice, mientras que son flexibles en tamaños grandes para moverse a través de conductos severamente curvos.

Limas Unifile: Fabricadas por McSpadden, de un alambre redondo cortando dos superficies para producir las espiras en una doble hélice. Se asemejan a la lima Hedström en apariencia pero son menos susceptibles a la fractura, pero son menos eficientes. Poseen la acción cortante tanto de una lima como de un ensanchador.



Limas Unifile
Imágenes Nº y

Lima Hyflex X-file (Hygienic Corp): Lima de níquel titanio tipo Hedstrom de doble hélice.



Lima Hyflex
Imagen Nº

Lima Mity Turbo (JS Dental): Lima de niquel titanio tipo hedstrom con doble hélice mas estrecha que la Hyflex X-file. Esta lima es mucho menos eficaz para trabajar.

CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES DEL NÍQUEL TITANIO.

Generalidades

A lo largo de los años, con la intención de permitir un tallado preciso y menos iatrogénico del conducto radicular se han desarrollado nuevas técnicas de PBM, nuevos diseños de instrumental y mejores materiales, que tienen características más apropiadas para el trabajo en el conducto, es así como después de años de trabajar con acero inoxidable, la aparición del níquel titanio marcó un antes y un después en la calidad del tratamiento endodóntico.

Los instrumentos de Acero Inoxidable de última generación, tuvieron grandes modificaciones para optimizar la calidad del corte y la conservación de la forma del conducto, eliminando la menor cantidad de tejido sano posible, para esto se modificó su sección transversal, el ángulo, profundidad de las espiras y el diseño de punta. Sin embargo en 1962 Buehler descubre una nueva aleación a base de Níquel-Titanio (NiTi), que recibió el nombre de NITINOL. Si bien esta aleación, hasta entonces de uso naval, expandió los horizontes para la odontología hasta límites que aún no se terminan de apreciar.

El NiTi, es una clase de aleación que pertenece al grupo de las aleaciones con memoria de forma, la cual se da por una transformación termoelástica del material. Las extraordinarias propiedades, como la memoria de forma y la superelasticidad pueden ser modificadas alterando la composición del material, su funcionamiento mecánico y sometiéndolo a tratamientos térmicos.

Historia

EL conocimiento de aleaciones con memoria de forma comienza el año 1932, cuando Chang y Read observaron la transformación de memoria de forma en AuCd. Estudios similares se realizaron en la misma aleación y en CuZn hasta el año 1951, pero no fue sino hasta 1962 que Buehler y colaboradores descubrieron el efecto en NiTi equiatómico, entonces comenzaron a ser estudiados sus potenciales usos prácticos; así es como en los 10 años siguientes varios productos comerciales salieron al mercado. Los estudios al respecto han continuado en forma creciente hasta estos días, aumentando también la cantidad de productos que utilizan esta aleación.

Características de la aleación

I. Características del Titanio: El titanio es el noveno elemento, y el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre y está presente en la mayoría de los minerales.

- Propiedades Físicas: Posee una baja densidad, alta temperatura de fusión, bajo calor específico, bajo coeficiente de dilatación y muy baja conductibilidad térmica.

- Propiedades Químicas: Es un elemento altamente reactivo al oxígeno, lo cual le permite crear rápidamente una capa de óxido de casi un 75% del volumen del metal formado, esto lo hace muy impermeable.

- El titanio soporta muy bien el calor húmedo, ácido nítrico y otros ácidos orgánicos, soluciones de cloruros, sulfatos, azufre fundido etc.

En nuestra área de trabajo es importante destacar su buen comportamiento en contacto con el cuerpo humano y sus fluidos, por ser no tóxico, biológicamente compatible con huesos y tejidos, y no inducir la formación de tejido fibroso que impida la formación de nuevo hueso alrededor del metal.

- Propiedades Mecánicas: El titanio tiene distintas propiedades mecánicas según la pureza que presente. Posee una baja resistencia, pero puede ser elevada, aunque eso disminuye su plasticidad, esto se logra a través de la disolución de otros elementos en la red de titanio. Debido a la sensibilidad en el comportamiento del titanio al ser sometido a estos cambios, es necesario realizar cualquier tratamiento térmico al vacío o en una atmósfera inerte.

II. Características Níquel: El níquel es un metal de color blanco grisáceo, fue utilizado de forma impura hasta el año 1751, cuando fue preparado por primera vez por el Barón Cronstedt. Debido a que los minerales niquelíferos son tan pobres, es necesario concentrarlo antes de fundir, esto se realiza en un proceso llamado flotación. Su metalurgia es difícil y compleja y varía según la naturaleza de los metales que le acompañan.

- Propiedades Físicas: El níquel es un metal casi tan tenaz, dúctil y maleable como el hierro, sus propiedades se parecen mucho a las del cobalto aunque es menos ferromagnético.

- Propiedades Químicas: Posee mayor resistencia a la acción del aire que el titanio, es más inerte a la oxidación química, también es más resistente al ataque de ácidos como el clorhídrico y sulfúrico, aunque es fácilmente disuelto por el ácido nítrico. Posee una gran aptitud para formar aleaciones con otros metales

III. Características de la aleación: La aleación de NiTi es un sistema binario de composición equiatómica (Con dos metales en proporción similar, 46 y 54% en limas endodónticas). Es un material muy resistente a la corrosión, presenta excelente biocompatibilidad, fabricable en tamaños muy pequeños, los cuales son requeridos en aplicaciones biomédicas, además de muy buena elasticidad y liberación de fuerzas, lo que le permite realizar esfuerzos que con otros materiales no sería posible.
Presenta un rango de solubilidad adecuado para excesos de níquel o titanio, más que otros metales.

La presencia de Carbono u oxigeno pueden cambiar la temperatura de transformación y producir una alteración en lo que a propiedades mecánicas se refiere, lo cual nos obliga a reducir la presencia de estos elementos en ambientes en los cuales se manipule la aleación.

- Biocompatibilidad: Esta aleación posee una excelente biocompatibilidad entregada por sus componentes, los cuales al formar una unión química fuerte, hacen que el riesgo de reacción así como la sensibilidad de los pacientes al níquel sea baja.

- Resistencia a la corrosión: Esto se debe a las propiedades que aporta el titanio a la aleación, las cuales son mejoradas por el níquel. Estudios de Sakal y colaboradores demostraron corrosión en alambres ortodóncicos de NiTi selectivamente sobre el níquel en las capas superficiales de la aleación, causando microporosidades que se cree tendrían relación con posibles fracturas bajo carga.

Sin embargo esto se contrapone con estudios de 1998 de Youssef y Harkel para evaluar la eficiencia de corte de instrumentos endodónticos de NiTi sumergidos en NaOCl, aquí no se apreció la presencia de microporosidades. El autor explica el fenómeno dando mayor atención a la proporción de la aleación, ya que para los instrumentos endodónticos no es estrictamente equiatómica, como para los alambres de ortodoncia, sino que de 46% de titanio y 54% de níquel. Esto la haría más resistente a la corrosión con cloro.

- Superelasticidad: El instrumental de NiTi presenta un comportamiento superelástico, es decir, se mantiene dentro de su límite elástico en situaciones que causarían deformaciones plásticas permanentes en instrumentos de acero inoxidable. Esta característica de superelasticidad hace que la aleación tenga mayor resistencia a la fractura torsional y posea un extremadamente bajo modulo elástico, (ME = deformación/ fuerza aplicada). Su mayor capacidad de flexión lo hace un instrumento relativamente ideal para trabajar en conductos curvos, minimizando la transportación en ellos.

- Fatiga Cíclica: Los instrumentos de acero inoxidable usualmente se deforman de forma permanente previo a la fractura, lo que da la oportunidad al operador de prever la separación del material. Sin embargo, los instrumentos de NiTi sufren de Fatiga Cíclica, lo que implica que pueden fracturarse antes de sobrepasar su límite elástico sin llegar a la deformación permanente. La fatiga cíclica se explica a través de un mecanismo llamado de "bandas deslizantes", en el cual se producen, repetidamente, fuerzas compresivas – traccionales, estas fuerzas oponen resistencia a la flexión, lo que ocasiona el almacenamiento de energía en el metal.
  Al someter a flexión al alambre la curvatura externa estará siendo sometida a fuerzas traccionales al mismo tiempo que la curvatura interna estará siendo sometida a fuerzas compresivas, encontrando su eje neutral entre ambos extremos. A mayor distancia entre los extremos y el eje neutral, es decir a mayor diámetro del instrumento hay un mayor riesgo de deformación permanente y fractura.
  Los niveles de esfuerzo durante cargas cíclicas son generalmente dependientes de la forma de la curvatura y de las cargas aplicadas. Este esfuerzo es mayor en el área de la curvatura. Mientras más severa sea la torsión, mayor será el stress que sufrirá el instrumento; mientras mayor sea el diámetro del instrumento, y su rigidez, estará expuesto a mayor stress que un instrumento de diámetro más pequeño sometidos a esfuerzo en una curvatura similar

- Memoria de Forma: El NiTi pertenece a la categoría de las aleaciones con memoria de forma. Esta es una propiedad en la cual al eliminar la carga a la cual está siendo sometido un instrumento este recobra su tensión y su forma original.
  Las propiedades metalúrgicas de memoria de forma son el resultado de un cambio de fase, a través de un tratamiento térmico, desde una fase austenítica, más dura y de alta temperatura, a una fase martensítica.

Cuando la aleación está en su fase martensítica se deforma fácilmente a una forma nueva. Sin embargo cuando la aleación es calentada a través de sus temperaturas de transformación, se revierte a austenítica y recupera su forma previa con gran fuerza, este proceso es el denominado memoria de forma (Russell, 1997).

La temperatura a la cual la aleación recuerda su forma de alta temperatura puede ser ajustada por suaves cambios en la composición de la aleación de NiTi. El proceso de recuperación de la forma ocurre sobre un rango de solo unos grados y el comienzo o término de la transformación se puede controlar dentro de un grado o dos si es necesario.

- Comportamiento termomecánico y superelasticidad: Las propiedades mecánicas de las aleaciones con memoria de forma varían notoriamente si superan el rango de temperatura medido en su transformación.

PROPIEDADES DEL SISTEMA	BINARIO BASICO NiTi
Temperatura de Fusión	1300ºC
Densidad	6.45 g/cm³
Resistencia a la corrosión	App. 300 veces superior a aleaciones de acero inoxidable o titanio
Modulo de Young	Austenita: 83 GPa app.
	Martensita: 28 a 41 GPa app.
Temperatura de transformación	-200 a 110ºC

Principales propiedades físicas y mecánicas de la aleación NiTi, (Hodgson, 1997)
Tabla Nº I

Comparación de propiedades entre NiTi y acero Inoxidable

En muchos casos NiTi es utilizado en una aplicación en la cual se ha usado tradicionalmente acero inoxidable. Esto con el fin de aprovechar sus capacidades de superelasticidad y memoria de forma.

PROPIEDAD	NiTi	ACERO INOXIDABLE
Alargamiento recuperado	8%	0.8%
Biocompatibilidad	Excelente	Regular
Módulo de Elasticidad	48 GPa	193GPa
Torqueabilidad	Excelente	Pobre
Densidad	6.45 g/cm³	8.03 g/cm³

Tabla comparativa propiedades físicas Ni-Ti/Acero inoxidable
Nº II

Uso clínico de NiTi en Endodoncia

La principal ventaja de las limas de NiTi es su gran flexibilidad, esta debería en teoría, permitir al clínico abordar, limpiar y modelar conductos curvos con una menor incidencia de transportación, formación de escalones, transportes apicales y perforaciones.
La flexibilidad de estas limas hace posible el uso de la instrumentación mecánica, lo que nos hace esperar un incremento en la eficacia y la velocidad de trabajo. Sin embargo hay consideraciones a tomar en cuenta en relación a su diseño. Las limas para instrumentación mecánica deben diseñarse de modo que prevengan un excesivo enclavamiento de las mismas en las paredes del conducto.

CARACTERÍSTICAS DEL DISEÑO INSTRUMENTAL ROTATORIO DE NITI

Superficie radial o guía lateral de penetración (Radial Land): Los instrumentos que preceden a los de sistemas rotatorios poseen un ángulo de corte que impide que estos giren cuando son presionados hacia el ápice. Para solucionar este problema, los instrumentos rotatorios fabricados con níquel.titanio presentan áreas de contacto desbastadas. De esta forma, se creó lo que se llama en inglés el Radial Land.
El radial land proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, pudiendo traducirse al español como "Superficie Radial" o "Guía Lateral de Penetración".
Este plano de contacto impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice. Permite que al girar el instrumento en el conducto, este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limaje, concurriendo para un menor riesgo de fractura.

Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte: El surgimiento de la superficie radial hace junto al ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea tan intenso. La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan.

Alivio de la superficie radial: Esta representado por la inserción de la superficie de ataque.
Algunos instrumentos rotatorios poseen un alivio observado a través de la su sección transversal.
Este alivio permite un área menos de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción.

Angulo helicoidal: El ángulo helicoidal está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento.
Cuando mayor es el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad. Con un ángulo helicoidal pequeño y con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste, cuando este ángulo es mayor a 45º, el riesgo de que el instrumento se imbrique en las pares es mayor facilitando la fractura. El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35º aproximadamente, que es una graduación que compensa velocidad con efectividad. Los instrumentos mas nuevos presentan ángulo helicoidal variable, donde en el comienzo de la punta activa este ángulo es de 25ª y próximo al D2, este ángulo varía hasta 35ª. De esta manera, el comienzo de la punta activa, que es delgado y fracturable, la eficacia de corte es menos y consecuentemente con mayor riesgo de fractura.

Distribución de la masa metálica: La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea. Tal hecho permite que el instrumento se "acomode" en el conducto radicular distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina y/o que el propio recibe. Este es otro hecho que, además de permitir el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduce el riesgo de fractura.
La mayoría de los instrumentos poseen punta inactiva, de esta manera el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico.

Área de escape: Los instrumentos de níquel-titanio accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como áreas de escape, una vez que estos espacios sirven para recibir las limallas dentinarias, consecuentes de la instrumentación del conducto radicular.

Acabado superficial: La ausencia de un pulimiento físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular, que facilita la fractura del instrumento.

CAUSAS DE FRACTURAS DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS

Las limas endodónticas mecánico-rotatorias realizan movimientos completamente diferentes de los instrumentos manuales. Mientras las limas manuales presentan características de movimiento vectorial vertical (limadura) y otro de rotación (un cuarto de vuelta a la izquierda y/o a la derecha), las limas rotatorias describen un movimiento de rotación continuo (360º) alrededor de su propio eje. Por esta causa las limas rotatorias esta sujetas a dos tipos de esfuerzos, que son las principales causas de fracturas.

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

B.- Fractura por stress y fatiga intrínseca del material (fatiga cíclica): El stress y fatiga intrínseca del material dan por resultado una fractura por flexión y deflexión. Al girar la lima y completar 180º o media vuelta, las moléculas de la superficie de la lima sufren una inversión y pasan a sufrir una expansión. Estos movimientos de contracción y expansión de las moléculas de la superficie ocurren debido a los movimientos de flexión y deflexión de la lima dentro del conducto curvo. Con 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 se dobla y ocurre la fractura, siendo este punto de mayor significancia en relación a la fractura de los instrumentos de níquel titanio. Es importante tener en consideración el número de rotaciones del instrumento dentro el conducto, ya que la fatiga de un instrumento aumenta con el número de rotaciones en el interior de este y con el grado de curvatura del instrumento.

Precauciones para evitar fracturas de instrumentos rotatorios:

1.-Establecer previo al uso de estos instrumentos el grado de curvatura de los conductos ya que en conductos radiculares con curvaturas acentuadas y bruscas, bifurcaciones, curvas en forma de “S”, estos instrumentos deben evitarse.

2.-Evaluar el sobreuso de los mismos; se recomienda que el uso adecuado de cada instrumento es de 5 a 10 veces. Al reutilizarse las limas estas deben ser cuidadosamente evaluadas, de preferencia con una lupa de manera de detectar posibles distorsiones, elongamientos de sus espirales u otras deformaciones, de todas formas la inspección visual no es un método seguro para evaluar las condiciones de un instrumento ya utilizado, debido a que estos materiales sufren de microfracturas en la superficie las cuales no son visibles al ojo humano.

3.-El instrumento debe penetrar siempre girando en el conducto radicular y salir girando. Si el instrumento no avanza en dirección apical, no debe ser presionado. Se recomienda volver al instrumento previamente usado o sustituirlo por el siguiente instrumento de la serie o simplemente por una lima de acero inoxidable.

4.-No sobrepasar el límite máximo de resistencia del instrumento (Límite de fractura), para esto se debe tener presente el torque (El cual controla la fuerza con que la lima gira alrededor de su propio eje), ya que si se utiliza un elevado torque la posibilidad que ocurra un accidente

operatorio es elevada, pero la fractura también puede ocurrir por debajo del limite de resistencia del instrumento. Para solucionar este problema se deben utilizar motores de bajo torque, en los que se puede ajustar el torque por debajo del límite de elasticidad inherente para cada instrumento, algunos sistemas lo hacen automáticamente, según la masa del propio instrumento impidiendo que alcance su límite máximo de resistencia y se fracture.

5.-Realizar en el momento de la instrumentación rotaciones de manera uniforme y constante por segundos, y con movimientos de progresión y alivio durante su introducción en el conducto radicular, nunca quedarse presionando el instrumento en el sentido apical para que este avance mas que 2mm. dejar que el instrumento encuentre su propia trayectoria, o sea, que sea guiado por si mismo y sacarlo solo después de su penetración de 1 a 2mm

6.- Nunca permanecer con el instrumento girando en la misma posición (longitud), pues eso lo llevará al stress y consecuentemente a la fractura.

7.-Tener presente los principios para la utilización de instrumentos rotatorios, donde se preconiza la preparación del conducto radicular en sentido corona/ápice sin presión, de esta forma se muestra una reducción importante en la fractura de los instrumentos.

Ventajas de la instrumentación mecanizada

- Instrumentación más eficiente y precisa.
- Conducto preparado con conicidad aumentada, lo que facilita la técnica de obturación.
- Ahorro de tiempo y mayor rentabilidad de procedimiento clínico endodóntico.
- Menor desgaste fisico del Odontólogo.

PREPARACIÓN BIOMECÁNICA EN CONDUCTOS CURVOS.

Como respuesta a la problemática de la preparación biomecánica en conductos curvos, se han ideado varias técnicas en busca de solucionar sus complicaciones y minimizar los riesgos antes descritos. Se especificará la técnica Crown Down, la cual es base de los conceptos aplicados en los actuales tratamientos con sistemas rotatorios.

Técnica Crown Down:

También llamada Step Down o técnica combinada, permite instrumentar los conductos curvos y proporciona una adecuada forma para la posterior obturación.
La importancia del acceso coronario radica en ensanchar los dos tercios coronarios para no someter a stress los instrumentos a la hora de preparar el tercio apical además en remover todo lo que interfiera la entrada de los instrumentos a los conductos

Se comienza trabajando en los dos tercios coronarios (o hasta el inicio de la curvatura) utilizando fresas Gates Glidden y luego se realiza la preparación del tercio apical del conducto con limas NiTi.
Esta técnica utiliza instrumentos de punta no activa y se puede realizar con instrumentos manuales o rotatorios.

Ventajas:
- Elimina las retenciones coronales del canal, reduce el efecto de curvaturas del mismo y da mejor sensación táctil durante la limpieza y conformación apical.
- Limpia y desinfecta los dos tercios coronales del canal antes de entrar en el tercio apical, por lo que la irrigación se hace más efectiva y profunda. Extrae la mayor parte de la pulpa y los microbios infecciosos antes de llegar al tercio apical, minimizando el riesgo de empujarlos hacia las regiones periapicales.
- La longitud de trabajo es menos susceptible de cambios durante la instrumentación apical porque la curvatura del canal se ha reducido antes de establecer la longitud de trabajo real.

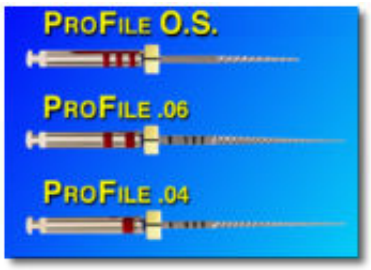
Técnicas con sistemas rotatorios:

1.- MC series.
2.- Sistema Lihg Speed.
3.- Sistema Profile.
4.- Sistema Quantec.
5.- Sistema GT.
6.- Sistema Protaper.
7.- Sistema K3.

Sistema Lightspeed: El diseño, que se asemeja a los escariadores Gates Glidden, incluye una punta piloto no cortante en la mayoría de los tamaños, una cabeza cortante de longitud mínima y un vástago flexible redondo y liso de 23 o 24 mm de largo. Vienen en tamaños del num 20 al 110 incluyendo números intermedios como el num 22.5, el 27.5, etc. hasta el numero 60. Estos instrumentos son operados por una pieza de mano eléctrica o a base de aire con un contrángulo reductor de velocidad para una rotación de 750 a 2000 rpm. Tanto el diseño como su modo de acción hacen que estos instrumentos sean totalmente diferentes de los instrumentos endodónticos convencionales. Por esta misma razón los instrumentos Lightspeed no siguen las normas estandarizadas de los demás instrumentos endodónticos.

Limas Sistema Lightspeed
Imagen Nº

Sistema ProFile: El sistema ProFile viene en diez tamaños y dos tipos de puntas diferentes. La punta estándar es de una conicidad de 0.04 mm/mm de longitud, y también está disponible en tamaño de 0.06 mm/mm. Este instrumento no está clasificado en función de su tamaño según las normas ISO/ANSI, pero el fabricante sí establece dicha norma. Dado que su punta es más grande, el instrumento es algo rígido antes de que la preparación apical sea lo bastante ancha, lo cual limita su uso en los conductos radiculares estrechos y curvos. El grupo ProFile también cuenta con un perforador de orificio. La velocidad de rotación que se utiliza en el sistema ProFile está en un rango de 150-300 revoluciones por minuto.



Limas Sistema Profile
Imagen Nº

Sistema Quantec: Está compuesto por un juego de 10 instrumentos que se utilizan con algunas variaciones en función de la anatomía del conducto radicular. El primer instrumento es un perforador de orificios con una punta de 0.06 mm/mm. Luego hay tres instrumentos que establecen la preparación apical hasta el número 25 con una punta de 0.02 mm/mm. Los siguientes cuatro instrumentos tienen un tamaño apical del num. 25, pero su punta es mayor (0.03, 0.04, 0.05, 0.06 mm/mm). Estos cuatro instrumentos eliminan la dentina de manera tosca y acampanan el canal radicular. Los restantes dos instrumentos tienen una punta estandar de 0.02 mm/mm, pero un tamaño apicalde los numeros 40 y 45.

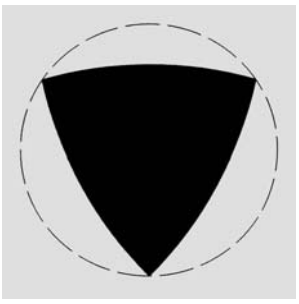
Lima Sistema Quantec
Imagen Nº

Sistema GT: Se desarrollaron a partir del sistema
Profile NiTi, están fabricadas en Ni-Ti superflexible y presentan una sección en forma de U y punta modificada no cortante
La Serie Estandarizada está compuesta por cuatro limas de 0,06; 0,08; 0,10 y 0,12 mm/mm de conicidad. Todas tienen el mismo diámetro en la punta de 0,20 mm, el mismo diámetro mayor de la parte activa y la misma estructura de las estrías. Gracias a su variable conicidad, el mismo diámetro en la punta y del mismo diámetro de la parte activa, ésta se reduce a medida que aumenta el taper.

Sistema GT
Imagen Nº

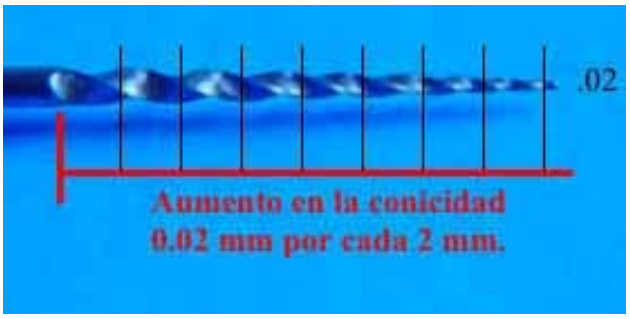
SISTEMA PROTAPER

Se trata de instrumentos confeccionados con una aleación de níquel-titanio, posee una sección en forma de triangulo equilátero de lados convexos que otorga una menor área de contacto entre la lima y las paredes de la dentina reduciendo la fuerza de torsión y fatiga de la lima, por lo tanto, se reduce el potencial de fractura. Gracias a su diseño, saca restos fuera del conducto. Posee además un ángulo de corte ligeramente negativo.



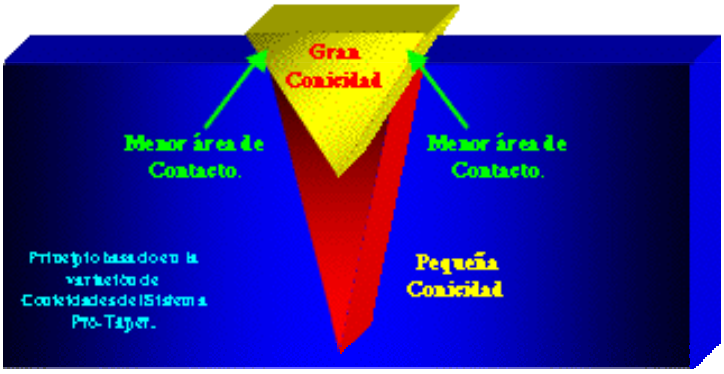
Corte transversal limas Protaper
Imágenes Nº

Posee una conicidad variable y progresiva, consiguiendo con ello una preparación del conducto con un taper continuo y suave que facilita que se llegue fácilmente al ápice, Posee en la parte activa varias conicidades múltiples y progresivas. En el inicio de la parte activa, en D1, la conicidad es de 0.02 mm/mm, pero a cada dos milímetros, hasta alcanzar D16, la conicidad aumenta 0.02mm/2mm. De esta forma encontramos en el mismo instrumento las conicidades 0.02; 0.04; 0.06.



Conicidad Limas Protaper
Imagen Nº

El concepto del sistema Pro-Taper se basa en el principio de máxima eficiencia de corte, versus, mínimo contacto del instrumento en las paredes del conducto radicular; por las diferentes variaciones del taper.



Áreas de contacto a mayor conicidad
Imagen Nº

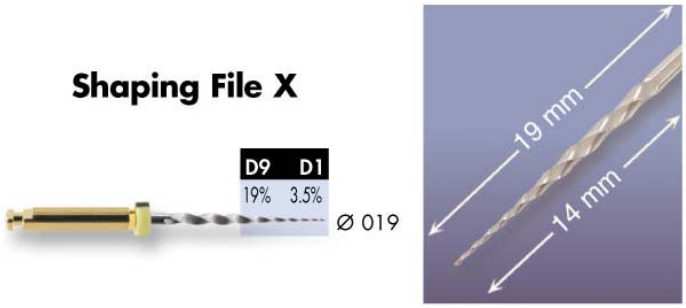
Como consecuencia de esa mayor conicidad, solamente una porción de la parte activa del instrumento entra en contacto con las paredes dentinarias del conducto radicular. Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto por acción de ensanchamiento, con menor riesgo de fractura.

Por tener pequeña conicidad en el inicio de la parte activa y por las características que le confiere el Ni-Ti estos instrumentos poseen excelente flexibilidad.

Presenta espiras más separadas unas de las otras a medida que se acercan al mango. El mango tiene una longitud de 13 mm. (Para favorecer el acceso a los dientes posteriores cuando se utiliza en clínica), presenta un tope de silicona de 1.5 mm. y la punta del instrumento se caracteriza por ser ligeramente activa. Por su gran flexibilidad, resistencia y capacidad de corte se recomiendan en conductos largos y curvos. Al igual que con otras limas rotatorias, es recomendable utilizar el sistema Protaper con un motor eléctrico, con reducción y control del torque y a una velocidad constante de 300 rpm.

La serie básica esta compuesta por:

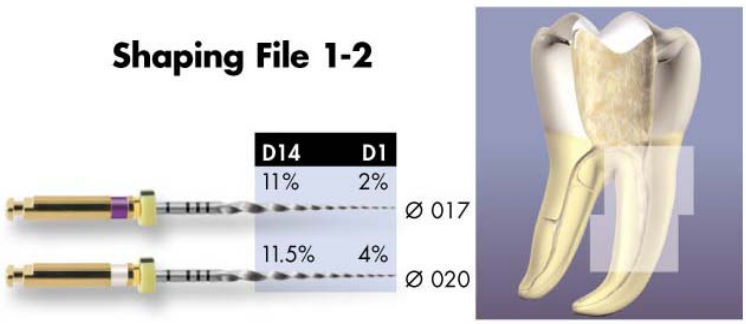
1) Instrumentos de configuración auxiliar: La lima de configuración auxiliar o SX, es usada para eliminar las anfractuosidades de la cámara pulpar logrando así un acceso directo a los conductos radiculares. La lima SX ofrece numerosas ventajas frente a las fresas Gates Gliden y otros instrumentos de acceso similares. Tienen una longitud de 19 mm con un segmento cortante de 14 mm, el calibre en D1 es de 0.19 mm y la conicidad del 3.5% esta va aumentando progresivamente hasta D9 donde es del 19% con un calibre de 10.9. Luego la conicidad se mantiene constante en un 2% hasta D14 donde el calibre es de 1.19mm.



Limas de configuración auxiliar
Imagen Nº

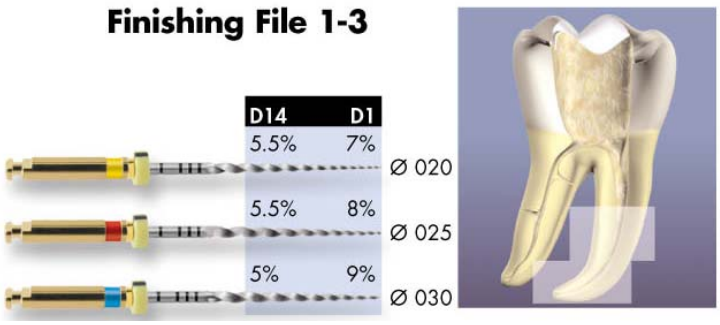
2) Limas de Configuración 1-2: La lima de configuración No 1 o S1, está diseñada para preparar el primer tercio coronal del conducto, mientras que la N°2 o S2 agranda y prepara el tercio medio. Aunque ambos instrumentos preparan óptimamente los dos tercios coronarios del canal, progresivamente agrandan su tercio apical.

Ambas tienen una longitud de 21 ó 25 mm. con un segmento cortante de 14 mm. La S1 tiene en D1 una conicidad del 2% y un calibre de 0.17 mm; la conicidad y el calibre aumentan progresivamente hacia el mango hasta ser en D14 del 11% y 1.19mm; la conicidad y el calibre aumentan de forma similar a la S1 de modo que en D14 la conicidad es del 11.5% y el calibre de 1.19mm.



Limas de Configuración 1-2
Imagen Nº

3) Instrumentos de acabado y terminación: Las limas de terminación han sido diseñadas para finalizar óptimamente el tercio apical, y también expandir progresivamente la forma del tercio medio del canal. Generalmente, sólo una lima de acabado es requerida para preparar el tercio apical del canal y ésta lima es seleccionada basada en la curvatura y diámetro seccional del canal. Las limas F en general se caracterizan por tener su mayor conicidad en la punta, disminuyendo ligeramente en dirección hacia el mango. En esta serie se encuentran la limas F1, F2 Y F3, con diámetros en la punta de 0.20, 0.25 y 0.30 respectivamente.
Las limas F1 tienen en D1 una conicidad del 7% y un calibre de 0.20 mm. Las F2 del 8% y 0.25mm y las F3 del 9% y 0.30 mm. en D14 las conicidades son del 5.5% para F1 y F2 y del 5% para F3, con un calibre próximo a 1.2 mm.

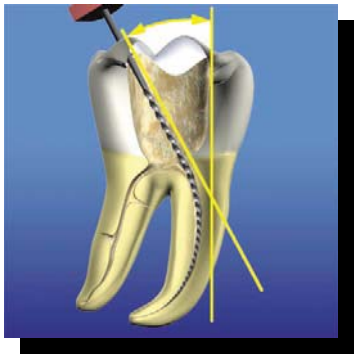


Instrumentos de acabado y terminación
Imagen Nº

Secuencia propuesta por el fabricante:

1 .-Explorar el conducto radicular con una lima digital de acero inoxidable N° 10 K o 15 K con un pequeño vaivén del instrumento de forma pasiva y progresiva hasta que quede a tan sólo unos milímetros de la longitud de trabajo estimada, utilizando hipoclorito de sodio (NaOCl) para este proceso inicial.

Exploración conducto
Imagen Nº

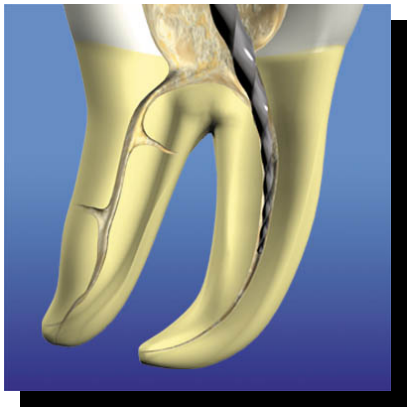


2.- Luego utilizar la SX (sin anillo de color) con un movimiento semejante a pinceladas para retirar la dentina de forma selectiva para lograr un acceso en línea recta a los conductos radiculares.

Lima SX
Imagen Nº

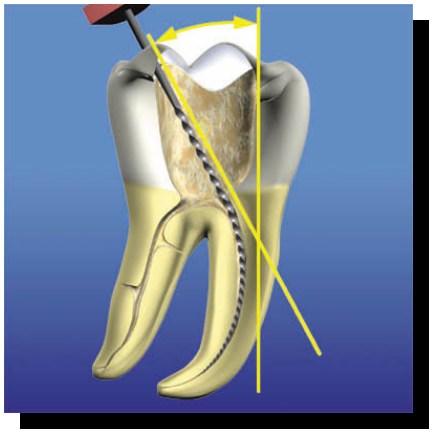
3.- Seguir con la lima de configuración N°1 (S1) la cual tiene un anillo de color morado. Introduzca la S1 en el conducto e instrumente hasta la longitud obtenida con la lima manual. En los conductos que presenten mayor dificultad, puede que sea necesario repetir el proceso una o dos veces para agrandar el tercio coronario del canal. Irrigue el conducto y vuelva a introducir la lima de mano 10K para retirar los residuos y vuelva a irrigar.

Lima de Configuración S1
Imagen Nº



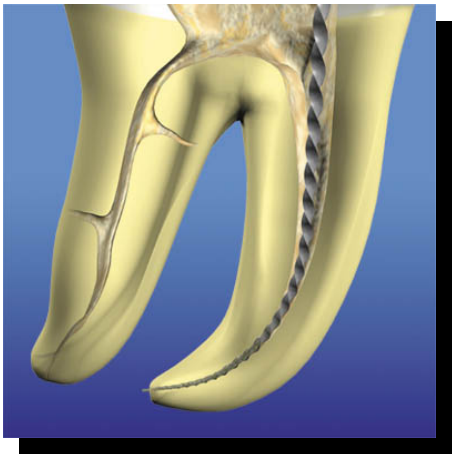
4.- Realizar conductometría con un instrumento 15 o con el localizador de ápice.

Conductometría
Imagen Nº



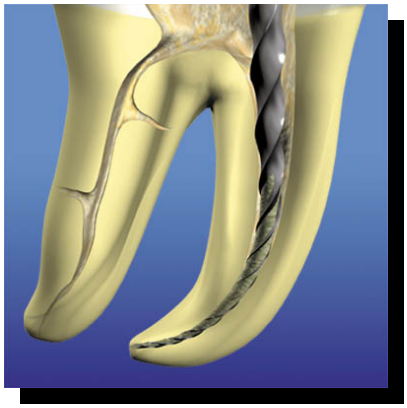
Cuando se confirme la longitud de trabajo y se verifique que hay una vía de fácil acceso al término, utilice la lima de configuración N°1 (S1) hasta la longitud de trabajo.
Esta lima debe tener un movimiento de entrada y salida por un máximo de 5 segundos a esta longitud.

Lima S1 a longitud de trabajo
Imagen Nº



5.-Tras utilizar la S1, irrigue y utilice la lima de configuración S2 que tiene un anillo blanco en el mango. Esta lima se emplea para llegar hasta la longitud de trabajo.
No olvide mantener irrigado el conducto radicular.

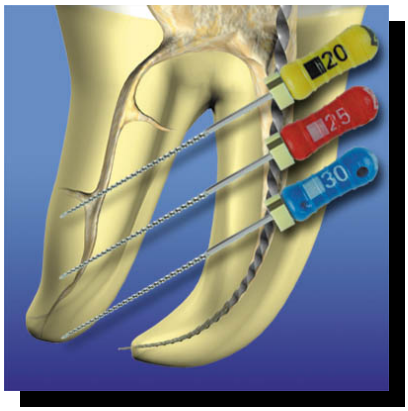
Lima S2
Imagen Nº



6.- Una vez preparados los dos tercios coronarios del conducto, se puede terminar el tercio apical. La lima de terminación F1 tiene un anillo amarillo en el mango, lo que indica que el diámetro de la punta es equivalente a una lima 20. Con el conducto inundado de líquido para irrigar, lleve con cuidado la F1 hasta la longitud de trabajo y retírela inmediatamente.

7.-De acuerdo a la anatomía que presente el conducto y a la técnica de obturación seleccionada, utilice las limas de terminación F1, F2, o F3 a lo largo del mismo.

Limas de terminación
Imagen Nº



Precauciones en la utilización de este sistema:

Una serie de precauciones se deberán tomar para conseguir una buena conformación del conducto y disminuir el riesgo de fractura de los instrumentos, la mayoría comunes a todos los sistemas rotatorios.

1.- velocidad lenta y continua entre 250 y 350 rpm.
2.- Irrigar los conductos tras el uso de cada instrumento y lubricar estos con un gel hidrosoluble.
3.- recapitular con frecuencia para evitar taponamiento y mantener de esta forma permeable en conducto.
4.- no forzar los instrumentos; se emplean hasta hallar la mínima resistencia y entonces se retiran sin dejar de girar.
5.- graduar el torque del motor en valores bajos.
6.- las limas S se utilizan cinco a siete veces pues son las que sufren más al dar la conicidad al conducto; Las F permiten mas usos, pero se debe vigilar cualquier deformación de las mismas.
7.- no utilizar en curvaturas mayores a 60°

Beneficios de este sistema:

- Su diseño patentado de taper progresivo mejora la flexibilidad y eficiencia de corte.
- Menos limas se necesitan para dejar un conducto totalmente tallado y uniforme en toda su longitud.
- Las limas ProTaper comprometen una menor área de dentina, reduciendo cargas torsionales, fatiga de las limas y potenciales fracturas.
- Secciones triangulares convexas reducen el área de contacto entre la lima y la dentina.

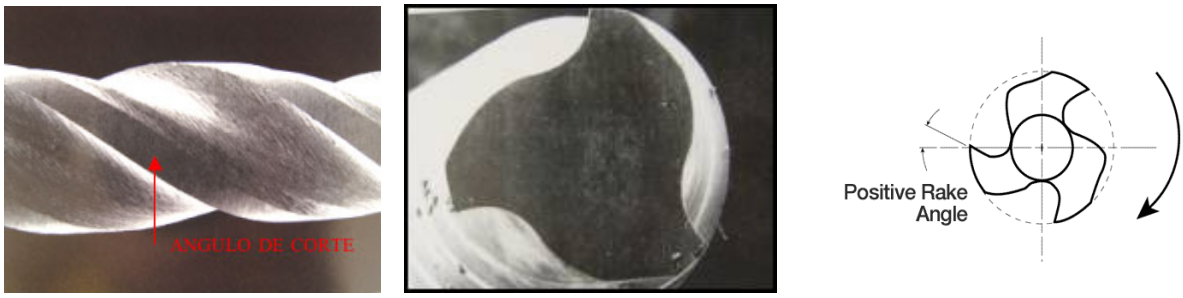
SISTEMA K3

El sistema de instrumentos rotatorios K3, esta compuesto de tres instrumentos: los Orifice Opener (OO) de calibre25 y conicidades 0.10 y 0.08, con una longitud de 17 mm. y por la lima K3 de calibres 15 a 60 en conicidades del 0.06 y del 0.04 y longitudes de 21 y 25 mm. presenta dos códigos de colores en el mango; una banda superior que indica la conicidad (0.04 verde, 0.06 naranja) y una inferior con el color del código ISO.
Las limas K3 representan una evolución de las limas Quantec ya que en su diseño han participado McSpadden e ingenieros de la Kerr.

Limas K3
Imágenes Nº

Características:

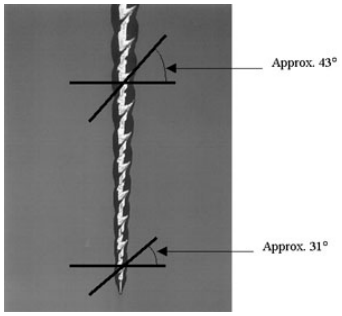
Ángulo positivo de corte: El sistema K3 presenta tres superficies de corte positivo con ángulos diferentes, lo que le entrega un mayor poder de corte a diferencia de la acción de raspado que produce un ángulo negativo en un instrumento con forma de "U"



Ángulo positivo de corte limas K3
Imágenes Nº

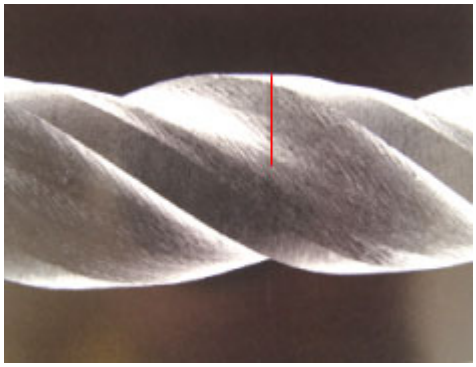
Ángulo helicoidal de estrías variable: El ángulo helicoidal esta formado por la relación con la línea transversal del eje largo del instrumento. En el inicio del segmento cortante es de unos 43º mientras que a unos milímetros de la punta es de unos 31º, este incremento del ángulo helicoidal de la superficie cortante, desde la punta hasta el mango, le proporciona mayor resistencia a la fractura además que sirve para la eliminación de la dentina. Los instrumentos con ángulos helicoidales constantes comprimen el residuo apicalmente y atascan el instrumento.

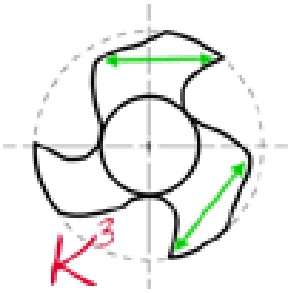
.



Ángulo helicoidal
Imágenes Nº

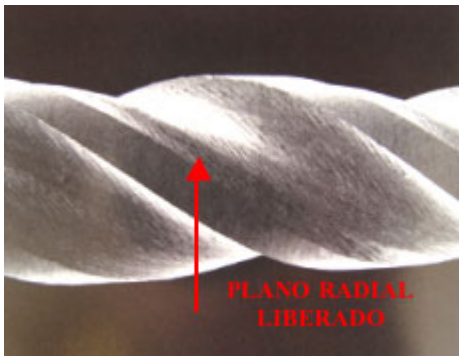
Plano radial ancho: Sirve como soporte de la superficie cortante, confiriendo al instrumento mayor masa en la región de mayor stress en el contacto con la dentina, optimizando y a la vez reforzando periféricamente la resistencia a la tensión y rotación.

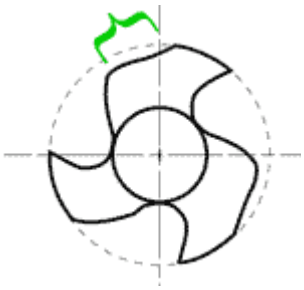




Plano radial ancho
Imágenes Nº

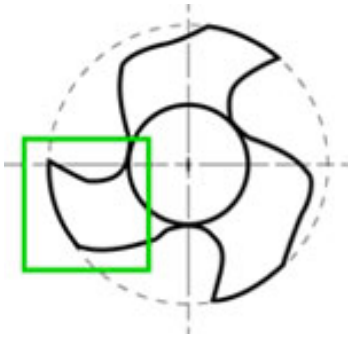
Plano radial liberado: Permite un área menor de contacto con la dentina reduciendo la fricción sobre las paredes del conducto.





Plano radial liberado
Imágenes Nº

Tercer plano radial: Es el que provee la acción estabilizadora del instrumento, evitando así el movimiento oscilatorio del instrumento dentro del conducto radicular.



Tercer plano radial
Imagen Nº

Diámetro variable del alma: A medida que se avanza desde la punta del instrumento hasta el mango, el alma va aumentando de tamaño, lo que le confiere una mayor resistencia a la fractura.

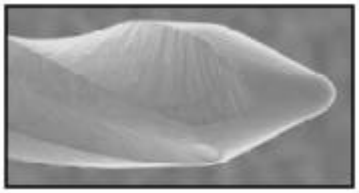
Mango reducido: Ello significa que el mango penetra en el interior de un contraángulo 4 mm más que otro tipo de lima. El resultado es una mejor accesibilidad a los conductos en dientes posteriores. La magnitud de la cabeza de un contraángulo con una lima de 21 mm es de 37,2 mm, mientras que con el presentado por Kerr con una lima K3 es de 32,3 mm.

Mango reducido
Imágenes Nº

Código de colores simplificado: Para su fácil identificación presenta solo dos códigos de colores, el primer color identifica el Taper al cual representa y el segundo color él número de la lima a la que pertenece**.**

Código de colores simplificado
Imagen Nº

Punta pasiva de seguridad: La mayoría de los instrumentos rotatorios poseen punta inactiva, esta punta sigue la forma natural del conducto y minimiza la posibilidad de transportar el ápice radicular.



Punta pasiva de seguridad
Imagen Nº

Secuencia propuesta por el fabricante

Utilizar un motor eléctrico con posibilidad de giro inverso cuando la lima sufra excesiva resistencia y control de torque ajustado entre los valores 1-3. La velocidad rotación de las limas será entre 250 – 300 rpm. Imprimiendo una ligera presión apical, limado lineal y manteniéndola girando en el mismo punto del conducto un máximo de 2-3 segundos.

Tras permeabilizar el conducto con una lima 10- 15 se emplea los O.O. del 10 y 8 %, las cuales se calibran a la longitud de trabajo determinada anteriormente. Luego conservando la longitud, se eligen las limas K3 de conicidades 4% o 6%, siguiendo la secuencia 40, 35, 30, 25, y 20, aumentando el calibra apical del conducto hasta que se considere necesario. Esta técnica aplica el concepto de la técnica corono –apical basada en la recapitulación o repetición de la secuencia empleada hasta alcanzar la constricción apical. La irrigación de hipoclorito de sodio al 2.5 %
es frecuente y profusa durante toda la técnica y no solo es de importancia irrigar los conductos, sino que también lavar constantemente los instrumentos, el uso de geles quelantes hidrosolubles y el uso de la lima para realizar recapitulación son de vital importancia para lograr éxito en esta técnica.

Secuencia esquemática: O.O. 0.10/25 (hasta hallar resistencia)
O.O 0.08/25
K3 0.06/25
K3 0.04/25
K3 0.04/20
La secuencia se repite dos o tres veces hasta alcanzar la longitud de trabajo

HIPÓTESIS

Nuestra hipótesis de trabajo en este estudio comparativo es establecer que, tanto el sistema, Protaper y K3 son eficientes en la mantención de la forma del conducto y en su capacidad de corte cuando son utilizados bajo las condiciones propuestas por el fabricante.

Objetivo General

Comparar el comportamiento de los sistemas una vez realizada la PBM in vitro en conductos curvos de molares mandibulares, mediante las técnicas descritas por el fabricantes para los sistemas rotatorios protaper y K3.

Objetivos Específicos

1. Conocer y practicar nuevas técnicas de instrumentación rotatoria.
2. Evaluar la facilidad de uso de los sistemas.
3. Compara el desgaste dentinario producido, una vez realizada la preparación biomecánica.
4. Determinar la eficacia en cuanto a la conservación de la forma anatómica de cada conducto posterior a la instrumentación con los sistemas en estudio.
5. Establecer si los objetivos dados por el fabricante son aplicables plenamente durante la realización de la PBM.
6. Comparar la capacidad de corte de cada técnica mediante la cuantificación de dentina removida durante la instrumentación de los conductos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Selección de la muestra:

El universo recopilado consta de 56 primeros molares inferiores extraídos, de estos solo seleccionamos 36 que presentaban ápice formado y raíces indemnes sin tratamiento previo de endodoncia, esto incluyó a posibles dientes con extirpación pulpar. Estas condiciones en la selección de la muestra disminuyeron la posibilidad de encontrar dentina esclerótica o reparativa o algún tipo de calcificación en el interior de los conductos, dejando así los cuerpos de prueba en condiciones homogéneas para la instrumentación y la irrigación la cual fue estandarizada durante la preparación biomecánica. De esta muestra, 30 se consideraron como cuerpos de prueba para la investigación y 6 fueron utilizados para calibración previa (Tres de ellos con sistema Protaper y tres con sistema K3) a modo de adquirir experiencia en el tallado con los sistemas rotatorios

Luego de la extracción de cada diente, estos fueron sometidos a una limpieza y desinfección dada por la introducción de cada muestra en una solución de hipoclorito de sodio al 5.25% durante 20 minutos, los dientes que presentaron tártaro fueron sometidos a limpieza con ultrasonido, disminuyendo así factores que pudieran incidir de forma negativa durante la toma de radiografías. Una ves realizado estos pasos cada muestra fue almacenada en una solución de suero fisiológico, en un recipiente hermético hasta el momento del montaje.

A los dientes seleccionados se les realizó una hemisección con disco de aluminio en la zona distal para solo dejar la raíz mesial. Esto garantizó dos ventajas, por una parte se disminuyó el peso de cada muestra, el cual es un factor a estudiar y por otra parte se facilitó las tomas de radiografías en el sentido mesio-distal y vestíbulo-lingual, eliminando así factores ajenos que pudiesen provocar distorsión o aumento de la dificultad en el análisis de cada radiografía.

Corte dentario
Imágenes Nº

Para facilitar la etapa de conductometría, a cada uno de los dientes se les realizó un desgaste con disco de aluminio en la zona de la corona, rebajando las cúspides a nivel del piso cameral, dejando una superficie plana la cual nos otorgó un punto de referencia más estable y de fácil comprobación al momento de tomar las radiografías y hacer el tallado de los conductos, pudiendo estandarizarlas de mejor manera y no perdiendo la referencia, lo cual es un factor esencial para obtener buena longitud de trabajo.

Con una piedra de diamante troncocónica extra larga, con alta velocidad y refrigeración se realizaron pequeñas muescas en la zona del limite amelocementario, esto aseguró que al

momento de la inserción para el montaje de cada diente, el acrílico quedara atrapado en las zonas donde se realizaron las muescas, disminuyendo la posibilidad que durante la manipulación estos se desprendieran, perdiendo de esta forma una muestra.

Montaje de los dientes:

Para el trabajo individual de cada una de las muestras, se optó por el montaje de los dientes en acrílico transparente. Para lo cual se diseñaron moldes de aluminio con las medidas de 2.0 x 2.0 x 1.5 cm. en cuyo interior se depositó el acrílico en estado líquido, previo a aislar todas las superficies de los moldes con una película de aislante para acrílico, aplicada con un pincel logrando una distribución homogénea en todas las superficies. Esto facilitó posteriormente el retiro de los cubos de acrílico cuando este llegó a estado duro.

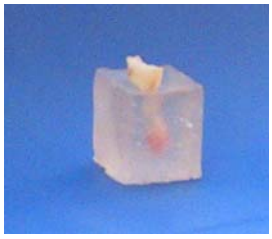
Cubo metálico
Imagen Nº

A cada diente en la zona del ápice se le colocó una bolita de cera rosada a modo de sellar los conductos, para evitar que al momento de introducir los dientes en acrílico (que se encontraba en estado fluido) este se introdujera al interior de los conductos, dificultando la preparación al poner obstáculos durante el tallado.

Raíz para el montaje
Imagen Nº

Se preparó el acrílico manteniendo las indicaciones dadas por el fabricante. El acrílico fue llevado al interior de los moldes ayudándonos con una espátula y efectuando una leve vibración para facilitar la distribución en el interior del molde. Una vez completada esta etapa, se procedió a sumergir cada diente cubriendo en forma total la raíz hasta la zona del limite amelocementario, cuidando de dejar cubierta la zona de las ranuras antes realizadas. Se aplicó una leve presión digital para ayudar a mantener siempre centrado el diente en la masa de acrílico. Una vez que el acrílico se encontraba en estado gomoso se dejó de aplicar la presión digital y se esperó hasta su estado duro. Para manejar la contracción de polimerización del acrílico, que a través de las fuerzas que produce puede afectar de algún modo la superficie dentaria, es que se sumergieron los cuerpos de prueba en un recipiente de agua fría y de esta manera también controlamos el alza de temperatura que sufre este material, el cual puede producir desecación de la dentina. Para finalizar la etapa de montaje

retiramos el acrílico de los moldes y evaluamos que el acrílico fluyera de forma homogénea en todas las superficies. Cada cuerpo de prueba fue señalado con un número para su posterior identificación, quedando registrada toda la información que tenga relación con esa muestra en particular.



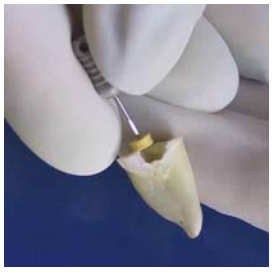
Cubo acrílico
Imagen Nº

Confección de la cavidad de acceso endodontica:

Para esta etapa utilizamos piedra de diamante redonda grande en alta velocidad y con refrigeración constante, cumpliendo con todas las normas de la endodoncia convencional. Una vez que despejamos los restos del techo cameral, hicimos la extensión de la forma externa, donde traspasamos la forma de la cámara y la entrada de los conductos a la forma externa de la cavidad endodontica. Si el caso lo requería realizamos extensión por conveniencia para mejorar la visión de los conductos y eliminar toda interferencia que nos impidiera llegar a la zona del tercio apical de manera holgada y expedita. Para concluir efectuamos limpieza de la cavidad utilizando como irrigación suero fisiológico, para eliminar los restos de dentina.

Exploración de los conductos:

Una vez realizada la apertura endodontica, utilizamos una lima K, nº 10 ó 15, calibrada a la longitud de estudio – 1 mm. para la localización de los conductos y comprobar la permeabilidad de estos, cuidando no forzar el instrumento al interior de los conductos y manteniendo siempre la longitud apropiada y el punto de referencia.



Permeabilización de conductos
Imagen Nº

Luego realizamos el desbridamiento de restos pulpares posiblemente existentes en la zona radicular y empleamos un extirpador pulpar realizando movimiento de intrusión, rotación ¼ - ½ vuelta y extrusión. La maniobra se efectuó las veces que fuesen necesarias, cuidando que la irrigación fuera la adecuada para asegurar de la eliminación de los restos posiblemente existentes dentro del conducto.

Radiografía de estudio:

A través de esta radiografía obtuvimos información de la anatomía del conducto y de la permeabilidad de estos, además de la obtención de la longitud aparente. Previo a la toma de esta radiografía acondicionamos un sistema posicionador radiográfico, disponible para los alumnos en el servicio de rayos de la escuela, esta aparatología permitió minimizar el fenómeno de distorsión radiográfica y estandarizar al máximo la técnica para obtener la similitud necesaria para comparar posteriormente las radiografías mediante un análisis computacional de superposición de imágenes.

Estandarizador Radiográfico
Imagen Nº

Clasificación de la curvatura radicular:

El grado de curvatura de cada muestra fue determinada en la radiografía de estudio, usando el método descrito por Schneider, solo los valores que nos describieron un grado leve y moderado de curvatura fueron utilizados.

Pesaje de los cuerpos de prueba preinstrumentación:

Cada cuerpo de prueba fue pesado en una balanza analítica con una sensibilidad a la milésima del gramo y con un sesgo en esta cifra. Esto fue realizado previo a la preparación biomecánica y para establecer posteriormente la cantidad de dentina removida, dada por la capacidad de corte en el diseño de los instrumentos.

División del Universo.

La división se realizó en dos grupos A y B, incluyendo un total de 15 muestras cada uno, todas ellas con curvatura leves y moderadas.

Grupo A: Este grupo fue trabajado en la etapa de preparación biomecánica con los sistemas de instrumentos rotatorios Protaper y comprende las muestras con los números del 1 al 15

Grupo B: Este grupo fue trabajado en la etapa de preparación biomecánica con los sistemas de instrumentos rotatorios K3 y comprende las muestras con los números del 16 al 30.

Preparación de los conductos:

Una vez programada cada etapa realizamos la calibración y elección del ejecutor de la técnica. Ocupando las seis muestras previamente seleccionadas con el fin de conocer el manejo de este tipo de instrumental rotatorio, el cual era desconocido por nosotras. La técnica de preparación de los conductos se realizó siguiendo las normas establecidas por los fabricantes en sus respectivos catálogos de publicidad. Esto con la finalidad de probar la confiabilidad que nos da cada uno de los fabricantes al momento de comprar estos instrumentos, además no alteramos la secuencia ya por ellos establecida para otorgar el máximo rendimiento y calidad en el resultado final de la endodoncia. De esta forma comprobamos de manera plena si lo ofrecido por el fabricante se cumple o no.

Grupo A:

Realizada la apertura coronaria y la toma de la radiografía de estudio, trabajamos con el sistema Protaper solo hasta la lima F1 correspondiente a un diámetro de lima K Nº 20 debido a las características anatómicas y diámetro promedio de amplitud del conducto.

Grupo B:

Realizada la apertura coronaria y la conductometría se procedió a trabajar con el sistema K3. Se respetó la secuencia antes descrita para este instrumento llegando hasta la lima K3 de calibre 20, por las razones expuestas en el grupo A.

Motor con control de Torque
Imagen Nº

Trabajo con instrumental
Imagen Nº

Pesaje de los cuerpos de prueba A y B postinstrumentación:

Para cumplir uno de los objetivos de esta investigación (establecer la cantidad de dentina removida luego de realizar la P.B.M), realizamos la medición en peso de la muestra antes y después de la instrumentación, lo que después daría el porcentaje en peso de la cantidad de dentina removida. Fue de suma importancia dejar los conductos sin resto de irrigante para evitar que al momento de pesar se incorporara su peso dentro del peso general de la muestra, para lo cual utilizamos conos de papel de distintos diámetros calibrados a la misma longitud de trabajo. Realizamos el registro del peso en el número asignado a cada muestra.

Toma de radiografía postinstrumentación.

Con el mismo sistema posicionador descrito anteriormente, tomamos las últimas radiografías con el fin de llegar a establecer las conclusiones de nuestra investigación.

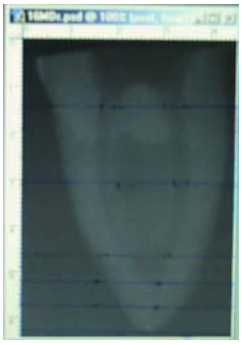
Escaneado radiográfico.

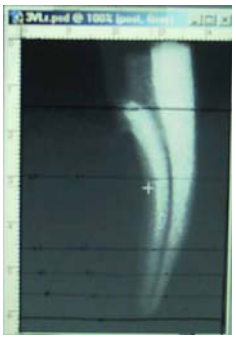
Para traspasar las radiografías a imágenes digitalizadas, fueron escaneadas en un dispositivo (Scanner) que permitía obtener una alta resolución de ellas y confiable reproducción.

Análisis computacional de imágenes radiográficas.

Para analizar la mantención de la forma del conducto y el desgaste realizado por los instrumentos, sometimos a cada muestra mediante la toma de radiografía pre y postinstrumentación a pruebas de imagen. Para esto utilizamos las radiografías tomadas (mesiodistal y vestíbulolingual) antes de la preparación y posterior a ella, luego hicimos un montaje con las imágenes mediante un programa computacional (photoshop 7.0).

Para establecer los puntos a medir, se utilizó una planilla transparente la cual se ubicó en una pantalla plana de computador. Sobre esta planilla se dividió la imagen radiográfica de la raíz en tres partes, tomando como margen superior el piso de la cámara pulpar y como inferior el ápice radiográfico. Posteriormente el tercio apical obtenido, fue dividido nuevamente en tres, obteniendo 6 puntos a medir. Finalmente solo se consideraron 5 puntos, ya que la medida del ápice radiográfico no se consideró por establecer la longitud de trabajo a 1 mm. de este, lo que implica que los instrumentos no trabajan en esta zona.





Visión computacional de las radiografías y plantillas
Imágenes Nº y

El análisis visual para establecer la mantención de la forma del conducto, lo realizamos gracias al programa computacional, el cual permitió deslizar las imágenes radiográficas pre y post instrumentación en sentido horizontal (derecha – izquierda). Realizado este desplazamiento, se comparó la definición de los bordes del conducto antes de la instrumentación y posterior a ella, observando de esta manera la conservación de la forma del conducto.

Para analizar el desgaste que sufrió el conducto después de la instrumentación, pusimos la plantilla transparente previamente tabulada con los puntos de las 5 mediciones realizadas, sobre papel milimetrado. Luego con una regla milimetrada se midió el ancho del conducto antes de la instrumentación y posterior a ella (en los puntos establecidos en la plantilla), la diferencia obtenida entre ambas mediciones dio como resultado el desgaste producido.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se tabularon y analizaron mediante el software estadístico SPSS (SPSS, 2001). Se analizo la normalidad de las muestras mediante el test de Shapiro-Wilk. Las comparaciones entre los dos grupos se hicieron mediante el test paramétrico de t de Student y el nivel de significancia se fijo en $p=0.05$

SPSS Inc. (2001) SPSS base system syntac reference guide, Release 10.0. USA:SPSS, Inc

RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Nuestro universo consistió en treinta muestras, de ellas solo veintisiete participaron en el estudio, ya que dos sufrieron la fractura del instrumento K3 quedando alojado en su interior (esto no permitió el análisis computacional), y una de ellas fue eliminada debido a que la radiografía previa no contaba con la suficiente densidad para ser escaneada.

Primero se analizo la "normalidad" de los datos, para constatar si siguen una distribución normal.

.

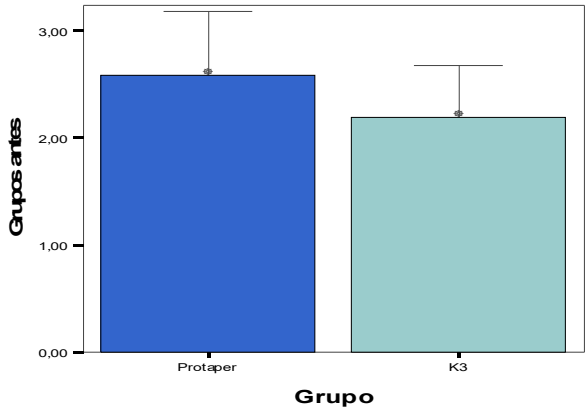
	Shapiro Wilk		
	Statistic	**df**	**Sig.**
Protaper antes	**,931**	**13**	**,399**
Protaper después	**,981**	**13**	**,960**
K3 antes	**,943**	**13**	**,486**
K3 después	**,904**	**13**	**,206**

*** This is a lower bound of the true significance.**
A Lilliefors Significance Correction
Tabla Nº

Esto significa que todos los datos siguen una distribución normal, por lo que corresponde analizarlos con tests paramétricos.

Análisis de la situación antes de la instrumentación con los sistemas.

Las diferencias entre grupos antes, ¿son significativas?



Datos preinstrumentación
Gráfico Nº

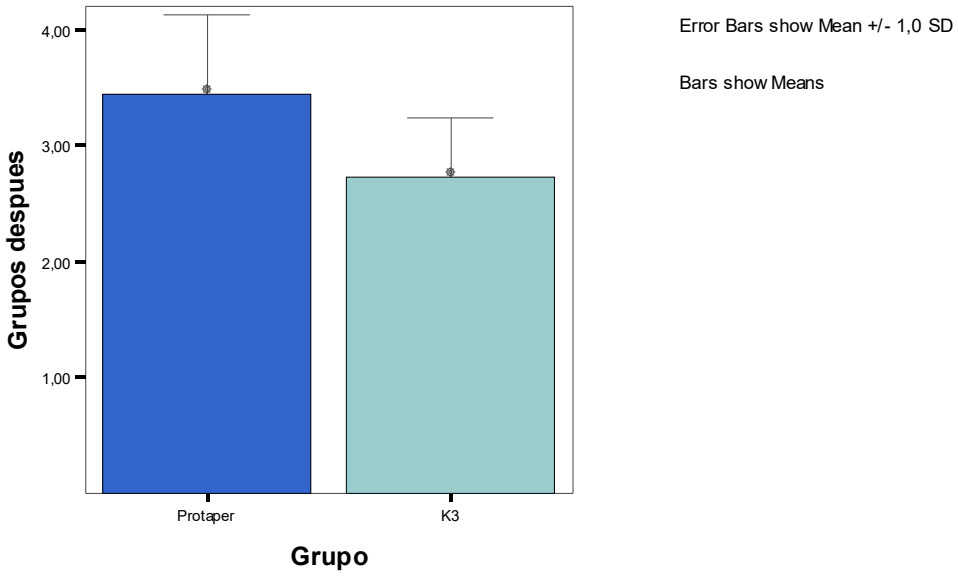
	Grupo	N	Promedio	Desviación Standard
Grupos antes	**Protaper**	**14**	**2,5893**	**,5904**
	K3	**13**	**2,1885**	**,4900**
				Valor de p (,068)

Diferencias entre grupos antes de la instrumentación
Tabla Nº

Las diferencias entre los grupos antes de la preparación biomecánica no son significativas.
Razón: p>0.05 (p =,068)

Análisis de la situación después de la instrumentación con los sistemas.

Las diferencias entre grupos después, ¿Son significativas?



Grupos postinstrumentación
Gráfico Nº

	Grupo	N	Promedio	Desviación Standard
Grupos después	Protaper	14	3,4429	,6788
	K3	13	2,7250	,5089
				Valor de p (,005)

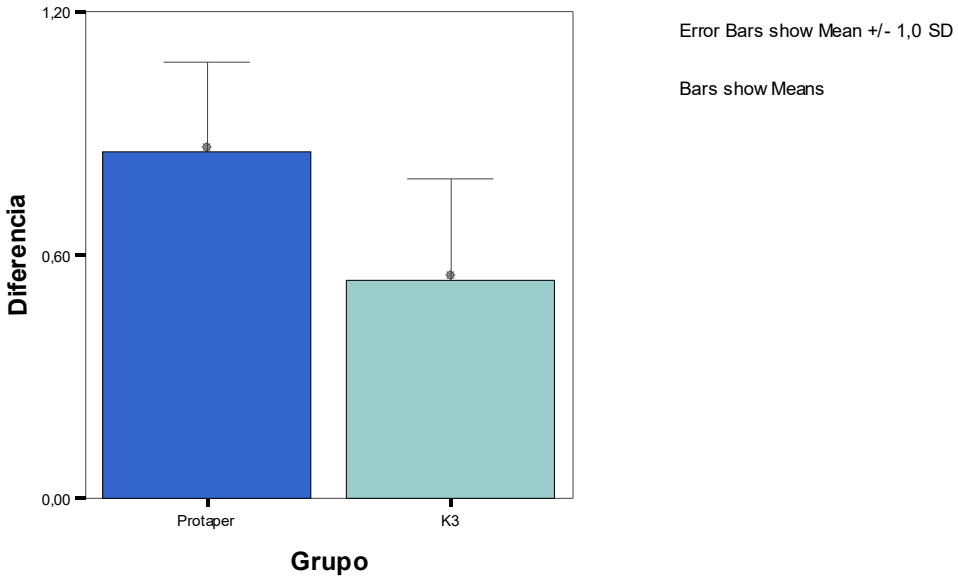
Datos postinstrumetnación
Tabla Nº

O sea, las diferencias entre grupos después son significativas, p es menor al valor crítico.

Análisis de la diferencia en cuanto al desgaste producido con estos sistemas.

Para saber si existe diferencia entre el desgaste de cada técnica. se creo una nueva variable llamada DIFERENCIA, con dos grupos, PROTAPER y K3

O sea diferencia Protaper = Protaper después – Protaper antes



Diferencia entre grupos
Gráfico Nº

	Grupo	N	Promedio	Desviación Standard
Diferencia	**Protaper**	**14**	**,8536**	**,2205**
	K3	**13**	**,5365**	**,2501**
				P (,002)

Datos diferencia entre grupos
Tabla Nº

Las diferencias entre grupos son significativas, lo que implica que Protaper desgasta más que K3.

En cuanto a la conservación de la forma luego del análisis computacional y visual realizado, se llegó al resultado que todos los conductos conservaron su forma luego de la instrumentación con los sistemas Protaper y K3.

DISCUSIÓN

En esta investigación se evaluaron y compararon dos sistemas de instrumentación rotatoria de Ni – Ti de última generación; Protaper y K3, estableciendo mediante análisis radiográfico y computacional, la capacidad de conservación de la forma del conducto y la cantidad de desgaste dentinario posterior a la instrumentación. Para esto desarrollamos métodos estandarizados de trabajo que nos permitieron realizar la investigación siguiendo los parámetros de manejo dados por los fabricantes para cada sistema y posteriormente la recolección de datos obtenidos en función a nuestros objetivos de investigación.

La cantidad de dientes recopilada para este estudio al inicio de la investigación fue sometida a varias selecciones, lo que hizo que del total de dientes recolectados, solo treinta quedaran definitivamente dentro de los cuerpos de prueba cumpliendo con todos los requisitos, pero el diagnóstico previo a la extracción, tiempo de hidratación y antigüedad (edad de ellos), fueron obviados dentro de la estandarización de la selección dentaria, por la necesidad de completar la muestra en un tiempo limitado.

De las treinta muestras seleccionadas, una fue desechada no participando en el análisis estadístico ni en la recolección de datos porque la radiografía de pre-instrumentación carecía de la densidad necesaria para ser sometida al análisis computacional. Otras dos muestras tampoco participaron en los resultados, debido a que en ellas hubo fractura de instrumentos K3, lo que implicó no poder analizar el desgaste o la mantención de la forma del conducto.

Al ser clínicas inexpertas en estos sistemas, no tuvimos mayores problemas al momento de manipularlos, ya que su base es la sencillez y hacer de los tratamientos de endodoncia un éxito, dejando en claro que siempre es necesaria una calibración previa a modo de obtener desde el principio, todos los beneficios que otorgan estos instrumentos, esto coincide con el estudio de (Baumann y cols., 1999), quien concluye que no existen diferencias entre operadores expertos e inexpertos al momento de la instrumentación.

Al someter los datos al análisis, pudimos establecer que se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar ambos instrumentos en cuanto al desgaste dentinario producido al interior del conducto, siendo así el sistema Protaper el que mostró ser mas efectivo en la remoción dentinaria, lo que creemos, puede deberse a las diferencias en el diseño que presentan ambos instrumentos:

- Los tres planos radiales del diseño transversal de K3 producirían un mayor roce, haciendo que su trabajo de corte no sea constante dentro del conducto (Sin estudios previos), a diferencia de Protaper, donde su área de contacto “puntiforme”, dada por la sección transversal de triángulo equilátero que posee, le otorga un menor roce, logrando un trabajo más continuo y eficiente.

- En cuanto al ángulo de corte, las diferencias que existen entre ambos no nos entregan una justificación de por que Protaper fue más eficiente en el desgaste dentinario, ya que su ángulo de corte (levemente negativo) es más conservador, en cambio K3 presenta un ángulo positivo el que, contrariamente a nuestros resultados, produciría un mayor desgaste en los conductos.

- Sin embargo el taper nos podría dar una justificación a estos resultados, ya que la diferencia de conicidad que presenta Protaper en cada una de sus limas (En comparación a la uniformidad de taper de las limas del sistema K3), sería una ventaja en la relación Diseño/Desgaste, siendo las limas de configuración las encargadas de ampliar lo suficiente el conducto para permitir un trabajo más libre de interferencias a las limas de terminación.

En la actualidad este es el primer reporte que compara ambos sistemas, no encontrándose publicaciones acerca del tema.

En cuanto a la conservación de la forma del conducto ambos instrumentos se caracterizaron por un desgaste homogéneo, no existiendo alteraciones de la forma del conducto y conservándola en toda su extensión. Esta es una característica que destaca a los instrumentos de Ni –Ti, ya que el diseño que presentan en la punta, la mayor flexibilidad y su capacidad de permanecer centrados en el interior del conducto nos entregaron en nuestro estudio conductos sin alteraciones y convenientemente preparados, esto es consecuente con el trabajo in vitro de Schäfer y Schlingemann (2003) donde concluyen que las limas K3 mantienen la forma original del conducto, además los trabajos de Schäfer y Florek (2003) donde señala la mínima aberración y transportación en la forma del conducto. Con respecto a Protaper Peters et al (2003) señala en su estudio que se mantuvo adecuadamente la forma del conducto.

En cuanto a secuencias propuestas por el fabricante existió claras diferencias entre ambos sistemas, ya que Protaper permitió un acceso más fluido a nivel del tercio medio y apical del conducto pudiendo ensancharlo de forma adecuada y sin interferencias, a diferencia de K3 cuya técnica se mostró más agresiva y dificultosa desde un principio. La dificultad de ejecución de la técnica en el sistema K3 podría relacionarse con la punta no activa de su instrumental, que si bien sigue la morfología del conducto, podría sumarse a la falta de fluidez de la técnica. En cambio la punta semiactiva de Protaper se podría considerar como una ventaja dentro del diseño del instrumento para el desarrollo de la técnica (No existen referencias bibliográficas al respecto). Esto se tradujo en la utilización de un mayor tiempo clínico en este sistema aún cuando utiliza un instrumento menos en su secuencia, lo cual lleva a un mayor desgaste físico del odontólogo.

Los objetivos establecidos por el fabricante al momento de ofrecer el producto, al ser puestos a prueba durante esta investigación se cumplen en su mayoría, es así como Protaper se caracterizó por ser un instrumento donde su diseño y taper progresivo mejora la flexibilidad y eficiencia de corte, además que requiere de una menor cantidad de limas para dejar un conducto totalmente tallado y uniforme en toda su longitud, y la sección triangular convexa de su diseño comprometen una menor área de dentina, reduciendo cargas torsionales, fatiga de las limas y potenciales fracturas (Sin estudios al respecto). En cuanto al sistema K3 se caracterizó por mantenerse centrado en el conducto y conservar la morfología de este, además de no formar escalones ni deformaciones, claro que la resistencia a la fractura y su característica dada por el diseño (tercer plano radial) de ser un instrumento que no se enrosca o traba en el conducto, merece ser sometido a estudio, ya que estos fueron dos puntos donde si se encontraron deficiencias y no existen trabajos publicados hasta la actualidad.

La diferencia presentada en el alma de los instrumentos de ambos sistemas se puede relacionar con la fractura de dos de los instrumentos K3, ya que estos últimos presentan en su diseño una menor masa de material en el alma del instrumento y obtienen su resistencia en la

zona periférica y áreas cercanas a las estrías (planos radiales), a diferencia de Protaper donde la cantidad de material que forma el alma del instrumento es mayor, pudiendo de esta forma otorgarle una mayor resistencia.

Ambas técnicas consideran el concepto de recapitulación dentro de la secuencia establecida, con el objetivo de mantener siempre el conducto permeable y evitar taponamientos en su interior, esto se refleja en la mantención estimada de la longitud de trabajo con ambas técnicas. Además el diseño de áreas de escape que caracteriza a ambos sistemas, recibe las limallas dentinarias que son removidas por el accionar propio del tallado. Todo esto, diseño y recapitulación, nos permitieron siempre trabajar a la longitud de trabajo estimada previamente en los controles de longitud.

Otro principio de la instrumentación biomecánica apreciable en estos sistemas, es la utilización de irrigantes de manera establecida durante la preparación del conducto, donde la frecuencia, cantidad y calidad de ellos influyen de forma significativa en el trabajo con los instrumentos. De esta manera y respetando las indicaciones del fabricante utilizamos NaCl y Glyde, obteniendo así conductos lubricados y permeables que facilitaron la instrumentación.

En cuanto a la utilización del Glyde propuesta por el fabricante como solución de irrigación auxiliar, nos percatamos que su manipulación, consistencia pastosa y acción efervescente al contacto con el hipoclorito, influyó en que su aplicación y remoción del interior del conducto fuera poco práctica clínicamente.

La teoría de la instrumentación mecánica en endodoncia comparada con la experiencia clínica adquirida al trabajar con estos instrumentos, nos deja de manifiesto que las cualidades descritas por ellos se cumplen es su mayoría y que la facilidad de instrumentación de los conductos es ampliamente mayor que la instrumentación manual, de nuestro dominio previo.

Desde el punto de vista práctico de la investigación, esta es fácilmente reproducible y describe un sistema simple, pero sofisticado de analizar los datos obtenidos, además que los cuerpos de prueba al ser muestras de dientes naturales, describen de mejor manera el comportamiento in vivo de estos instrumentos, ya que la dureza de la dentina y la forma anatómica de los conductos no se alteró de sobremanera, lo que sucede por ejemplo al trabajar con modelos de acrílico (Schäfer y Florek, 2003)donde la capacidad de corte y conservación de la forma puede que no sea la representación mas cercana de lo que sucede realmente en dientes naturales(Schäfer y Peters, 2003), (Peters et al., 2003) de este modo el uso de dientes naturales permite recrear de modo mas fidedigno las condiciones clínicas.

Para el manejo del sistema Protaper contamos con el respaldo de la experiencia clínica de los profesionales, debido a que este producto está establecido en el mercado nacional siendo conocido y utilizado, a diferencia de K3 donde solo se cuenta con información a través de la red.

En cuanto a la técnica radiográfica, se estandarizó para evitar distorsiones y artificios radiográficos a objeto de disminuir al máximo los errores de medición, logrando de esta manera acercarse a la mayor fidelidad posible, pero aún de este modo se obtiene algún grado de distorsión que aunque mínimo e incluso no observable a simple vista puede llevar a alteraciones.

En nuestra metodología de investigación incluimos el uso de una balanza analítica a la milésima del gramo, con un sesgo en esta última cifra. Debido a la alta sensibilidad de esta, nos encontramos con la limitante que, si bien realizamos un pesaje estricto y ordenado de nuestros cuerpos de prueba, en cuanto a las condiciones ambientales hubo factores fuera de nuestro alcance, como la hidratación de las muestras posterior a la instrumentación o pelusas incluso, que podían alterar nuestra medición, por lo cual si bien obtuvimos el dato, la cuantificación de la dentina a través de su peso, no fue considerada para el análisis estadístico.

La adquisición de los instrumento a testar fue una de las grandes limitantes debido a que el instrumental K3 no se encuentra en el mercado nacional, por lo que debimos recurrir a la localización internacional del producto y su posterior importación. Además que por tratarse de una compra en cantidades mínimas (unidades) no era rentable el envío para las casas comerciales, debiendo realizar la gestión a través de represente en Chile de la marca en cuestión.

En cuanto a las secuencias establecidas por los fabricantes nos encontramos con variaciones repetidas de estas en el sistema Protaper, teniendo dificultades de encontrar una que fuera oficial y unificada como concepto exacto de manipulación, ya que hasta la fecha existen distintos representantes de la marca que ofrecen alternativas a la secuencia según su experiencia clínica, teniendo que elegir en nuestra investigación la más reciente y la que era señalada en los catálogos de compras. Este punto es compresible por ser productos que aún están en etapa de estudio y sujetos a cambios para llegar a establecer la secuencia que mayores beneficios brinde a la PBM.

CONCLUSIONES

Al final de nuestra investigación y después de seguir en rigor las pautas establecidas, podemos afirmar que ambos sistemas, Protaper y K3 son eficientes en la mantención de la forma del conducto, no existiendo diferencias significativas entre ambos, ya que guardan la misma relación al entregar la totalidad de los conductos instrumentados sin alteraciones.

En cuanto a la capacidad de corte, existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos, ya que Protaper produce un mayor desgaste de las paredes dentinarias que K3. .

El comportamiento de los sistemas una vez realizada la PBM in vitro, muestra diferencias al momento de su manipulación clínica y de su acción dentro del conducto; siendo Protaper el instrumento que mejor se desliza por las paredes dentinarias a diferencia de K3, que presenta falta de fluidez y facilidad en su acción de instrumentación.

Los objetivos establecidos por el fabricante al momento de ofrecer el producto y ser puesto a prueba durante esta investigación, se cumplen es su mayoría los, es así como Protaper se caracterizó por ser un instrumento flexible y con alta eficiencia de corte, donde la sección triangular convexa de su diseño compromete una menor área de dentina, reduciendo cargas torsionales, fatiga de las limas y potenciales fracturas. En cuanto al sistema K3 se caracterizó por mantenerse centrado en el conducto y conservar la morfología de este, además de no formar escalones ni deformaciones, claro que la resistencia a la fractura y su característica dada por el diseño de ser un instrumento que no se enrosca o traba en el conducto merece ser sometido a mayores investigaciones, ya que estos fueron dos puntos donde si se encontró deficiencias.

A pesar que K3 posee un número menor de instrumentos que Protaper, el tiempo clínico en desarrollar su secuencia para la preparación de los conductos fue mayor.

Al conocer y practicar estas nuevas técnicas de instrumentación rotatoria evaluamos que la facilidad de uso de estos sistemas es una característica que quedo comprobada, ya que su técnica fue desarrollada sin problemas previa a una calibración.

BIBLIOGRAFÍA

Baumann, M.A.; and Roth, A. (1999):
Effect of experience on quality of canal preparation with rotary Ni-Ti files.
Oral Surg. 88 (6): 714-19.

Berutti, E.; Chiandussi, G.; Gaviglio, I.; Ibba, A. (2003):
Comparative analysis of torsional and bending strsses in two mathematical models of nickel-titanium rotatory instruments: Protaper versus Profile.
J Endod. 29 (1): 15-9.

Blum, J.Y.; Machtou, P.; Ruddle, C.; and Micallef, J.P. (2003):
Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient.
J Endod. 29(9): 567-75.

Calberson, F.L.G.; Deroose C.A.J.G.; Hommez, G.M.G; Raes, H.; and De Moor, R.J.G. (2002):
Shaping ability of GT™ rotary files in simulated resin root canals.
Int. Endod. J. 35: 607-14.

Glosson, C.R.; Haller, R.H.; Dove, S.B.; and Del Rio, C.E.(1995):
A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engin-driven, and K-Flex endodontic instruments.
J. Endod. 21 (3): 146-51.

Imura, N.; Kato A.S.; Novo, N.F.; Hata, G.; Uemura M.; and Toda T. (2001):
A comparison of mesial molar root canal preparations using two wngine-driven instruments and the balanced-force technique.
J. Endod. 27 (10): 627-31.

Kuhn, G.; and Jordan, L. (2002):
Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments.
J Endod. 28(10): 716-20.

Peters, O.A.; Peters, C.I.; Schonenberg, K.; and Barbakow, F. (2003):
ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT.
Int Endod J 36(2): 86-92.

Peters, O.A.; Peters, C.I.; Schonenberg, K.; and Barbakow, F. (2003):
ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy.
Int Endod J. 36(2): 93-9.

Porto Carvalho, L.A.; Bonetti, I.; and Gagliardi, M.A. (1999):
A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments.
J. Endod. 25 (12): 807-10.

Pruett, J.P.; Clement, D.J.; and Carnes, D.L. (1997):
Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments.
J. Endod. 23 (2): 77-85.

Rödig, T.; Hülsmann, M.; Muge, M. & Schäfers, F.(2002):
Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments.
Int. Endod. J. 35 (11): 919.

Ruddle, C.J. (2001):
The Protaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use.
Dent. Today 20 (10): 60-7.

Ruddle C.J. (2001):
The Protaper technique: endodontics made easier.
Dent. Today 20 (11): 58-64, 66-8.

Sattapan, B.; Palamara, J.E.; Messer, H.H.(2000):
Torque during canal instrumentation using rotatory nickel-titanium files.
J. Endod. 26 (3): 156-60.

Schafer, E.; Florek, H. (2003):
Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals.
Int Endod J. 36(3):199-207.

Schafer, E.; Schlingemann, R. (2003):
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. Int.
Endod. J. 36(3):208-17.

Schneider, A.W. (1971):
A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 32(2): 271-5.

Sonntag, D.; Guntermann, A.; Kim, S.K.; Stachniss, V. (2003):
Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students.
Int. Endod. J. 36 (4): 246.

Svec, T.A.; and Powers, J.M. (1999):
Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files.
J. Endod. 25 (11): 759-760.

Tripi, T.R.; Bonaccorso, A.; Condorelli, G.G. (2003):
Fabrication of hard coatings on NiTi instruments.
J Endod. 29(2): 132-4.

Yared, G.; Bou Dagher, F.; and Machtou, P. (2000):
Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use.
Int. Endod. J. 33: 204-207.

Yared, G.; Bou Dagher, F.; Kulkarni, K. (2003):
Influence of torque control motors and the operator's proficiency on Protaper failures.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 96 (2): 229-33.

Yun, H.H.; Kim, S.K. (2003):
A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotatory instruments in simulated root canals.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 95 (2): 228-33.

Craig, R.G. (1998):
Aleaciones de metales básicos coladas y forjadas. En: Materiales de odontología restauradora, Ward, M.L., Eds., Michigan: Harcourt Brace, pp. 429-434.

Lasala, A. (1992):
Anatomía pulpar y de los conductos radiculares. En: Endodoncia, Barcelona: Ediciones Científicas y técnicas.

Leonardo, M.R., De Toledo, R. (2002):
Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio. Editorial Latinoamericana.

Macchi, R.L. (2000):
Materiales metálicos. En: Materiales dentales, Eds., Argentina: Editorial médica panamericana, pp. 43-80.

Weine, F.S. (1997):
Preparación de la cavidad de acceso
Comienzo de tratamiento
Alteraciones de tratamiento endodóntico convencional. En: Tratamiento Endodóncico, España: Harcourt Brace.

Weintraub, J.A.; Douglass, Ch.W.; Gilling, D.B. (1985):
El test "t"
Test de hipótesis, nivel de significación y potencia, En: Bioestadística en salud bucodental, North Carolina: CAUCO publications.