



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TÉCNICA DE PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON EL
SISTEMA ROTATORIO PROTAPER® NEXT DENTSPLY,
EN 3D.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

LEVY KARIME RODRÍGUEZ LEÓN

TUTOR: C.D. FRANCISCO JAVIER IBARRARÁN DÍAZ

ASESOR: C.D. JUAN IGNACIO CORTÉS RAMÍREZ



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

Le doy gracias a mis padres, Mauricio y Teresa por apoyarme en todo momento, los valores que me han inculcado, por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación durante el transcurso de mi vida. Sobre todo porque son un gran ejemplo a seguir.

A mi hermana Claudia por ser una parte importante en mi vida, por aconsejarme, por escuchar mis problemas, porque me ayuda a resolverlos, eres una excelente hermana, gracias por ser como eres, nunca cambies, recuerda que yo también estoy para ti.

A mi esposo Aarón por apoyarme durante estos 6 años, te amo mucho, eres un gran hombre, un gran padre y un gran amigo le doy gracias a dios que te puso en mi camino, juntos construiremos una gran familia.

A mi hija VALENTINA, eres el pilar de mi vida, con tu risa se me olvidan mis problemas, todavía eres muy pequeña pero eres una excelente niña, juntos tu papa y yo haremos de ti una excelente persona, con valores y virtudes, crecerás en un hogar como en el que crecí.con amor.

A todos mis familiares que ya no están con nosotros físicamente, pero en mi mente y en mi corazón siguen presentes.

A mis amigos por todos los momentos que pasamos juntos, por los momentos inolvidables que vivimos durante la estancia en la facultad: Ivette (Chikis) José, Angélica, Adriana, Tania (Tata), gracias por haberme brindado su amistad.

A mis profesores el doctor Díaz Michel, al doctor Rubín, por ser unas excelentes personas, por todo su apoyo, por tenerme paciencia, por transmitirme todos sus conocimientos, nunca cambien.

A mi tutor C.D. Francisco Javier Ibarra por la paciencia y dedicación que me brindó en la realización de este trabajo, muchas gracias por su apoyo. A todos aquellos profesores que marcaron cada etapa de mi camino universitario.

Orgullosamente UNAM "Por mi raza hablara el espíritu"

ÍNDICE

| | |
|--|-----------|
| Introducción..... | 6 |
| Propósito..... | 7 |
| Objetivo..... | 8 |
| 1. Antecedentes..... | 9 |
| 1.1. Instrumentos manuales..... | 11 |
| 1.2. Instrumentos rotatorios..... | 16 |
| 2. Instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio..... | 18 |
| 2.1. Sección transversal..... | 18 |
| 2.2. Ángulo de corte..... | 19 |
| 2.3. Superficie radial..... | 20 |
| 2.4. Área de escape..... | 20 |
| 2.5. Núcleo de la lima..... | 21 |
| 2.6. Ángulo helicoidal..... | 21 |
| 2.7. Pitch..... | 22 |
| 2.8. Diseño de la punta..... | 23 |
| 2.9. Conicidad..... | 24 |
| 2.9.1. Conicidad constante..... | 25 |
| 2.9.2. Conicidad variable..... | 25 |
| 2.10. Motor..... | 26 |
| 2.11. Torque..... | 26 |
| 2.12. Revoluciones por minuto..... | 27 |
| 2.13. Fractura de los instrumentos Ni-Ti..... | 27 |
| 2.13.1 Fatiga..... | 28 |
| 2.13.2 Fatiga cíclica..... | 28 |
| 2.13.3 Fatiga torsional..... | 28 |
| 3. Variaciones Ni-Ti..... | 30 |
| 3.1. M-Wire..... | 33 |
| 3.2. Control memory (CM)..... | 33 |
| 3.3. Fase R..... | 34 |
| 4. Características de Protaper Next ®..... | 36 |
| 4.1. M-Wire..... | 36 |

| | |
|---|-----------|
| 4.2. Sección transversal..... | 37 |
| 4.3. Conicidad variable..... | 38 |
| 4.4. Swaggering..... | 39 |
| 4.5. Ventajas..... | 40 |
| 4.6. Recomendaciones de uso..... | 40 |
| 5. Preparación de conductos con el sistema Protaper Next®..... | 42 |
| 5.1. Secuencia de instrumentación..... | 42 |
| 5.2. Obturación..... | 43 |
| 6. Estudios Realizados..... | 46 |
| Conclusiones..... | 50 |
| Bibliografía..... | 51 |



Introducción

La Endodoncia a lo largo de la historia, ha investigado métodos más rápidos, seguros y eficientes para la preparación y limpieza durante el tratamiento de conductos radiculares.

En décadas recientes, una nueva aleación metálica, constituida por níquel titanio (NiTi), ha sido investigada en Endodoncia, debido a sus excelentes propiedades de flexibilidad, resistencia a la torsión y memoria en cuanto a su forma.

El desarrollo de sistemas que utilizan instrumentos de níquel-titanio (NiTi) fue un acontecimiento que revolucionó la Endodoncia, incorporando una serie de cambios conceptuales en la preparación del sistema de conductos radiculares.

Estos instrumentos permiten aumentar la eficiencia y velocidad del tratamiento de conductos. Los instrumentos rotatorios son utilizados a baja rotación (rpm) y bajo un torque controlado accionados por un motor eléctrico.

Actualmente, se intenta crear técnicas que reduzcan la fractura (separación) de los instrumentos.

Varias técnicas para la preparación biomecánica de los canales radiculares con diferentes instrumentos de Níquel–Titanio y diversos motores han sido idealizados por diversos autores y también por los fabricantes.

La principal innovación de Protaper Next® es la sección del instrumento, rectangular y descentrada, que genera un movimiento "serpenteante" en el interior del conducto radicular. Además el material m-wire NiTi, otorga a la lima más flexibilidad, así como una mayor resistencia a la fatiga cíclica.



Propósito

Analizar los componentes del sistema rotatorio Protaper Next®, y la descripción de los pasos que se tienen que seguir para la conformación de los conductos con este sistema.



Objetivos

- Conocer los componentes y la forma de estas limas, ya que en comparación con las limas Protaper Universal® la forma así como el núcleo es diferente.
- Describir la técnica de preparación con el sistema Protaper Next®.
- Analizar los estudios que se le han realizado y conocer su resistencia a la fatiga comparado con otros sistemas.

1.- Antecedentes

En 1838, Maynard (**Fig. 1**) creó el primer instrumento endodóncico, idealizado a partir del muelle de reloj, con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular.¹ (**Fig. 2**)

Los primeros instrumentos con estas características fueron desarrollados a principios del siglo XX, eran fabricados a partir de un alambre de acero al carbono, que podía ser labrado para obtener instrumentos barbados, como las limas denominadas “cola de ratón” (**Fig. 3**) o facetado y torsionado a fin de obtener instrumentos con espiras, de diferente angulación o repetitividad, lo cual les confería distintas capacidades, de acuerdo con la cinemática empleada.^{1, 2.}



Fig. 1 Edward Maynard. Fuente Leonardo Mario Roberto. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Barcelona: Artes Médicas; 2002



Fig. 2 muelles de un reloj. (Fuente Leonardo Mario Roberto. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Barcelona: Artes Médicas; 2002)



Hasta la década de los años 50 los instrumentos no tuvieron grandes transformaciones, siendo fabricadas al carbono.

En 1955, John Ingle creo la posibilidad de que se fabricaran instrumentos que tuvieran una estandarización. ^{1, 2.}

Históricamente, los instrumentos endodóncicos constaban de un mango para su empleo manual y una parte activa que se introducía al conducto. Esta función de su diseño, permitía la realización de diferentes acciones, como ensanche, limado, profundización, introducción o extracción de elementos o materiales del conducto. ³

En 1988, Walia, Gerstein, y Brantyle realizaron la primera serie de ensayos comparativos que demostraron las limas de fabricadas a partir de la aleación de níquel-titanio sobre las de acero inoxidable.²

Estos autores describieron el potencial de la aleación de níquel-titanio, originalmente empleada para alambres de ortodoncia, e informaron que en instrumentos con igual morfología esta aleación presenta entre dos y tres veces más flexibilidad que el acero inoxidable.²

En 1991, la NT Company (Estados Unidos) introdujo las primeras limas comerciales de níquel-titanio manuales y mecanizadas. En 1994 se presentó el sistema McXim, primera serie de instrumentos rotatorios de níquel-titanio compuesta por limas no convencionales. ²

Un grave problema fue identificado a mediados de 1950 y asignado a la falta de estandarización de los instrumentos endodóncicos.³

Sugerencias realizadas por Green (1957), Ingle (1961), Heuer (1963), y Sampeck (1967) sirven como base para el desarrollo de normas internacionales sobre el tamaño, conicidad, y el rendimiento de limas de endodoncia. En 1981, las especificaciones fueron revisadas, incluyendo los

requisitos para la conicidad de la lima de 0,02 mm y con una tolerancia de ± 0.02 mm. Posteriormente, en 1989, una segunda revisión se hizo en el diseño del ángulo de corte, la geometría, y el ángulo de la punta. ³



Fig. 3 Antiguos instrumentos barbados "cola de ratón" sin estandarización, numerados secuencialmente de 1 a 6, de 23 mm de longitud. (Fuente: Leonardo Mario Roberto. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Barcelona: Artes Médicas; 2002)

1.1 Instrumentos Manuales

En 1961, Ingle publicó su primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y de plata correspondientes. ⁴

En 1962 fue que la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E) aceptó la sugerencia de Ingle & Levine, lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de los instrumentos para conductos radiculares. ⁴

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, en marzo de 1981, después de 26 años de estudios, fueron divulgadas las normas finales de la especificación en 28 de la ANSI/ADA, siendo entonces definida la estandarización internacional para estos instrumentos. ⁴

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir estos nuevos instrumentos, que fueron conocidos como instrumentos tipo K, siendo también los más conocidos en el mundo. ²

Inicialmente la fabricación de las limas se originaban de la torsión de un asta piramidal de acero carbono, siendo este metal sustituido después de 1961 por el de acero inoxidable debido a sus mejores propiedades.⁴

Dependiendo de la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación, o sea triangular, cuadrangular, circunferencial, así como de la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenían diferentes tipos de instrumentos conocidos como, ensanchadores, limas tipo K y Hedstroem.⁴ **(fig. 4)**



Fig.4 lima tipo K y tipo Hedstrom. (Fuente http://images.slideplayer.es/7/1687354/slides/slide_14.jpg)

De acuerdo a lo establecido a la norma ISO 3060/1:2008, el instrumental endodóncico se clasifica en cinco tipos, en función del filo, la conicidad y el tamaño de la punta. **(Fig. 5)**

- Tipo 1: *Standard-sized instruments (taper 2%)* instrumento estandarizado con conicidad 2%.
- Tipo 2: *Taper-sized instruments (taper other than 2%)* instrumento con conicidad continua diferente de 2%.
- Tipo 3: *Shape-sized instruments (arc shape)* instrumento con forma continua (corte arco).
- Tipo 4: *Non-taper (zero-taper)* instrumentos sin conicidad (conicidad cero).
- Tipo 5: *Non-uniform taper-sized instruments (more than one taper)* instrumentos con conicidades múltiples (más de una conicidad).²

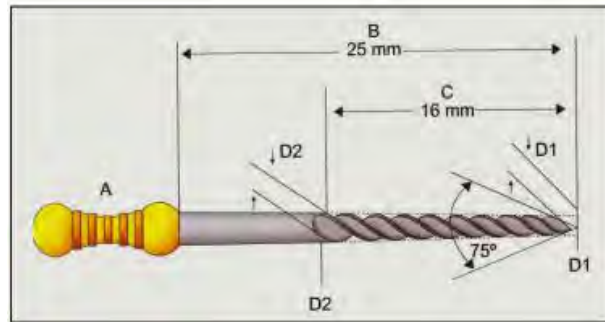


Fig. 5 Esquema de instrumentos estandarizados conicidad 2% *Standard sized instruments* (ISO). (Fuente <https://www.google.com.mx/url?sa=i&rct=j&q=&esrc=s&source=images&cd=&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwi>)

La parte activa del instrumento se inicia en su punta y se denomina D1, se extiende hacia la parte final activa.⁵

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 standard 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.⁶

Las longitudes totales de los instrumentos son de 21, 25, 28 y 31 mm. La codificación en colores de los mangos plásticos facilita la identificación de los instrumentos, y se ofrece en el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la primera serie (15 a 40), segunda serie (45 a 80) y tercera serie (90 a 140) respectivamente. ⁵ (Fig. 6)

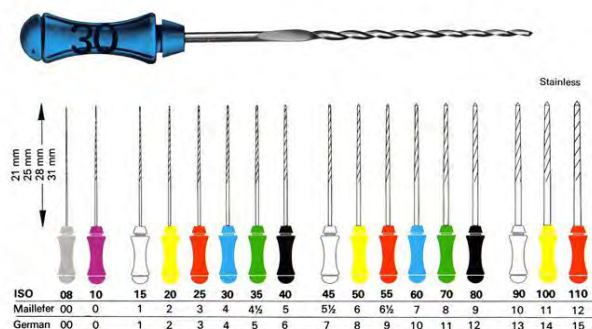


Fig. 6 codificaciones de colores (fuente:

<http://www.dentalespadilla.com/pagina/images/stories/productos/endodoncia/rellenadores4.jpg>)

Características de los instrumentos estandarizados:

- Construidos de acero inoxidable
- Mango plástico de color
- Parte activa de 16 mm como mínimo
- Aumento de conicidad standard equivalente a 0.02 mm por milímetro de la parte activa
- 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

Clem en 1969 fue el primer autor en destacar la importancia de la preparación en diferentes etapas (pasos) durante la instrumentación de conductos radiculares atrésicos y curvos, sugirió la utilización de instrumentos de bajo calibre en la porción apical seguido de una preparación de retroceso progresivo con aumento en el diámetro de los instrumentos en sentido ápice/corona preparación a la cual le denomino “step back” o sea, preparación en escalones. ^{1, 4, 6.} **(Fig. 7)**

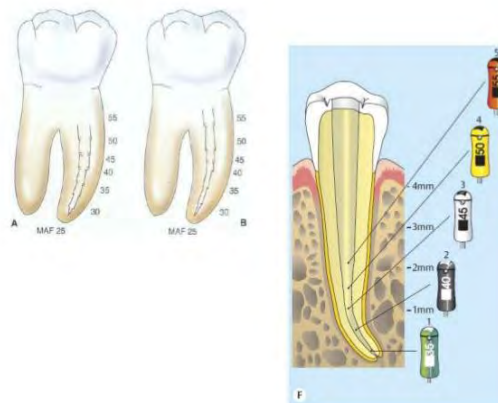


Fig. 7 “Step back” (Fuente:<http://image.slidesharecdn.com/instrumentacioneirrigacion-121117205529-phpapp01/95/instrumentacion-e-irrigacion-19-638.jpg?cb=1353185924>).

Por otra parte en el año de 1974 Schilder publicó una nueva técnica de preparación que incluye la utilización de fresas Gates-Glidden y fue considerada como uno de los principios fundamentales para la realización de un tratamiento de conductos mejor orientado, su principal objetivo no fue

solamente la remoción de tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada del conducto radicular, si no también atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical. ^{1, 4, 6.}

Basados en el principio de Schilder, en 1980 Abou-Rass, Frank y Glick permitieron la realización de un desgaste menor en las llamadas áreas de seguridad, preparación que fue denominada “limado de desgaste anticurvatura”. ^{1, 4, 6.}

Marshall y Pappen desarrollaron una nueva técnica denominada crown-down (**Fig. 8**), en la cual las fresas gates-glidden y las limas de mayor diámetro son utilizadas inicialmente en dos tercios coronarios, utilizando a continuación las limas de menor diámetro progresivamente en sentido corona-ápice hasta alcanzar la longitud deseada. ⁶

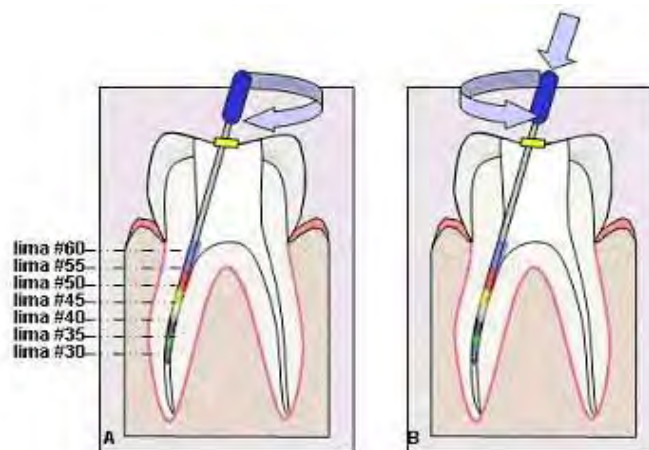


Fig. 8 “Técnica Crown-down” (Fuente:

<http://www.actaodontologica.com/ediciones/2003/2/images/84/image4.jpg>)

Tras 12 años de investigaciones realizadas en el año de 1985 Roane y colaboradores propusieron una nueva técnica denominada “fuerzas balanceadas” Esta técnica se realiza rotando una lima en sentido horario a las manecillas del reloj, de forma que la hoja del instrumento se atornille en la pared dentinaria y posteriormente con una rotación en sentido antihorario de la lima con ligera presión hacia apical. ^{1, 4, 6.}



1.2 Instrumentos Rotatorios

A principios del año de 1960, William Buehler y Wang descubrieron la aleación de níquel-titanio (NiTi, 55% de níquel y 45% de titanio) la cual denominaron nitinol (*Ni* por níquel, *ti* por titanio y *noI* por Naval Ordnance Laboratory).⁷

En el año 1964 se presentó la pieza de mano Giromatic (Micro Mega) precursora de la instrumentación rotatoria actual. Efectuaba un movimiento alternativo de rotación horaria de 45° y antihoraria de la misma magnitud.⁴

Andersen y Hilleman utilizaron por primera vez la aleación de níquel-titanio en ortodoncia en 1971, y no fue hasta finales de los años ochenta del siglo pasado cuando el níquel-titanio se utilizó en la fabricación de limas, hoy en día se utiliza el NiTi en endodoncia porque es una aleación con propiedades de recuperación de forma, elasticidad, escasa rigidez y superelasticidad.¹

Las limas endodóncicas fabricadas con aleaciones de níquel-titanio muestran una flexibilidad elástica entre 2-3 veces durante la flexión y la torsión, así como una resistencia superior a las fracturas torsionales en comparación con las limas de acero inoxidable.⁸

Hoy en día se utiliza el NiTi en endodoncia porque es una aleación original con propiedades de recuperación de forma, elasticidad, escasa rigidez y superelasticidad.^{4, 7.}

Movimientos Mecanizados

Para la instrumentación de los conductos se han empleado diferentes mecanismos y recursos: la rotación continua a distintas velocidades, los movimientos oscilantes, los movimientos vibratorios aleatorios, los giros alternados con introducción y el ultrasonido, entre los más destacados.



- Rotatorio horario continuo (360°)
- Reciprocante simétrico
- Reciprocante asimétrico
- Combinación de rotatorio discontinuo y reciprocante asimétrico (*adaptative motion*).^{1, 2.}



2. Instrumentos Rotatorios de Níquel-Titanio

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) han experimentado cambios considerables de diseño, proceso de fabricación y procesamiento de su aleación. Se ha buscado con ello conservar la forma original del conducto radicular.⁹

La mayoría de los estudios hasta la fecha han reportado que las propiedades de las limas de Ni-Ti ha contribuido a mejorar la preparación del conducto radicular y disminuir la transportación del conducto al mínimo si se utilizan correctamente.¹⁰

La flexibilidad en las limas de Ni-Ti, debido a su comportamiento superelástico dependen principalmente de las fases cristalinas presentes en la aleación y los tratamientos térmicos, mecánicos y químicos a los que la aleación ha sido sometida.¹¹

Un instrumento rotatorio de NiTi ideal debe poseer adecuadamente las cualidades de resistencia a la fractura y la acción de corte más rápido. Por lo tanto, el equilibrio óptimo entre la resistencia a la fatiga y la eficiencia de corte del instrumento se traduciría en una preparación segura y rápida del conducto radicular.¹²

2.1 Sección Transversal

Es la forma geométrica que presenta la lima cuando la lima es seccionada perpendicular al eje largo del instrumento. **(Fig. 9)** La sección permite observar la distribución de las facetas y los modos en que éstas entran en contacto con la pared del conducto sean ángulos o superficies, su forma geométrica determina la presencia o ausencia de superficie radial y el número de ángulos de cortes presentes en el instrumento.^{1,2.}

Algunas limas presentan una sección triangular ya desde el calibre 15 (Flexofile, Maillefer), en otras, el perfil de la sección es romboidal (K-Flex, Kerr), lo que determina menor rigidez. Las limas de sección triangular son más flexibles que las de sección romboidal y estas más que las de sección cuadrangular. Un concepto expuesto por Heath en 1988 fue el de modificar el perfil de los lados rectos de la sección triangular, tallándolos cóncavos para disminuir la masa de metal, con lo que disminuía la rigidez, llamo a estos instrumentos limas U. ¹³

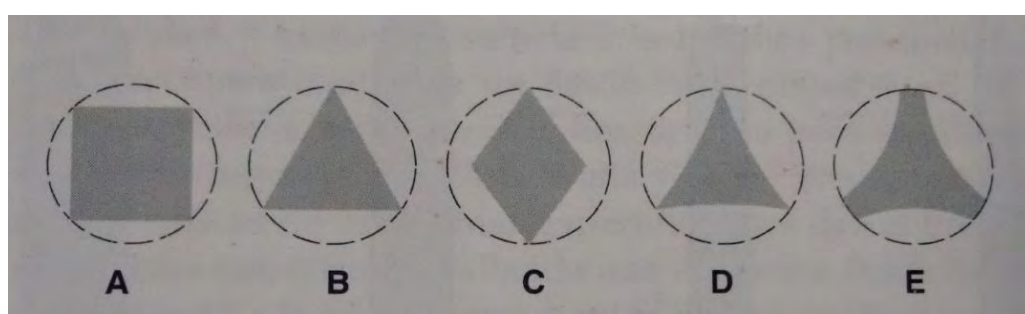


Fig. 9 Perfil de la sección de distintos instrumentos. A) cuadrangular en una lima K clásica. B) Triangular en una lima K moderna y en un ensanchador. C) Romboidal en una lima K-Flex. D) Lima en U. E) Similar al de una lima U, pero con borde cortante ensanchado.¹³

2.2 Ángulo de corte

Indica la capacidad de corte de la lima y se determina midiendo el ángulo formado por el borde cortante (guía) y el radio, en una sección del radio perpendicular al borde cortante. ¹⁴

Las hojas de corte poseen dos caras y un borde. Una de ellas es la cara cortante, que va hacia la dirección de rotación y hace contacto con la estructura dentaria eliminada; la otra es la cara de despeje, que va a continuación del borde en rotación. El borde cortante se encuentra en la intersección de estas dos caras. ²

2.3 Superficie Radial

Es un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, su posición respecto al borde cortante y su anchura determinan su eficacia. **(Fig. 10)**

La superficie radial reduce la tendencia del instrumento al atornillado, así como al transporte del conducto durante la preparación; disminuyen la tendencia la propagación de las microfisuras en su superficie causadas por el estrés, y los defectos de fabricación localizados a lo largo de sus bordes de corte. Además, le brindan apoyo al borde manteniendo centrado el instrumento y limitan la profundidad de corte. ^{1, 2, 4.}



Fig. 10 superficie radial. (Fuente: Leonardo, M. and Toledo Leonardo, R. (2002). *Sistemas rotatorios en endodoncia.*)

2.4 Área de Escape

Se encuentra en forma de surcos en su sección transversal, su función es recolectar la limalla generada durante la instrumentación del conducto radicular a consecuencia de la instrumentación. ^{1, 14.} **(Fig. 11)**



Fig. 11 Áreas de escape. (Fuente: Leonardo, M. and Toledo Leonardo, R. (2002). *Sistemas rotatorios en endodoncia.*)



2.5 Núcleo de la Lima

Comprende a la parte central cilíndrica de la lima, el núcleo proporciona en mayor parte la flexibilidad y la resistencia a la torsión. ^{1, 4.}

La masa central es determinada por los límites de las profundidades de las acanaladuras. Se define como la circunferencia de mayor diámetro de la selección transversal que no ha sido torneada y que se mantiene a lo largo de la parte activa en un mismo eje longitudinal. En función de la simetría del diseño, el alma puede hallarse centrada o no en la sección transversal del instrumento. ²

Para que un instrumento tenga un núcleo con menor masa central, es preciso aumentar la profundidad de las espiras o bien variar el tipo de sección a lo largo del instrumento. Los instrumentos cuyo núcleo no se encuentra centrado tienden a que no haya un contacto simultáneo de todos los puntos de sección con la pared del conducto al momento de corte. ²

2.6 Ángulo Helicoidal

El ángulo que forma el borde cortante con el eje longitudinal de la lima, llamado ángulo helicoidal, barreña los residuos coleccionados en las estrías del conducto. Este importante ángulo determina la técnica de limado a emplear. ¹⁴ (**Fig. 12**)

La forma de helicoides permite que, al rotar un instrumento cónico, solo un sector pequeño de los bordes cortantes de cada espira entren en contacto con la pared del conducto, en lugar de que todos los puntos del borde actúen de manera simultánea. Esto produce que cada borde cortante inicie su acción antes que el borde cortante precedente la haya finalizado, lo cual garantiza una acción mucho más uniforme en toda la rotación. ^{1, 2, 14.}

Un segundo efecto de la forma helicoidal consiste en que la hoja no realice el corte en ángulo recto, sino que lo haga efectuando rebanadas. Esto determina una menor necesidad de fuerza para una misma acción y, en consecuencia, implica un menor estrés de torsión. ^{1, 2, 14.}

Un ángulo helicoidal pequeño implica una mayor distancia entre las hojas de la lima. En estos casos a iguales velocidades, lleva más tiempo producir el mismo efecto que con instrumentos con ángulos helicoidales mayores. ^{1, 2, 14.}

Cuanto mayor es el ángulo, más rápidamente se produce el desgaste de la dentina. Al haber más borde cortantes por unidad de longitud, aumenta la cantidad de puntos de contacto del instrumento contra la pared del conducto, lo cual determina, además, una mayor flexibilidad del instrumento. ^{1, 2, 14.}

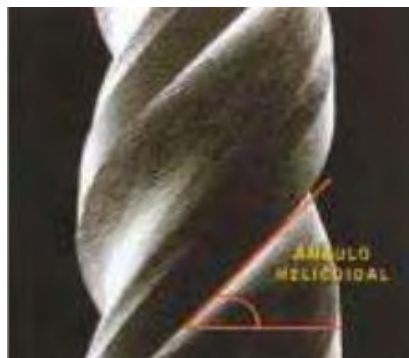


Fig. 12 Ángulo helicoidal-determinado por el borde cortante y el eje largo (Fuente Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodoncia Mecanizada)

2.7 Pitch

Es la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente; podría ser la distancia entre puntos correspondientes en los que no se repite el mismo patrón. Cuando más pequeño sea el pitch o más corta la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo

helicoidal. La mayoría de las limas tienen un pitch variable que cambia a lo largo de la superficie de trabajo. ¹⁴

Un pitch constante (**Fig. 13**) favorecerá el efecto de atornillado por repetición de la frecuencia de espiras, generando un incremento del estrés de torsión a causa del aumento de forma progresiva de la superficie de contacto y de fricción, debido al compromiso de la hoja contra la pared. Los diseños con repetitividad variable del espirado buscan disminuir los efectos contraproducentes del atornillado en la instrumentación rotatoria continua. ^{1, 2.} (**Fig. 14**)

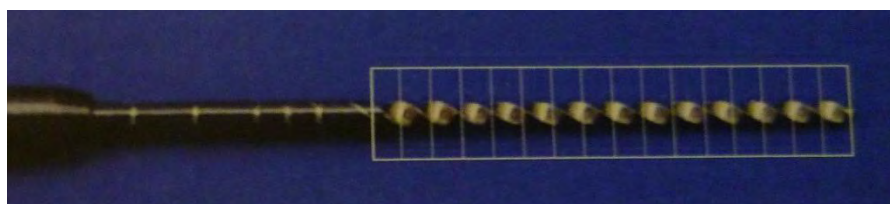


Fig. 13 ejemplo de pitch constante. (Fuente Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodencia Mecanizada)

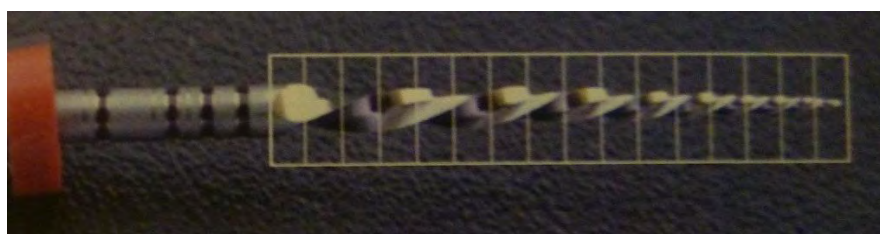


Fig. 14 ejemplo de pitch variable. (Fuente Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodencia Mecanizada)

2.8 Diseño de la Punta

La punta de un instrumento es el extremo de la parte activa. Básicamente su función es guiar el instrumento a través de la luz del espacio endodónico. ^{1, 2.}

Las puntas activas piramidales pueden ser útiles cuando penetran en conductos más pequeños que la propia lima. En la búsqueda de suavizar



los ángulos de corte (determinados por la punta y la primera espira), el extremo de los instrumentos ha sufrido modificaciones, transformándose en una guía de penetración inactiva. ^{1, 2.}

El diseño bicónico se basa en la reducción del ángulo de transición y agrega una superficie ancha desde el este hasta la primera espira, la cual al contactar con la pared del conducto en la curvatura produce la flexión de la lima, eliminando la posibilidad de generar escalones. ^{1, 2.}

Las puntas cónicas o bicónicas son las indicadas en el empleo de instrumentos de preparación mecanizada (rotatoria de giro continuo, oscilatoria o reciprocante) cuando es necesaria la introducción centrada de las limas en la luz del conducto. ^{1, 2.}

2.9 Conicidad.

La conicidad se define como la relación entre la diferencia de los diámetros extremos de un tronco de cono y su longitud. Se expresa mediante la ecuación $1/x$, donde x representa la longitud del tronco de cono en una determinada unidad de medida que es necesario recorrer para que el diámetro varíe una unidad. ²

De acuerdo con Weine, las diferencias en el diámetro del instrumento, punta o conicidad pueden variar incluso entre los mismos fabricantes. Varios estudios se han realizado sobre la variabilidad dimensional de limas y escariadores con una conicidad de 0.02, incluido un estudio sobre algunos instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) con mayor conicidad (a 0.02). **(Fig. 15)**

Actualmente, se pueden encontrar conicidades constantes y conicidades variables en el área de trabajo del instrumento. Las conicidades más

comunes son la 0.04, 0.06, y 0.10, aunque podemos encontrar desde 0.02 a 0.12 de conicidad. ¹⁰

A pesar del desarrollo de especificaciones estándar, amplias variaciones están siendo observados en los diámetros de instrumentos del mismo tamaño nominal dentro o entre diferentes fabricantes. El límite de tolerancia de $\pm 0,02$ mm para todos los diámetros se ha identificado como parte del problema. ³

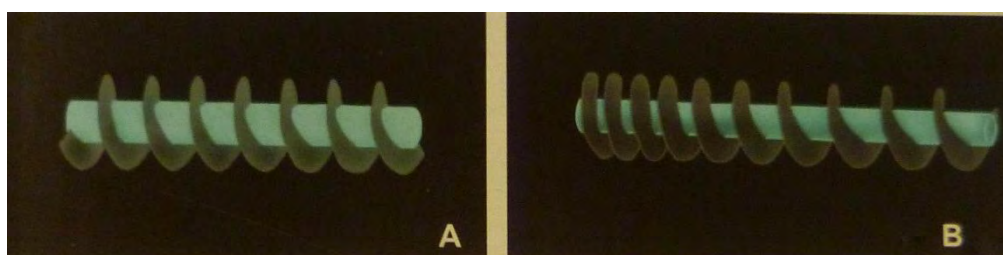


Fig. 15 A) espirales constantes, B) no constantes. (Fuente: Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodoncia Mecanizada)

2.9.1 Conicidad Constante

Es la cantidad del diámetro de la lima que aumenta cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango. Por ejemplo, una lima de tamaño 25 con una conicidad de 0.2 tendría un diámetro de 0.27 a 1 mm de la punta, de 0.29 a 2 mm de la punta y de 0.31 a 3 mm de la punta. ¹⁴

2.9.2 Conicidad Variable

En los instrumentos rotatorios, el principio básico fue fabricar los mismos instrumentos con conicidades diferentes, esta variación en un mismo instrumento tiene como consecuencia que solo la mayor porción de mayor conicidad entre en contacto con la pared dentinaria, reduciendo así el estrés y riesgo de fractura. ^{1, 2, 14.}

2.10 Motor

Estos dispositivos fueron proyectados para que se utilizaran con movimientos mecánicos rotatorios en sentido horario, utilizando motores eléctricos que ofrecen velocidad constante sin oscilaciones, entre 150 a 350 rpm, algunos motores también ofrecen un control automático de torque.¹

(Fig. 16)

Esta particularidad es fundamental ya que cuando el instrumento es accionado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia que puede ser predeterminado en algunos aparatos, este instrumento para automáticamente.¹

En muchos de los motores actuales este movimiento es invertido en sentido antihorario ya que cuando se alcanza el torque preestablecido permite la salida del instrumento del conducto radicular sin ningún problema, algunos aparatos presentan dispositivos que permiten controlar el torque que varían de 0.01 a 10 Newtons por centímetro.¹



Fig. 16 Motor eléctrico (Fuente: <http://www.cdsalcedo.es/images/motor.jpg>)

2.11 Torque

Se trata de una magnitud constituida por un producto vectorial que se obtiene a partir del punto de aplicación de la fuerza. En este sentido, el



torque hace que se produzca un giro en el cuerpo que lo recibe. La magnitud es propia de aquellos elementos a los que se les aplica torsión o flexión, como una viga o el eje de una máquina.

El momento de fuerza puede expresarse por medio de la unidad newton metros (Mn). En instrumentación, el torque es la cantidad de fuerza ejercida durante la rotación del instrumento dentro del conducto. ²

Tipos de torque:

- AL= limitador de torque que genera constante torque, preseleccionado en todas las reducciones.¹
- AP= protector de torque para un cambio rápido en el sentido de la rotación (antohorario). Cuando se alcanza el torque seleccionado, el instrumento gira 2 veces en el sentido antihorario. ¹

2.12 Revoluciones por Minuto

Constituyen una unidad de frecuencia que no forma parte del Sistema Internacional de Unidades, ya que éste apela al hercio (un hercio representa un ciclo por segundo). ¹⁵

2.13 Fractura de los Instrumentos Ni-Ti

La fractura simple es la separación de un cuerpo en dos o más trozos como respuesta de una tensión estática constante o lentamente variable en el tiempo, a temperaturas menores que la temperatura de fusión del material, que para el caso del Ni-Ti es de 1300°C.¹³



Las tensiones aplicadas, generadoras de la falla, pueden ser de tracción, compresión, de torsión o de corte. La fractura de limas endodónticas puede ser de dos formas: por torsión y por flexión. ¹³

2.13.1 Fatiga

La falla por la fatiga es una forma de fractura que se produce en estructuras sujetas a tensiones dinámicas y fluctuantes. Es factible que la ruptura final o fractura macroscópica se produzca por niveles de tensiones considerablemente bajas, repetitivas y cíclicas, sin previo aviso.

La fatiga de un instrumento es el resultado de cualquier repetición de estrés, producida sobre todo durante la flexión mientras la lima gira en el interior de la curvatura de un conducto.

La resistencia a la fatiga consiste en la capacidad del instrumento de resistir a la fractura cuando es rotado en estado de flexión, con las velocidades recomendadas para su uso. ^{1, 2, 14.}

2.13.2 Fatiga Cíclica

La fatiga cíclica tiene que ver con los cambios dimensionales que el instrumento presenta luego de cada uso, que son consecuencia de movimientos alternados de flexión y deflexión, y del número de rotaciones que ha experimentado dentro del sistema de conductos radiculares. Generalmente, la fatiga cíclica aumenta con el grado de curvatura del conducto. ^{1, 2, 14.}

2.13.3 Fatiga Torsional

La fractura por torsión se produce por el atrapamiento de un segmento del instrumento rotatorio dentro del conducto radicular, este al continuar



girando sobrepasa su límite elástico e inicia la deformación plástica que lleva posteriormente a la fractura del instrumento, este tipo de fractura puede prevenirse realizando procedimientos como el pre ensanchamiento o glide path utilizando para este fin instrumentos rotatorios o manuales. ¹³

3. Variaciones Ni-Ti

La liga más comúnmente utilizada para la confección de instrumentos endodóncicos es la denominada equiatómica. Está conformada por 49 a 51% de níquel y 49 a 51% de titanio. Las diferencias en las proporciones de níquel y de titanio y el agregado de pequeñas cantidades de otros elementos, por ejemplo, aluminio determinan un cambio en las propiedades termomecánicas, lo cual posibilita la fabricación de instrumentos con indicaciones específicas o requerimientos mecánicos diferentes: menores o mayores calibres, diferentes configuraciones morfológicas o diversas funciones.^{1, 2, 14.}

Durante el uso del instrumento, el NiTi puede presentar tres tipos de disposiciones espaciales diferentes:

- Austenita: el material es más resistente, y proporcionalmente más duro y menos elástico.
- Martensita: desde el punto de vista mecánico, es relativamente suave y puede ser deformada fácilmente.
- Martensita inducida por el estrés: se presenta con gran elasticidad, lo cual le confiere su propiedad de superelasticidad. La estructura cristalina martensítica, al ser inducida, puede soportar un mayor estrés sin que aumente la tensión. **(Fig. 17)**^{1, 2, 14.}

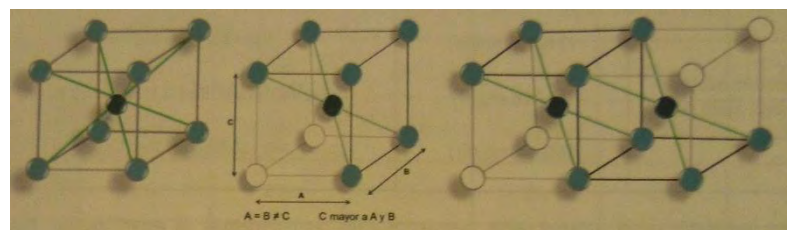


Fig. 17 Ejemplo de una transformación desde una fase austenítica cúbica centrada a una fase martensítica hexaédrica, por desplazamiento de los átomos. (Fuente: Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodoncia Mecanizada)



Memoria de forma: La memoria de forma se refiere a la capacidad de ciertos materiales de “recordar” una forma, incluso después de severas deformaciones: una vez deformados a bajas temperaturas, estos materiales permanecerán deformados hasta que sean calentados, entonces volverán espontáneamente a su forma original que tenían antes de la deformación. ^{1, 2, 14, 16.} **(Fig. 18)**

Velocidad de respuesta: Debido a que se contraen cuando llega a cierta temperatura de activación predefinida de fábrica, alambres muy delgados son capaces de contraerse en una décima o centésima parte de un segundo. Sin embargo, para relajarse de nuevo necesitan enfriarse, lo cual depende de la temperatura ambiente. Se puede llegar a tener varios ciclos por segundo con alambres delgados (50 micrómetros de diámetro) o un ciclo cada tres o cuatro segundos si el alambre es muy grueso. ^{1, 2, 14, 16.}

Aunque el Nitinol fue reconocido inicialmente por su propiedad de memoria de forma térmica, existe otra propiedad muy atractiva y de gran aplicación llamada superelasticidad; la cual se presenta cuando el Nitinol es deformado mecánicamente a una temperatura determinada y una vez que el esfuerzo es retirado la transformación se invierte y el material recupera su forma original. Las aleaciones de níquel-titanio, cuando son sometidas a deformación de hasta 10%, pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto recuperables; mientras que las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%. A partir del comportamiento superelástico es posible obtener ciertas ventajas tales como:

- Grandes deformaciones recuperables del orden del 10%.
- Bajas deformaciones residuales.
- Generación de bajos esfuerzos al recuperar su forma original.

La superelasticidad de esta aleación hace que los instrumentos endodóncicos sean más flexibles que los de acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los conductos radiculares curvos, minimizando el transporte del foramen. ^{1, 2, 14, 16.}

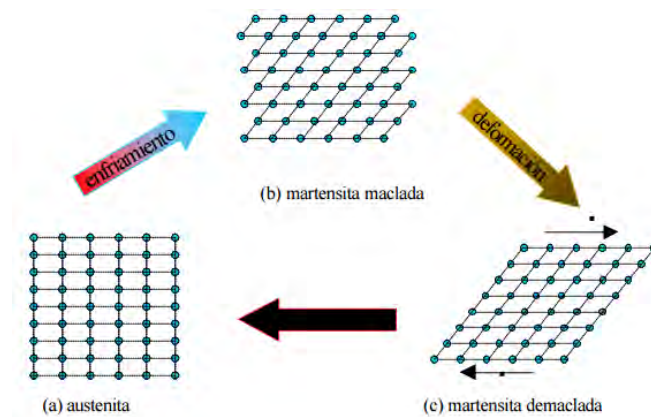


Fig. 18 Efecto de memoria de forma (Fuente:

<http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6863/06Sf106de14.pdf?sequence=6.>)

Resistencia a la deformación: Es la fuerza que se ocupa para estirar otra vez el alambre cuando ya se ha enfriado. Esta fuerza es casi siempre alrededor de una sexta parte de la fuerza que realiza el alambre cuando se contrae. Por ejemplo, el alambre de 100 micrómetros se contrae con una fuerza de 150 gramos, y a su vez requiere de una fuerza de 28 gramos para volver a estirarse. ^{1, 2, 14, 16.}

Bajo módulo de elasticidad: Es la medida de la tenacidad y rigidez del material, o su capacidad elástica. Mientras mayor es el valor (modulo), más rígido es el material. A la inversa, los materiales con valores bajos son más fáciles de doblar bajo carga. ^{1, 2, 14, 16.}

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) han experimentado cambios considerables de diseño, proceso de fabricación y procesamiento de su aleación. Se ha buscado con ello conservar la forma original del conducto.



En este sentido, desde el 2007, la aleación convencional de NiTi se somete a un tratamiento termomecánico que da origen a diferentes tipos de alambre, como el control memory (CM) y el m-wire. Dichos alambres se han desarrollado con el propósito de optimizar la microestructura de la aleación de NiTi.¹

Estos nuevos instrumentos rotatorios ofrecen nuevas propiedades como superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica, resistencia a la fractura, memoria de forma y mejor capacidad de corte.⁹

3.1 M-Wire

Mediante un mecanismo de procesamiento termodinámico, se ha desarrollado un alambre superelástico de Ni-Ti denominado m-wire, para la producción de instrumentos endodóncicos por medio del torneado.

Pruebas de laboratorio demostraron que este alambre presenta mejores propiedades mecánicas que los alambres superelásticos austeníticos de Ni-Ti convencionales que son utilizados para la fabricación de instrumentos rotatorios. El fortalecimiento de la aleación se basa en la producción de una microestructura que, en reposo, contiene fase martensítica.¹³

De acuerdo con su fabricante, esta aleación se procesa termomecánicamente con el fin de tener una flexibilidad mayor a la temperatura corporal que el alambre de Ni-Ti convencional.^{1, 2, 14.}

3.2 Control memory (CM)

Gracias a la combinación de los elementos constitutivos y, especialmente, al agregado del tratamiento metalográfico, se ha obtenido una aleación que se caracteriza por la ausencia de memoria de forma y por una flexibilidad extrema.^{1, 2, 14.}



De acuerdo con la fabricación provista por el fabricante, esta cuenta con la posibilidad de recuperar su estructura y morfología originales luego de los procedimientos de esterilización por calor.

Es decir, la adaptación de forma al producto del estrés es revertida por el procedimiento térmico de calentamiento a la temperatura de esterilización en autoclave o esterilizador a bolillas de vidrio. ^{1, 2, 14.}

La flexibilidad que presenta la aleación Ni-Ti CM les da a los instrumentos la posibilidad de recuperarse a pesar de la deformación del espirado helicoidal contra las paredes del conducto, que ocurre cuando sufren una excesiva fuerza de torsión o cuando se traban durante el trabajo.

Esta propiedad les confiere una resistencia a la fractura de hasta 300% más respecto de los instrumentos de Ni-Ti convencionales. ^{1, 2, 14.}

3.3 Fase R

La empresa Sybron Endo (Orange, Estados Unidos) ha desarrollado un proceso térmico que permite en control de fases cristalinas.

El metal en estado austenítico es tratado en precisas secuencias de pasos de calentamiento y enfriamiento que producen el cambio hacia la fase de superelasticidad denominado fase R. ^{1, 2, 14.}

En este punto, la aleación puede ser sometida a un proceso de torsión, conservando la forma obtenida. Una vez finalizada, el metal retorna en estado austenítico por medio de un nuevo calentamiento.

El acabado superficial final implica un particular procedimiento. Se realiza por deoxidación, proceso agresivo que altera la estética superficial pero

que, según el fabricante, mejora el rendimiento clínico de los instrumentos.
1, 2, 14. **(Fig. 19)**

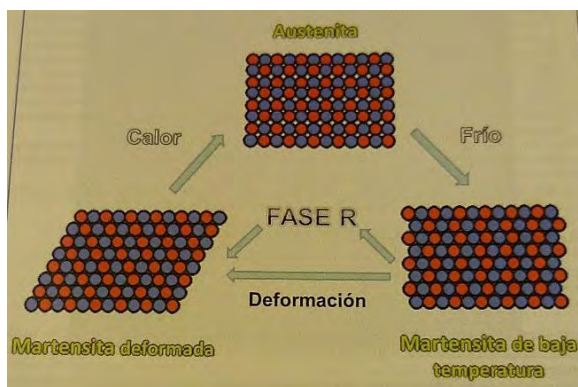


Fig. 19 Imagen que muestra la ubicación de la fase R en los cabios alotrópicos de la aleación de níquel-titanio.
(Fuente: Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodoncia Mecanizada)



4. Características de Protaper Next®

Introducidas en el año 2013, las limas Protaper Next® tienen tres características importantes en su diseño:

- Está fabricada con la tecnología de aleación de m-wire, lo que le permite tener una mayor flexibilidad, así como la resistencia a la fatiga.
- Tiene una sección rectangular la cual le da una mayor resistencia a la fractura, ya que este disminuye la posibilidad de compactar el barrillo dentinario a las paredes laterales del conducto, ya que el instrumento se mantiene centrado en el conducto radicular.
- Movimiento de rotación asimétrico y único lo cual ocasiona un movimiento llamado “swaggering” en el segmento cortante, mientras la punta sigue un eje longitudinal.¹⁷
- El riesgo de fractura del instrumento ha disminuido notablemente, al mismo tiempo; aumentó de forma considerable el respeto de la anatomía original del conducto radicular. La seguridad del paciente y de los instrumentos es esencial para una correcta Endodoncia.
- La elevada eficacia de corte también reduce el tiempo de conformación.¹⁸

4.1 M-Wire

El material m-wire NiTi otorga al instrumento mayor flexibilidad mientras se mantiene la eficacia de corte. Esto se consigue a través de un avanzado proceso de tratamiento térmico, patentado por Dentsply. M-wire NiTi posee

además una mayor resistencia a la fatiga cíclica, causa principal de la fractura de las limas. ^{1, 2, 14.}

4.2 Sección Transversal

Exhiben un diseño de sección transversal rectangular descentrado esto significa que sólo dos puntos de la sección transversal tocan la pared del conducto una vez, con un movimiento de rotación asimétrica excepcional que mejora la eficacia del conducto. ^{21, 22.} **(Fig. 20) (Fig. 21)**

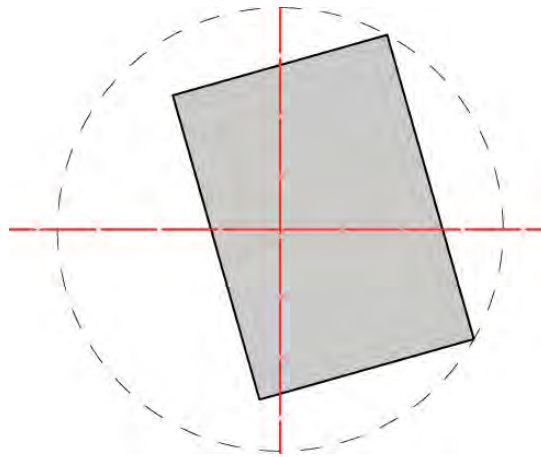


Fig. 20 Sección transversal del sistema rotatorio Protaper Next®

(Fuente: <http://www.cursosendodoncia.com/temadeactualidad/images/protaper-next/Fig%204.jpg>)

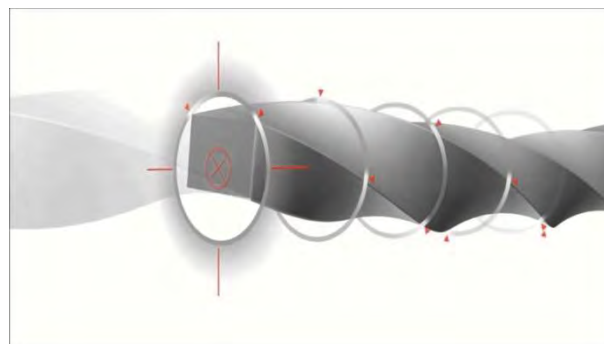


Fig. 21 Diseño de sección transversal rectangular descentrado (Fuente:

<https://i.ytimg.com/vi/gJWNwVJ3pPo/maxresdefault.jpg>)

4.3 Conicidad Variable

Los instrumentos del sistema Protaper Next® tienen una conicidad variable, tanto para cada lima como entre instrumentos. **(Fig. 22)**

El sistema cuenta con 5 limas, con diferentes diámetros, para la conformación de los conductos. Estas son:

- X1 (17 / 0,04 mm) Este instrumento se utiliza después de que se ha realizado un camino creado por algún instrumento manual o rotatorio.
- X2 (25 / 0,06 mm) puede ser considerado como la primera lima de acabado en el sistema, ya que deja el preparado el conducto radicular con una adecuada forma para la irrigación óptima y obturación del conducto radicular.
- X3 (30 / 0,07 mm)
- X4 (40 / 0,06 mm)
- X5 (50 / 0,06 mm)

Los últimos tres instrumentos pueden ser utilizados para crear una conicidad mayor en el tratamiento o para preparar conductos radiculares más amplios. ^{21, 22, 23.}

Entre tanto, los instrumentos X1 y X2 tienen un aumento y una disminución en el porcentaje de conicidad del instrumento. ^{21, 22, 23.}

| | Taper mm | Active part lengths | | | | | | Tip Ø |
|----|--------------|---------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|------|-------|
| | | 16mm | 13mm | 9mm | 6mm | 3mm | 1mm | |
| X1 | 6% 1.16 | 6% 0.98 | 7.5% 0.70 | 6.5% 0.49 | 5% 0.31 | 4% 0.21 | 0.17 | |
| X2 | 4% 1.20 | 6% 1.11 | 7% 0.84 | 7% 0.63 | 6% 0.43 | 6% 0.31 | 0.25 | |
| X3 | 5% 1.20 | 5% 1.09 | 6% 0.89 | 6% 0.71 | 7.5% 0.53 | 7.5% 0.38 | 0.30 | |
| X4 | 4.5% 1.26 | 5% 1.13 | 5% 0.93 | 6% 0.78 | 6.5% 0.60 | 6.5% 0.47 | 0.40 | |
| X5 | 4% 1.26 | 4% 1.14 | 4% 0.98 | 5% 0.84 | 6% 0.68 | 6% 0.55 | 0.50 | |

Fig. 22 conicidades del sistema Protaper Next®. (Fuente: <https://www.dentaltix.com/sites/default/files/protaper-next-02.jpg>)

El instrumento X1 tiene una sección transversal centrada de D1 a D3, en tanto que de D4 a D16 tiene una sección transversal descentrada, con una conicidad inicial del 4 % que se va incrementando a una conicidad del 5 % en D3 y de 6,5 % en D6 con un diámetro de 0,31 mm y 0,49 mm, respectivamente. En D9 la conicidad aumenta a 7,5 % y tiene un diámetro de 0,70 mm. En D13 la conicidad es del 6 % que se mantienen hasta D16.

19

4.4 Swagging

Protaper Next® se ha diseñado con un centro de rotación descentrado, es decir, que sus instrumentos rotan produciendo una onda mecánica de movimiento a través de toda la longitud del instrumento, conocido como movimiento de swagging.

Dicho movimiento permite minimizar el contacto entre el instrumento y la pared de la dentina, evitando así cualquier bloqueo indeseable durante la instrumentación. ^{21, 22, 23.}

El movimiento de serpenteo tiene la ventaja de disminuir la compactación lateral del barrillo entre el instrumento y las paredes del conducto radicular. ^{21, 22, 23.} **(Fig. 23)**

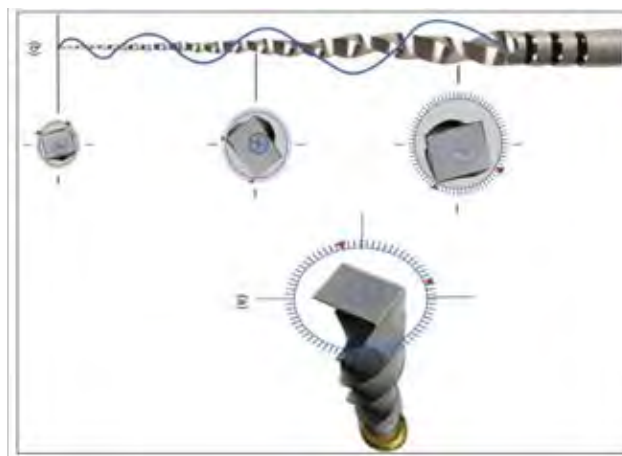


Fig. 23 swagging (Fuente: <https://i.ytimg.com/vi/oBirNS7WMml/maxresdefault.jpg>)



4.5 Ventajas

- Resuelve los casos clínicos más complejos: El exclusivo movimiento ondulante y la enorme flexibilidad de las limas de Protaper Next® hace posible conformar más conductos estrechos y con curvas pronunciadas, que con los anteriores sistemas de NiTi del mercado.²⁴
- Ofrece una mayor seguridad: El riesgo de fractura de la lima ha disminuido notablemente, al mismo tiempo; aumentó de forma considerable el respeto de la anatomía original del conducto radicular. La seguridad del paciente y de los instrumentos es esencial para un correcto tratamiento de conductos.²⁴
- Disminuye el tiempo de conformación: Una secuencia clínica menor significa menos tiempo en el cambio de instrumentos. La elevada eficacia de corte también reduce el tiempo de conformación. Para el dentista, este valioso tiempo puede ser utilizado en otros procedimientos, como la irrigación.²⁴

4.6 Recomendaciones de Uso

Las limas Protaper Next® se usan a 300 rpm y se utilizan con un movimiento de cepillado hacia afuera deliberada (nunca en un movimiento de picoteo) cuando la configuración de conductos es progresivamente.²²

Todas las limas se utilizan exactamente de la misma manera, y la secuencia de siempre sigue la norma de la ISO en cuanto a color que siempre es el mismo, independientemente de la longitud, diámetro, o la curvatura de un conducto radicular.²²

Utilizar cuidadosamente en el área apical y alrededor de curvaturas muy pronunciadas, por su propia seguridad, utilice equipo de protección personal (guantes, gafas y mascarilla).²²



Estos instrumentos no deben sumergirse en una solución de hipoclorito de sodio. Irrigar el conducto en forma abundante y frecuente durante el procedimiento de conformación.²²

Se recomiendan lubricantes como NaOCl, EDTA, ProLube, Glyde™, crear una permeabilidad reproducible del conducto utilizando limas manuales pequeñas y/o limas mecanizadas específicas para permeabilidad.²²



5 Preparación de Conductos con el Sistema Protaper Next®

La técnica para la preparación de los conductos radiculares es similar a la de Protaper Universal, pero S1 y S2 se substituyen por X1 y con X2 alcanzando el calibre 25 de F2 pero con una conicidad del 6% (más flexible) y no con el 8% de F2. En la mayoría de casos de dientes posteriores es suficiente con X1 y X2. Si se desea aumentar el calibre apical podemos incrementarlo con instrumentos X3, X4 y X5.

Como en cualquier técnica rotatoria es imprescindible crear primero una vía de deslizamiento o glidepath con una lima K 10 curvada en la punta. Con ello lograremos crear un camino desde la entrada del conducto hasta la zona final del conducto que permitirá conseguir una permeabilidad del orificio apical del mismo (patency). Se efectuará la primera determinación de la longitud de trabajo con un localizador apical. Luego se aumentará el calibre del glidepath inicial mediante instrumentos rotatorios de níquel-titanio conicidad del 2% como Path File (Dentsply Maillefer) calibres 13, 16 y 19. ^{22, 23.}

5.1 Secuencia de Instrumentación

1. Preparar un acceso en línea recta al orificio de entrada del conducto.
2. Explorar el conducto utilizando limas manuales de calibre pequeño, determinar la longitud de trabajo, verificar la permeabilidad y comprobar que haya una permeabilidad suave, reproducible.
3. Irrigar siempre y, si es necesario, aumentar la permeabilidad utilizando limas manuales pequeñas o limas para permeabilidad mecanizadas específicas. ^{18, 22, 23.}



4. Ante la presencia de NaOCl, cepillar y seguir a lo largo de la permeabilidad con la lima X1 (017/04), en una o más pasadas, sino con limas manuales de calibre pequeño si es necesario, hasta alcanzar la longitud de trabajo. ^{18, 22, 23.}

5. Utilizar una X2 (025/06), exactamente como se describió para la lima X1, hasta alcanzar pasivamente la longitud de trabajo. ^{18, 22, 23.}

6. Examinar las espiras apicales de la lima X2. Si están cargadas de dentina, se ha acabado con la conformación; luego, se debe introducir un cono master de gutapercha del tamaño adecuado o el verificador de tamaño. ^{18, 22, 23.}

7. Si no, calibrar el tamaño del foramen con una lima manual número 025 y, si la lima ofrece resistencia al alcanzar la longitud de trabajo, el conducto ya está conformado. ^{18, 22, 23.}

8. Si la lima manual número 025 queda holgada al alcanzar dicha longitud, hay que seguir trabajando con la lima X3 (30/07) y, si es necesario, la X4 (040/06) o la X5 (050/06), calibrando, después de utilizar cada instrumento, con las limas manuales número 30, 40 o 50, respectivamente. Durante el protocolo de uso, irrigar y volver a utilizar una lima manual pequeña después de cada instrumento de la secuencia y volver a irrigar. ^{18, 22, 23.}

5.2 Obturación

- Asegurar que el conducto ha sido ensanchado por lo que el GuttaCore™ obturador tiene suficiente espacio para entrar en el conducto radicular en línea recta del acceso mediante el uso de un instrumento según sea necesario, tal como la lima ProTaper® SX.



- Seleccione el juego verificador GuttaCore de Protaper Next®, ajustar el tope de hule en la longitud de trabajo utilizando una marca de calibración del verificador; y confirmar un ajuste pasivo a la longitud de trabajo mediante la rotación en el conducto 180 °. Si el ajuste no es pasivo, utilice el verificador con suavidad para ensanchar el tercio apical.
- Irrigar
- Secar el conducto con una punta de papel absorbente.
- Colocar el obturador GuttaCore para Protaper Next® en el horno ThermaPrep® 2. ¹⁹
- Llene para obturar. Para evitar el desbordamiento de gutapercha, colocar puntas absorbentes en los conductos por obturar.
- Las puntas de papel Protaper Next® (**Fig. 24**) corresponden al calibre del conducto preparado por las limas Protaper Next® y se han desarrollado para conseguir un rápido y seguro proceso de secado del conducto.
- Las puntas de gutapercha Protaper Next® (**Fig. 25**) coinciden con el tamaño de los conductos conformados con una lima Protaper Next®, lo cual permite conseguir una rápida y precisa obturación con el cono maestro. ^{19, 22, 23.}
- Guttacore® para Protaper Next® es el primer obturador realizado con la tecnología de un núcleo con gutapercha entrelazada. El entrelazado es un proceso científico bien conocido que une las cadenas de polímero y transforma la gutapercha para hacerla más resistente, mientras mantiene sus propiedades. ^{19, 22, 23.}

- El horno Thermaprep® 2 se utiliza con los nuevos obturadores Guttacore®. Además de los obturadores Guttacore®, el horno Thermaprep® 2 se puede usar con los obturadores de Termafil®, Protaper® universal y Waveone®. 19, 22, 23.



Fig. 24 Puntas de papel Protaper Next®. (Fuente propia)

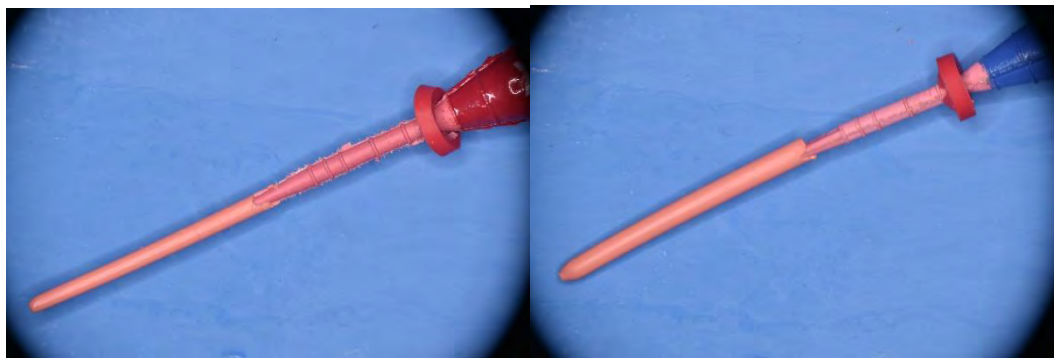


Fig. 25 Puntas de gutapercha Protaper Next® (Fuente propia)



6 Estudios Realizados

Son diversos estudios los que se le han realizado a las limas Protaper Next, comparaciones con otros sistemas rotatorios entre otros.

Escobar y colaboradores realizaron un estudio en el año 2015, sobre la transportación de conductos curvos con el sistema Protaper Next® en el cual evaluaron la centricidad de los conductos con y sin el sistema Pathfile.

Para realizar este estudio se tomaron 67 conductos radiculares de molares superiores con curvaturas moderadas de 10-20°.

Se almacenaron en formalina al 10%, se seccionaron y luego se dividieron en dos grupos de estudio de acuerdo con su instrumentación: Protaper Next® con y sin PathFile.

Se tomaron tomografías de rayo de cono antes y después de la instrumentación (**Fig. 26**).

Se evaluó la centralidad y la transportación de los tercios coronal, medio y apical en sentido vestibulopalatino y mesodistal, a través de la superposición de imágenes antes y después de la tomografía.

Los resultados fueron que los grupos evaluados mantuvieron la centralidad sin transportar el conducto en sentido vestibulopalatino y mesodistal en los tres tercios, sin presentar diferencias estadísticamente significativas.

Esto nos dice que las limas rotatorias Protaper Next® no producen pérdida de centralidad ni transportación en ninguno de los tercios durante la preparación de conductos vestibulares de molares superiores con curvaturas moderadas.⁹

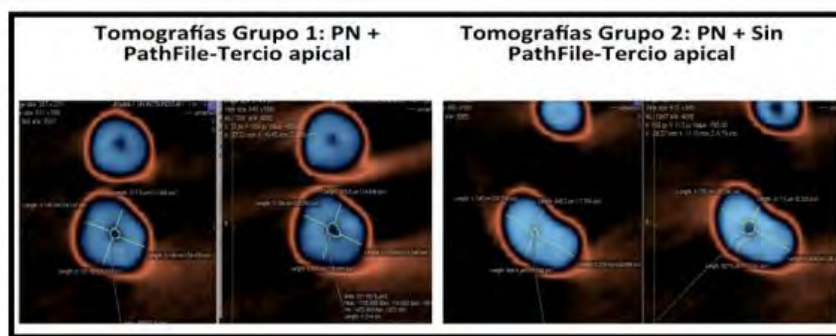


Fig. 26 Tomografías realizadas antes y después de la instrumentación para los grupos 1 y 2 en el tercio apical.
(Fuente: Escobar A, Henao A, Saavedra J, Serpa MF, Gutiérrez J. Transportación y centralidad en Conductos curvos con Protaper Next y PathFile)

Bürklein y colaboradores en el año 2015 realizaron un estudio para comparar a los instrumentos rotatorios de níquel-titanio para la conformación de conductos radiculares curvos, para realizar este estudio se utilizaron 80 dientes naturales extraídos en los cuales su curvatura variaba entre los 25 y 39° de curvatura en las raíces, se dividieron en 4 grupos de 20 conductos radiculares.

Basándose en las radiografías tomadas antes de la instrumentación, los grupos estaban equilibrados respecto al ángulo y el radio de la curvatura de los conductos radiculares.

Los conductos se prepararon hasta apical con Mtwo, Protaper universal, Protaper Next® y BT-RACE (**Fig. 27**). El uso de radiografías post-instrumentación determinaron la curvatura de los conductos radiculares y con un programa de análisis de imágenes por ordenador determinaron el transporte de los conductos radiculares.

El tiempo de preparación y el grado de transportación de la instrumentación fueron analizados estadísticamente utilizando el método ANOVA y Student-Newman-Keuls.

Los resultados de los instrumentos BT-RACE fueron que tienen más enderezamiento durante la instrumentación en comparación con Mtwo (P

<0,05), mientras que las diferencias entre todos los demás instrumentos no fueron significativas ($P > 0,05$).

No se obtuvieron diferencias significativas entre los cuatro instrumentos en relación con el transporte del conducto radicular ($P = 0,429$). La instrumentación con Protaper Next® fue significativamente más rápida que con todos los demás instrumentos ($P < 0,05$).

Durante la preparación de los conductos curvos, un instrumento BT2 se fracturó, mientras que en los demás instrumentos no se produjo ninguna fractura ($P > 0,05$).

En conclusión dentro de los parámetros de este estudio, todos los instrumentos mantienen la curvatura del conducto radicular, sin embargo se debe tener cuidado cuando se utilicen los instrumentos BT2 debido a su diseño de cilindro.²⁴

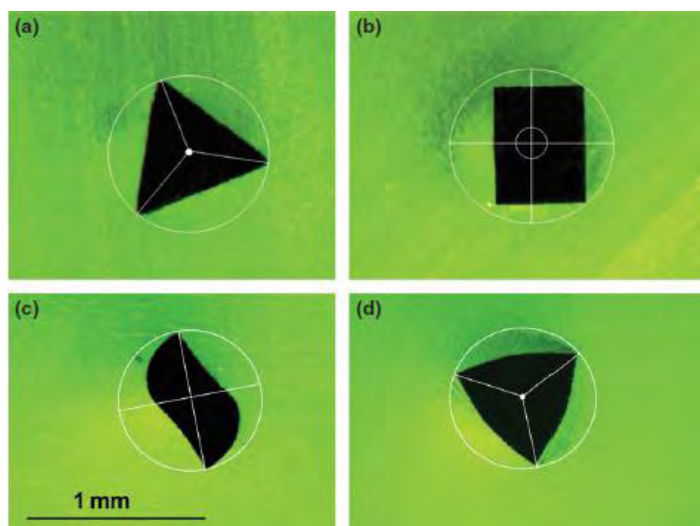


Fig. 27 secciones transversales utilizados para el estudio (a) BT-Race; (B) Protaper Next®; (C) Mtwo; (D) Protaper Universal. (Fuente: Burklein S, Mathey D, Schafer E. Shaping ability of ProTaper Next and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals.)

Uygun y colaboradores realizaron un estudio en el año 2016 para comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas Protaper Gold, Protaper Next y Protaper universal.

Utilizaron un total de 72 instrumentos para evaluar la fatiga cíclica de F2 (Protaper Universal), X2 (Protaper Next) y F2 (Protaper Gold) a 5 mm (n=12) y 8 mm (n=12). (**Fig. 29**)

Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para evaluar la normalidad de la distribución de muestras, y la estadística, el análisis se ha realizado mediante la muestra t-test ($P < 0,01$).

En los resultados se encontraron diferencias significativas entre los instrumentos de 5 mm de la punta ($P < 0,01$). Los instrumentos de Protaper Gold tenían la resistencia más alta a la fractura cíclica seguida de Protaper Next y al final Protaper Universal. En conclusión los instrumentos con más resistencia a la fractura cíclica fueron los de Protaper Gold y el de menor resistencia fueron los de Protaper Universal. ²⁵

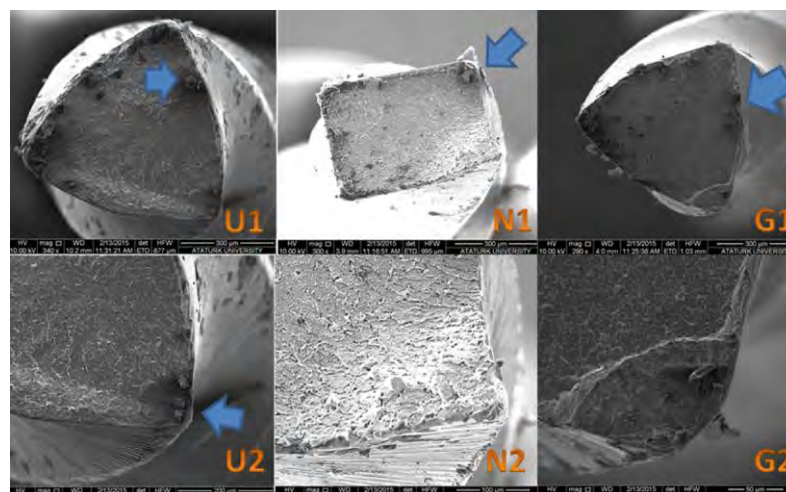


Fig. 29 Evaluaciones estereomicroscópica de los instrumentos probados. (Fuente. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels.)



Conclusiones

- Es muy importante conocer la morfología del sistema Protaper Next®, su diseño de corte transversal rectangular con un núcleo central descentrado le otorga un movimiento peculiar (swaggering), con lo cual se logra un menor estrés de instrumento debido a la disminución de masa en él y a su mayor capacidad para liberar el debris generado durante el trabajo del instrumento.
- Conocer las propiedades del sistema rotatorio Protaper Next® es de gran importancia ya que tienen una nueva aleación (m-wire) que es más flexible y resistente a la fractura; por esta razón este sistema está indicado principalmente en casos donde los conductos radiculares están muy curvos o muy estrechos, generando una buena conformación.
- Es muy importante conocer los pasos a seguir para la conformación de los conductos radiculares ya que este sistema de limas rotatorias solo está conformado por 3 limas las cuales son X1, X2, X3, y en caso que los conductos estén muy amplios, es necesario que se utilicen las limas X4 y X5.
- Los estudios que se han realizado para conocer la resistencia a la fatiga son de gran importancia ya que los resultados nos indican que los instrumentos Protaper Next® tienen una resistencia muy buena a la fatiga cíclica y torsional.
- Los instrumentos rotatorios serian la mejor elección para realizar los tratamientos en menor tiempo, pero para esto se deben conocer las características con el cual se va a trabajar ya que si no se tiene un conocimiento de esto, podríamos tener un fracaso del tratamiento.



Bibliografía

1. Leonardo MR., Leonardo RT. Sistemas rotatorios en endodoncia: Instrumentos de níquel-titanio. 1ª ed. Sao Paulo: Artes Médicas, 2002. Pp 3-34.
2. Lopreite Gustavo, Basilaki Jorge. Claves de la Endodoncia Mecanizada, ciudad autónoma de buenos aires, 1º ed. Grupo guía, 2015.
3. Zinelis S, Magnissalis E, Margelos J, Lambrianidis T. Clinical Relevance of Standardization of Endodontic Files Dimensions According to the ISO 3630-1 Specification. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(5):367-370.
4. Canalda Sahli, Cbrau Aguadé E. Endodoncia. Barcelona: Elsevier Masson; 2014.
5. Soares IJ Goldberg F. Endodoncia. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2002. Pp 141-157.
6. Geraldés Pappen, Fernanda et al. Efectividad de las técnicas rotatoria y oscilatoria en la preparación de conductos radiculares de conformación ovalada. *Acta odontol. venez* [online]. 2007, vol.45, n.4, pp. 528-533. ISSN 0001-6365.
7. Jiménez-Ortiz José Leonardo, Calderón Porras, Alma Nidia, et. al. Rotary instrumentation: usage, separation and effect on postoperative endodontic complications. *Rev. Odont. Mex*. 2014 Mar; 18(1): 27-31.



8. Nageswar Rao R. Endodoncia avanzada. Caracas: Amolca (Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas); 2011. Pp 141-158.
9. Escobar Ocampo A, Henao Bedoya A, et. al. Transportación y Centricidad en conductos curvos con Protaper Next y PathFile / Transportation and Centering in Curved Canals with Protaper Next and PathFile. Universitas Odontológica. 2015; 34(73).
10. García Aranda, Briseño Marroquín. Endodoncia I: Fundamentos y Clínica. MEXICO; 2016.
11. Pereira E, Gomes R, Leroy A, Singh R, Peters O, Bahia M et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. Dental Materials. 2013; 29(12):e318-e324.
12. Vinothkumar T, Kandaswamy D, Prabhakaran G, Rajadurai A. Mechanical behavior of deep cryogenically treated martensitic shape memory nickel–titanium rotary endodontic instruments. European Journal of Dentistry. 2016; 10(2):183.
13. Prieto Cárdenas S, Cortés Rodríguez C, Gamboa Martínez I, niño barrera j. Evaluación de la resistencia teórica a la flexión de tres instrumentos utilizados en endodoncia mediante análisis de elementos finitos / Theoretical Evaluation through Finite Element Analysis of Flexural Strength of three Instruments used in Endodontics. Universitas Odontologica. 2015; 34(73).
14. Cohen S, Hargreaves KM. Vías de la pulpa. 10ª ed. España. Editorial Elsevier, 2011. Pp 230-311
15. <http://definicion.de/rpm/>



16. Tdx.cat. 2016 [cited 18 October 2016]. Available from: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6863/06Sf106de14.pdf?sequence=6>.
17. Jain P. Current therapy in endodontics.
18. http://www.protapernext.com/downloads/A6607den_protaper_next_brochure_ES_LR-1.pdf.
19. Clinical guidelines for the use of Protaper Next instruments (Part I). Dental Tribune Asia Pacific Edition No. 7+8/2014.
20. Elnaghy Aelsaka S. Assessment of the Mechanical Properties of Protaper Next Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(11):1830-1834.
21. <http://www.dentsplyargentina.com.ar/protapernext.html>.
22. http://www.protapernext.com/downloads/DFU_protaper_nextv01_ES.pdf.
23. <http://www.dentsply.com.au/secure/downloadfile.asp?fileid=1243032>.
24. Burklein S, Mathey D, Schafer E. Shaping ability of ProTaper Next and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *International Endodontic Journal*, 48, 774–781, 2015.
25. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*, 49, 494–499, 2016.