



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SISTEMA DE LIMAS ROTATORIAS PROTAPER NEXT®.

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:

KAREN PAULINA HERNÁNDEZ ZAVALA

TUTOR: C.D. FRANCISCO JAVIER IBARRARÁN DÍAZ

ASESORA: Esp. GRISSEL BERENICE LÓPEZ LÓPEZ

MÉXICO, D.F.

2014



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

*A Dios, a mi familia, profesores, amigos y todas las personas
que me ha apoyado en este largo camino....GRACIAS!!!*

Indice

INTRODUCCIÓN.	5
PROPÓSITO.	7
OBJETIVO.	8
1. ANTECEDENTES DE LOS INSTRUMENTOS EMPLEADOS EN ENDODONCIA.	9
1.1 Instrumentos manuales.	9
1.2 Instrumentos Rotatorios.	13
2. GENERALIDADES DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO.	17
2.1 Sección transversal.	17
2.2 Ángulo de corte.	18
2.3 Superficie radial.	18
2.3 Área de escape.	19
2.4 Núcleo de la lima.	19
2.6 Ángulo helicoidal.	20
2.7 Pitch.	20
2.8 Diseño de la punta.	21
2.9 Conicidad.	23
2.9.1 Conicidad constante.	23
2.9.2 Conicidad variable.	23
2.10 Acabado superficial.	24
3.1 M-WIRE.	29
3.2 CM.	30
3.3 FASE-R.	30
3.4 Pre esterilización y esterilización.	31
3.5 Motor de rotación completa.	31
3.5.1 Torque.	32
3.5.2 Revoluciones por minuto.	32
3.6 Fractura de los instrumentos de NiTi.	33

3.6.1 Fatiga cíclica.	34
3.6.2 Fatiga torsional	35
4. CARACTERÍSTICAS DE PROTAPER NEXT®	37
4.1 M- Wire.....	39
4.2 Conicidad Variable.	39
4.3 Sección Transversal.....	40
4.4 Swaggering.	41
4.5 Ventajas.....	42
4.6 Recomendaciones de uso.	42
5. SISTEMA DE LIMAS ROTATORIAS PROTAPER NEXT®	45
5.1 Secuencia de instrumentación.....	45
5.2 Obturación.	47
6. ESTUDIOS REALIZADOS.	49
CONCLUSIONES.	53
Bibliografía	56

INTRODUCCIÓN.

Los instrumentos rotatorios de NiTi han venido a revolucionar las técnicas de instrumentación empleadas en endodoncia, simplificando y facilitando el trabajo a los especialistas de esta área de la salud, disminuyendo con esto el tiempo de trabajo y aumentando el éxito de los tratamientos de conductos radiculares que se realizan.

Los avances que se han realizado en la fabricación de los instrumentos, han sido de gran importancia para el éxito de los tratamientos, cuando se introdujo la aleación níquel- titanio para la fabricación de los instrumentos endodóncicos, poca era la información que existía acerca del comportamiento de esta aleación, de su manejo, de su resistencia a la fractura, entre otras características, por lo que el temor a lo desconocido, llevo a estudiar más a fondo el níquel-titanio y a mejorar sus características moleculares y su comportamiento clínico.

El comportamiento clínico de los instrumentos manuales y rotatorios depende en parte de la aleación con la que está fabricada y del diseño del instrumento, por lo que es de gran importancia conocer las características del instrumento, para en base a ello elegir la técnica y el instrumento que requiere cada conducto en particular.

La técnica de instrumentación, conformación y limpieza ha cambiado con el paso de los años, teniendo como antecedente la instrumentaciónápico-coronal o Step- Back incursionada por el Dr. Clem en 1974 , pero por los problemas post operatorios que se presentaban se siguieron mejorando las técnicas, posteriormente en 1980 Marshall y Pappin presentaron la técnica Crown- Down o corono-apical, utilizando instrumentos rotatorios de acero inoxidable como las Gates Glidden y limas manuales de mayor calibre para la preparación del tercio cervical y posteriormente limas de menor calibre para la preparación del tercio coronal hacia apical, tiempo después surgió la técnica más reciente en 1985, propuesta por el Dr.

Roane llamada técnica de Fuerzas Balanceadas, mejorando notablemente los procedimientos endodóncicos.

La aparición de la aleación níquel-titanio y de los sistemas de limas rotatorias aparentan ser la mejor opción para la realización de tratamientos de conductos, comenzando alrededor de los años 90's con instrumentos de rotación constante, apareciendo posteriormente instrumentos de rotación recíprocante y el último avance que han tenido los sistemas rotatorios, es la introducción de las limas rotatorias ProTaper Next[®] de la casa comercial Dentsply.

PROPÓSITO.

Analizar las particularidades del sistema de limas rotatorias ProTaper Next[®].

OBJETIVO.

El objetivo de la revisión bibliográfica que a continuación se presenta, es conocer y describir las características del sistema de limas rotatorias ProTaper Next[®].

1. ANTECEDENTES DE LOS INSTRUMENTOS EMPLEADOS EN ENDODONCIA.

1.1 Instrumentos manuales.

Los instrumentos que hoy en día se usan en endodoncia han sufrido cambios con el paso de los años, el primer instrumento fue diseñado por Maynard en el año 1838, usando como base un muelle de reloj, y creó otros más con el fin de limpiar y ensanchar el conducto radicular empleando una técnica que consistía en realizar aproximadamente 1200 movimientos introduciendo limas a presión hacia el ápice y traccionandolas hacia las paredes dentinarias.

Para la fabricación de los instrumentos se empleaban aleaciones de acero carbono y cada fabricante tenía sus propios criterios para elaborarlos. Fue hasta 1955 que John I. Ingle en la facultad de Washington, EEUU, ideó la posibilidad de estandarizar los instrumentos, pero fue hasta tres años más tarde, en 1958, que junto con Levine presentaron a la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) una sugerencia para que los instrumentos y los conos endodóncicos se fabricaran con uniformidad de diámetro y longitud, así como, con patrones de estandarización en la conicidad.

Fue hasta 1962, que la Asociación Americana de Endodoncia aceptó la sugerencia de Ingle y Levine, aunque realizaron algunas modificaciones, considerándose uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización en la instrumentación de los conductos radiculares. En 1976 se aprueban estas normas en la “especificación n^o. 28” , la cual menciona los parámetros para la fabricación de limas y ensanchadores.

Esta propuesta tuvo gran impacto internacional, por lo que en 1981 la ANSI/ADA estableció y publicó las normas internacionales para la fabricación de esos instrumentos, cuyas características son: **(Fig.1)**

- Construidos en acero inoxidable.
- Codificación colorimétrica.
- Parte activa de 16 mm como mínimo.
- Aumento de conicidad estándar, equivalente a 0,02 mm por milímetro de la parte activa.
- Aumento de diámetro de la punta de la parte activa (D_0), equivalente a 0,05mm entre las limas de no. 15 a 60. En las limas de 60 a 140 ese aumento es equivalente a 0,10 mm, siendo que en los instrumentos especiales 06, 08 y 10, equivalente a 0,02 mm.
- El ángulo de la punta del instrumento debe medir $75^\circ \pm 15^\circ$.



Fig. 1 Características de los instrumentos estandarizados.
Fuente Directa.

La numeración que presentan las limas en su mango, corresponde al diámetro de la punta activa (D_0) de cada instrumento, expresado en centésimas de milímetro.

Actualmente en el mercado se ofrecen tres medidas de los instrumentos, que son de 21,25 y 31 mm, pero esta medida representa la longitud total del instrumento, ya que la parte activa, que va de la punta (D_0) a la base de la parte activa (D_{16}), en todos los instrumentos mide 16 mm.

El mango de los instrumentos es de diferentes colores, para facilitar al operador su identificación y se ofrecen de la siguiente forma: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la 1ª serie (15-40), 2ª serie (45-80), 3ª serie (90-140) respectivamente.

En cuanto a las técnicas de instrumentación, no hubo gran desarrollo, y aunque algunos endodoncistas como Berg, Mullaney, Petrich y Goncalves hablaban de la preparación del conducto radicular en etapas, fue hasta 1969 que Clem sugirió utilizar solo instrumentos de pequeño calibre en la zona apical, seguido de una preparación con retroceso progresivo en sentido ápice-corona y aumentando paulatinamente el diámetro de los instrumentos, a esta técnica la denominó "step back". (Fig.2)

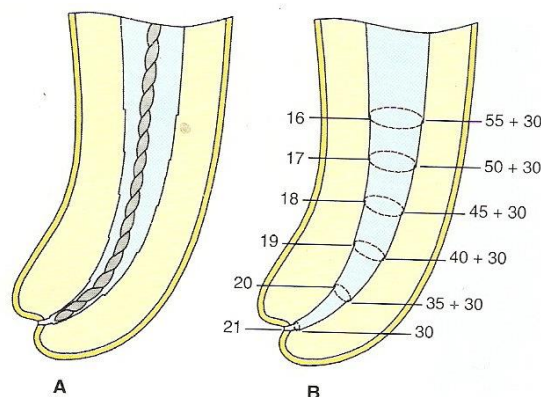


Fig. 2 Técnica de instrumentación ápico-coronal.

Hallado en: <http://clinicaxochimilcounam.blogspot.mx/2010/08/accesoendodontico-el-acceso-es-la.html>

En los años siguientes, se publicaron diversas técnicas de instrumentación pero todas ellas tenían como base la técnica de Clem, y fue hasta 1974, que Schilder contribuyó a mejorar las técnicas de instrumentación endodóncica, en un artículo publicado en la revista Dental Clinics of North America, el cual menciona los términos “cleaning and shaping”, y cuyo principio incluía el uso de Gates-Glidden, para una conformación más cónica en sentido corono-apical, favoreciendo con esto la limpieza y obturación de los conductos radiculares.

Basados en el principio de Schilder, en 1980, Abou-Rass, Frank, Glik, en la Universidad de Oregón, EEUU, introducen la preparación denominada “limado anticurvatura” que tiene como objetivo un acceso libre y directo al tercio apical, para mejorar la limpieza y conformación del conducto radicular.

Todos los avances en las técnicas de instrumentación condujeron a Marshall y Pappin a desarrollar la técnica “Crown-Down” empleando Gates- Glidden y las limas de mayor calibre en el tercio cervical e ir disminuyendo a las de menor calibre hacia apical hasta lograr la longitud real, y empleando abundante irrigación durante toda la instrumentación.

(Fig. 3)

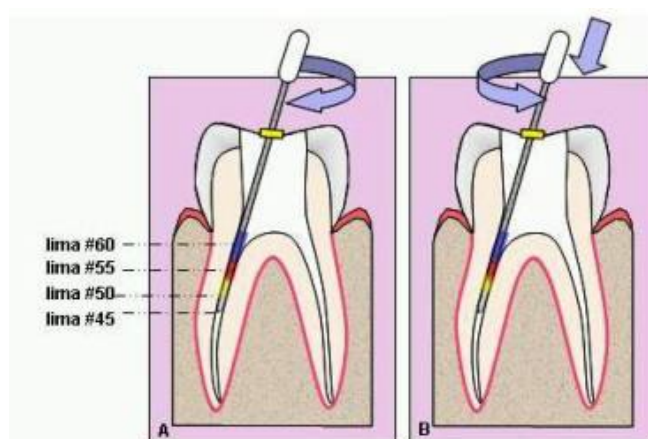


Fig. 3 Técnica de instrumentación corono-apical.

Hallado en: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S000163652003000200011&script=sci_arttext

Este principio de preparación en sentido corono-apical con ligera presión apical, contribuye a disminuir el riesgo de agudizaciones periapicales (Flare-up).

En 1985, Roane y colaboradores proponen una nueva técnica a la cual nombra “fuerzas balanceadas”, que consiste en emplear limas con punta inactiva y no cortante, su acción se da por el contacto del instrumento con las paredes dentinarias realizando movimientos en sentido de las manecillas del reloj, que nos permite el avance del instrumento a través del conducto, seguido de movimientos antihorario con presión apical para limpiar la pared y posteriormente de tracción para eliminar los residuos dentinarios.⁽¹⁾

1.2 Instrumentos Rotatorios.

En 1964 se presentaron avances en los sistemas manuales automatizados, y surge el sistema Dynatrac, que consistía en un contraángulo que utilizaba limas de acero inoxidable, también surge el sistema Giromatic, el sistema M4, el sistema Racer, los cuales desaparecieron al poco tiempo, debido a los riesgos operatorios que presentaban.

En 1963 William J. Büehler, utiliza la aleación níquel-titanio para fabricar antenas para naves espaciales en la NASA en el Naval Ordnance Laboratory, a ello se debe que al NiTi también se le nombre NiTiNOL.

A principios de la década de los 70, Andreasen y Hilleman usan por primera vez el NiTi en odontología para la confección de alambres de ortodoncia. En 1988 Walia y colaboradores fabrican los primeros instrumentos de endodoncia elaborados con NiTi, en una proporción de 55% Níquel y 45% Titanio.

Durante los últimos años, los instrumentos empleados en endodoncia han ido cambiando para mejorar la desinfección y conformación del sistema de conductos radiculares, y los instrumentos rotatorios no han sido la excepción, modificando su diseño, así como los materiales y métodos de fabricación para lograr el objetivo del tratamiento de conductos. Hoy en día se emplea la aleación níquel-titanio para la fabricación de instrumentos rotatorios, para mejorar sus propiedades se le realizan tratamientos térmicos que ofrece mayor flexibilidad a los instrumentos.

Se han realizado numerosos estudios para determinar las ventajas que ofrecen los instrumentos fabricados a base de níquel-titanio, entre ellos se encuentran el artículo publicado por Parashos y Messer en 2006 ⁽²⁾, en el cual evaluaron la resistencia de esta aleación a la fractura y como es que el diseño del instrumento, la fabricación y el uso que se le da, influyen en su comportamiento, Aguilar y colaboradores en 2009 ⁽³⁾, estudiaron la capacidad de estos instrumentos para mantener la configuración original de los conductos radiculares.

Guelzow y colaboradores en 2005 ⁽⁴⁾, encontraron que estos sistemas reducen las fallas de instrumentación, ofrecen mejor conformación del sistema de conductos radiculares y disminuyen el tiempo de trabajo.

Como se mencionó anteriormente, continuamente las casas comerciales han ido mejorando las propiedades físicas y el comportamiento clínico de los instrumentos rotatorios, por lo que es importante conocer las características de los diferentes sistemas para en base a ello elegir el que se adecua a cada caso.

El Dr. Clifford J. Ruddle y colaboradores, en su publicación *The Shaping Movement 5th Generation Technology* ⁽⁵⁾, han clasificado esta evolución en generaciones, a pesar de no ser esta una clasificación reconocida.

Ellos mencionan que, la primera generación aparece cerca de 1990 con las limas GT (Dentsply Tulsa Dental Specialties), cuyas características principales son: conicidad constante 6%, 8%, 10% y 12%, requiere numerosos instrumentos para lograr la preparación, superficies radiales pasivas, el instrumento se mantiene centrado en el conducto radicular durante la instrumentación.

La segunda generación incursiona en el mercado en 2001 con las limas ProTaper y EndoSequence, y las innovaciones que trae consigo son: ángulos de corte activos, requiere menos instrumentos para la preparación del conducto, conicidad progresiva en un solo instrumento, electropulido de la superficie.

La tercera generación llega en el 2007, con los instrumentos Hyflex (Coltene Whaledent) GT, y Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties). Estos instrumentos son sometidos a tratamiento térmico mediante métodos de calentamiento y enfriamiento para reducir la fatiga cíclica y mejorar la seguridad de los instrumentos cuando se trabajan conductos curvos, evitando con esto la fractura de limas dentro del conducto.

A la cuarta generación de instrumentos pertenecen los instrumentos reciprocantes como Wave One, el mecanismo de acción de estos instrumentos es mediante movimientos bidireccionales de 150° en sentido antihorario y 30° en sentido horario teniendo que repetir esta serie de movimientos 3 veces para que el instrumento rote 360°, y teniendo que realizar mayor presión hacia apical para favorecer el progreso del instrumento, esto mejorara la capacidad de corte.

La quinta generación aparece en el año 2013 con los instrumentos ProTaper Next[®], con cambios en su eje de rotación, en la conicidad y la flexibilidad de los instrumentos, así como, el empleo de un menor número

de instrumentos para la conformación y limpieza de los conductos radiculares.⁽⁵⁾ **(Fig. 4)**



Fig. 4 Serie de instrumentos ProTaper Next.

Hallada en: <https://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Rotary-Files/ProTaper-Next.aspx>

2. GENERALIDADES DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO.

En la actualidad no existen normatividades para la fabricación y estandarización de las limas rotatorias, de manera que los diseños ofrecidos por los fabricantes no son estandarizados, por lo que se aprovecha esta situación por los fabricantes, para mejorar el diseño de los instrumentos y con ello mejorar las características de las limas y ofrecer ventajas al operador para realizar tratamientos eficaces y en menor tiempo.

2.1 Sección transversal.

Es la forma geométrica que presenta la lima cuando es seccionada perpendicularmente al eje longitudinal del instrumento. Su forma puede ser simétrica o asimétrica, birradial o trirradial.

La sección de la lima aporta información del diseño del instrumento y su comportamiento clínico. La forma puede variar a lo largo del instrumento.

La forma geométrica del instrumento determina la presencia o ausencia de superficie radial y el número de ángulos de corte presentes en el instrumento⁽⁷⁾. **(Fig. 5)**

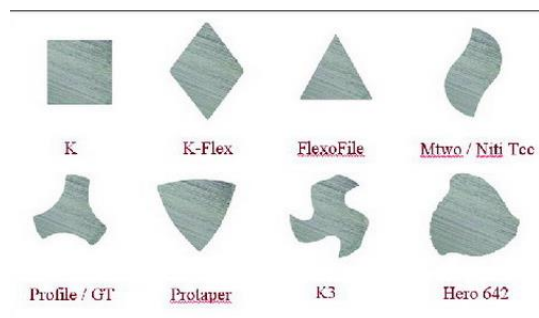


Fig. 5 Corte transversal de diferentes instrumentos.

Hallado en: <http://www.gacetadental.com/2011/09/geometra-indigerible-pero-interesante-25426/>

2.2 Ángulo de corte.

Este ángulo está formado el borde guía del instrumento y la superficie a cortar. Nos indica la capacidad de corte del instrumento. Es decir, si el ángulo es positivo tiene mayor capacidad de corte y menor estrés torsional, el ángulo de corte neutro lo encontramos en los ensanchadores y no tiene capacidad de corte y si es negativo el instrumento la única acción que realiza, es la de desgaste de la dentina, generando más estrés al instrumento. El ángulo negativo se compensa con un aumento en la velocidad de rotación. ⁽¹⁾⁽⁸⁾⁽⁹⁾ **(Fig. 6) y (Fig.7)**



Fig. 6 Ángulo de corte.

<http://personal.us.es/segurajj/documentos/PTD-III/Temas%20PTD-III%202013-14/Leccion%2017.%20Prep%20biomecanica%20IV.rotatoria.pdf>

2.3 Superficie radial.

Consiste en un plano del instrumento que contacta con el conducto radicular, impidiendo que el instrumento se atore en las paredes del conducto al estar conformándolas, reduciendo con esto el riesgo de fractura, también ayuda a mantener el instrumento centrado en el conducto y da resistencia a la propagación de fracturas. Su función es ensanchar y no limar las paredes. ⁽¹⁾ **(Fig. 7)**

2.3 Área de escape.

Se encuentran en forma de surcos en su sección transversal, y su función es recolectar la limalla generada durante la instrumentación del conducto radicular. Su papel es importante en la eficacia de corte de la lima, es decir, entre más amplias sean las estrías, tendrán mayor capacidad de corte en comparación con las estrías estrechas, ya que estas últimas se saturarán de restos dentinarios rápidamente y por tanto la capacidad de corte disminuirá. ⁽¹⁾ **(Fig.7) y (Fig.8)**

2.4 Núcleo de la lima.

Corresponde a la parte central cilíndrica de la lima. El núcleo es el que proporciona en parte la flexibilidad y la resistencia a la torsión de los instrumentos. ⁽⁸⁾ **(Fig.7)**

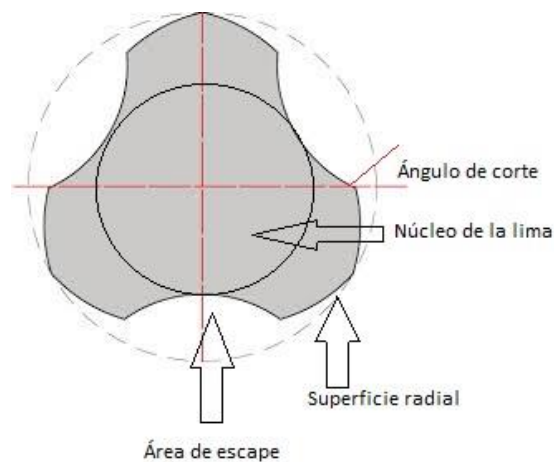


Fig. 7 Corte transversal que ilustra el área de escape, la superficie radial, el ángulo de corte y el núcleo del instrumento.

Fuente Directa

2.5 Alivio de la superficie radial.

El objetivo de esta área es generar menor contacto con la dentina, y con esto disminuir la fricción y con ello el desgaste del instrumento. Está representada por la intersección de las superficies de escape.⁽¹⁾ **(Fig. 8)**

2.6 Ángulo helicoidal.

Este ángulo es el responsable de la eficacia de corte. Este debe medir aproximadamente 35° para obtener mayor desgaste de la dentina a la misma velocidad y variabilidad en el instrumento para tener una mejor eficacia de corte. También tiene como función la eliminación del debris dentinario. Puede ser variable o constante, influyendo en la capacidad del instrumento para enroscarse en el conducto. Este diseño es el responsable de que el instrumento corte por rotación o por tracción.⁽¹⁾⁽⁸⁾ **(Fig.8)**

2.7 Pitch.

Es la distancia existente entre espira y espira que conforman la parte activa de la lima.

Cuanto más corta sea la distancia entre espira y espira, la lima tendrá más espirales y el ángulo helicoidal será mayor. Generalmente los instrumentos poseen un pitch variable lo que les da la característica de evitar que el instrumento se atore en el conducto radicular.⁽⁸⁾ **(Fig. 8)**

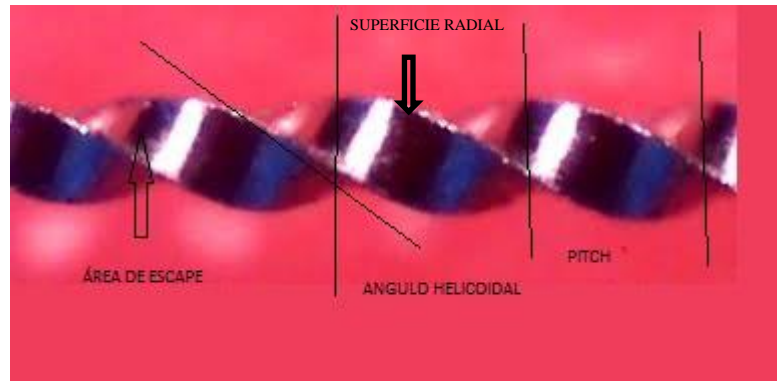


Fig. 8 Esquema que ilustra el área de escape, la superficie radial, el ángulo helicoidal y el pitch.
Fuente Directa.

2.8 Diseño de la punta.

Los instrumentos de punta inactiva contribuyen a evitar transportaciones, por lo que la mayoría de los instrumentos rotatorios poseen este tipo de puntas. El uso de un instrumento con punta cortante o no cortante se decidirá dependiendo de la morfología del conducto.

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. Si este ángulo es agudo se dice que es activo, ya que ejerce una acción de corte y si por el contrario, es redondeado se reduce el riesgo de transportación del conducto. La punta inactiva BATT del instrumento, asociada a la flexibilidad de los instrumentos reduce los riesgos de perforación, los riesgos de deformación del canal y permite la adaptación a todas las técnicas. Los instrumentos rotatorios poseen puntas inactivas que funcionan únicamente como guía de penetración. ⁽¹⁾

⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾ **(Fig. 9) y (Fig.10)**

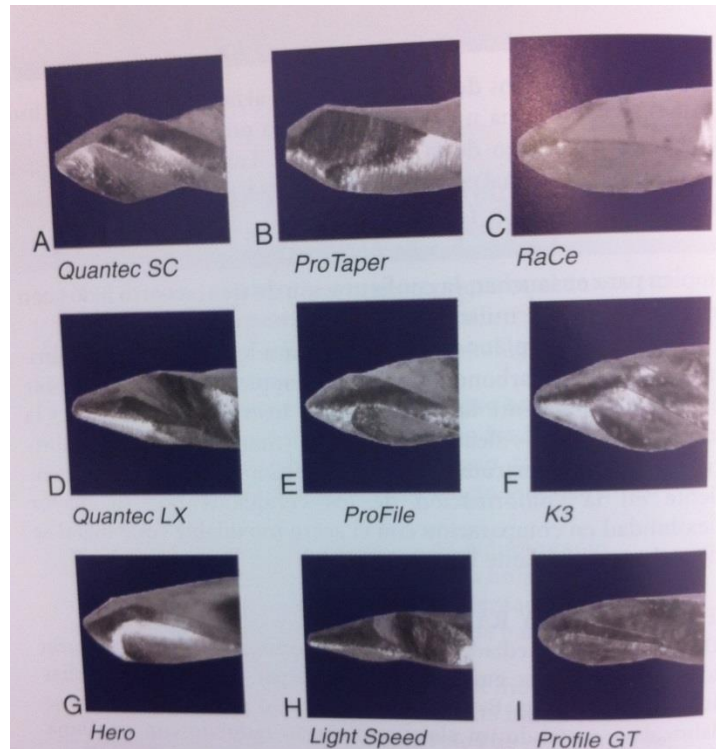


Fig. 9 Puntas de instrumentos ordenadas de cortante a no cortante.
 Cohen S, Hargreaves KM, Berman LH. *Vías de la pulpa*. 10th ed. BARCELONA ESPAÑA: ELSEVIER MOSBY; 2011.



Fig. 10 Punta Batt de lima Flexo file.
 Soares IJ, Goldberg F. *Endodoncia; Técnica y Fundamentos*. 1st ed. BUENOS AIRES: MEDICA PANAMERICANA; 2007.

2.9 Conicidad.

Se le nombra así al incremento porcentual de diámetro por milímetro de longitud de la lima en su parte activa.

El objetivo de la conicidad es mejorar la entrada de la solución irrigadora, un mejor acceso a los conductos radiculares y disminuir el estrés de los instrumentos y facilitar la obturación del conducto.

2.9.1 Conicidad constante.

El aumento de diámetro en la parte activa de los instrumentos manuales estandarizados es constante y equivalente a 0,02 mm cada milímetro.

La mayoría de las limas rotatorias de NiTi disponibles en el mercado (Profile, GT, K3) poseen conicidad constante a lo largo de su parte activa, encontrando conicidades de 0.04, 0.06, 0.08, 0.010 y 0.12. ⁽¹⁾⁽⁸⁾ **(Fig. 11)**

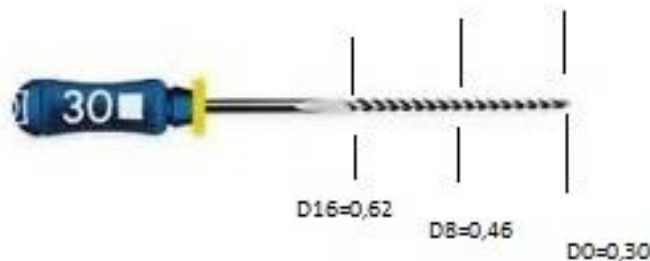


Fig. 11 Conicidad constante en una lima manual.
Fuente Directa.

2.9.2 Conicidad variable.

Este tipo de conicidad la presentan los instrumentos rotatorios, teniendo una conicidad diferente a lo largo de la parte activa del instrumento. Esta variación en la conicidad en un mismo instrumento trae como consecuencia que solo la porción de mayor conicidad entre en contacto con la pared dentinaria, reduciendo con esto, el estrés y el riesgo de

fractura del instrumento. La conicidad de los instrumentos oscila entre 0,02 y 0,12.

La ventaja que nos ofrecen los instrumentos que presentan este tipo de conicidad es la selección de instrumentos de acuerdo al área del conducto que se va a trabajar para así tener un mayor control, seguridad y rendimiento de la instrumentación en esa zona, es decir, comenzar con instrumentos que actúan en la porción cervical para así evitar deformaciones en zonas curvas y tener un mejor acceso a los tercios medio y apical. ⁽¹⁾ **(Fig.12)**



Fig. 12 Conicidad variable en un instrumento rotatorio.

Fuente Directa.

2.10 Acabado superficial.

La fractura de instrumentos, se debe en parte, a la falta de pulido de la superficie de las limas, ya que se presentan áreas de irregularidades o desgaste, que incrementan el riesgo a sufrir accidentes operatorios.

Los instrumentos rotatorios de NiTi, ya sean nuevos o usados presentan irregularidades en su superficie, que actúan como zonas de concentración de tensión, iniciándose aquí la propagación de la grieta y con ello la posibilidad de fractura del instrumento. Es por esto que se ha implementado el electropulido, que consiste en la eliminación de una capa muy delgada de la superficie del instrumento a través de la

inmersión de este, en una solución altamente iónica y con una corriente eléctrica, produciendo con esto, una superficie más lisa, reduciendo el riesgo de fractura. Herold y colaboradores en el 2007 ⁽¹⁰⁾, demostraron que el electropulido no impide el desarrollo de micro fracturas.

Existe un tratamiento similar al electropulido, aplicado y patentado para los instrumentos Twisted File, llamado DEOX, este elimina la capa de oxidación y las impurezas de la superficie, pero no elimina ninguno de los materiales de la superficie. Su objetivo es mejorar la resistencia a la torsión, aumentar la fuerza del instrumento y reducir los defectos de la superficie.

Otro tratamiento de acabado superficial es el patentado por la casa comercial Dentsply y aplicado a sus limas rotatorias Vortex Blue durante el procesamiento del NiTi resultando en una capa de óxido de titanio azul en la superficie de la lima. ^{(1) (11) (12) (13)}

3. ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO (NiTi).

En la década de los 80 se introdujo la aleación níquel- titanio para la fabricación de limas endodóncicas, con una composición de 55-56% de níquel y 44-45% de titanio.

Originalmente, esta aleación fue empleada para la fabricación de antenas de naves espaciales en la NASA (National Aeronautics and Space Administration- EEUU) por William J. Büehler, en 1963.

En 1971, se dan los primeros usos del NiTi en el área odontológica debido a la gran flexibilidad, menor grado de elasticidad y a la gran resistencia a la fractura que presentaba, iniciando su uso Andreasen y Hilleman en Ortodoncia para la confección de alambres. Basado en estas propiedades

Walia, Brantyle, Gerstein diseñan instrumentos endodóncicos con esta aleación, a finales de la década de los 80.

La aleación NiTi tiene dos fases microestructurales: austenítica y martensítica, las cuales determinan las propiedades mecánicas del metal, tal como tener la capacidad de recobrar una forma previamente definida cuando se les somete al procedimiento de tratamiento térmico apropiados.

En la fase austenítica (fase de alta temperatura), el material tiene una estructura cúbica bien ordenada, esto se obtiene a una temperatura de 500 a 800 °C durante su fabricación, y las limas en estado de reposo se encuentran en esta fase. Después que el material se enfría, su estructura cambia y se vuelve una estructura de laminillas, sumamente entrelazadas, llamada martensítica (fase de baja temperatura) y cuando las limas se encuentran en movimiento, presentan esta fase. **(Fig.13)**

Cuando el instrumento sufre estrés se forma la fase martensítica a temperaturas más altas que las de transición y cuando este estrés es liberado, se transforma en austenítica y el instrumento regresa a su forma original.

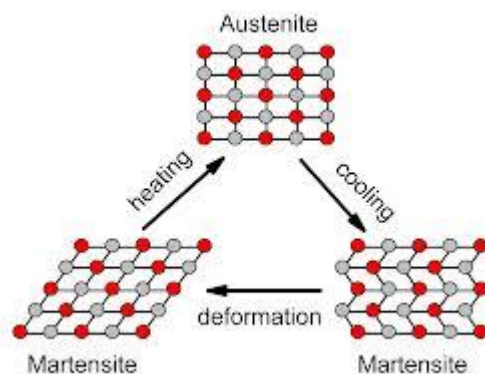


Fig. 13 Fases micro estructurales del níquel titanio.

Hallada en: Thompson S A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. International Endodontics Journal Volumen 33, Numero 4, 2011, Pp 297-310

Ventajas de la aleación níquel-titanio:

- Mayor flexibilidad debido a la súper elasticidad que presenta la aleación, y esto le permite al instrumento retornar a su forma original después de liberarse de una fuerza. Esta propiedad tiene la desventaja de no poder pre curvar las limas, principalmente cuando existe limitación de apertura y se está trabajando en dientes posteriores.
- Mayor resistencia al desgaste gracias a la flexibilidad, ya que con esto, los instrumentos no sufren tanta fricción y sobre carga de trabajo dentro del conducto radicular.
- Biotolerabilidad a pesar de que el níquel es un elemento que provoca reacciones alérgicas, en estudios se ha comprobado que la aleación NiTi presenta biocompatibilidad debido a una fina capa de óxido de titanio (TiO_2) en la superficie de los instrumentos que limita la liberación de iones Ni y protege al material de la corrosión.
- Mejores propiedades anticorrosiva, debido a la capa de óxido de titanio presente en la superficie.
- Tratamiento de conductos más eficaz, debido al aumento de la flexibilidad, ya que con esto tenemos mejor instrumentación de los conductos ya que mantenemos la forma del conducto disminuyendo el riesgo de transporte del foramen apical, también se disminuye el tiempo de tratamiento y existe mayor comodidad para el paciente y el odontólogo.
- El electropulido disminuye el riesgo de fractura de los instrumentos y aumenta eficacia de corte.

Desventajas de la aleación níquel- titanio:

- Baja resistencia a la fractura, debido a la continua deformación elástica a la que se le somete, se aplica tensión constante que provoca micro facturas, conduciendo a la fractura incluso sin que el instrumento muestre alteraciones macroscópicas.

En el año 2000, se realizaron estudios del comportamiento de los instrumentos endodóncicos de NiTi cuando se someten a un tratamiento térmico, obteniendo que se aumentaba la flexibilidad y por ello este tratamiento térmico se ha empleado para seguir mejorando las propiedades físicas y mecánicas de los instrumentos, dando como resultado la aparición del M-wire, el CM y la Fase-R.

El NiTi convencional tiene gran capacidad para alterar su acomodamiento atómico, lo que le proporciona cambios significativos en sus propiedades mecánicas. Tiene dos características importantes que lo han hecho tan útil en el campo odontológico, la superelasticidad y la memoria de forma, que le permiten regresar a su forma original después de una deformación significativa.

Las temperaturas de transformación tienen una influencia crítica sobre las propiedades mecánicas y el comportamiento del NiTi, que puede ser alterado por pequeños cambios en su composición y los procesos de fabricación.

SUPERELASTICIDAD

La superelasticidad del NiTi le permite deformaciones de hasta un 8% de deformación a ser recuperable en comparación con el menos de 1% que tiene el acero inoxidable. Esta propiedad es causada por la

transformación martensítica inducida por estrés ocasionada por tensiones externas. La estructura cristalina única que posee le confiere al instrumento la capacidad de volver a su forma original después de deformarse.

MEMORIA DE FORMA

La memoria de forma es la capacidad que tiene el instrumento para deformarse mediante un esfuerzo aplicado y recuperar posteriormente su forma original aplicándole calor.

Puede existir en las dos formas microestructurales del NiTi, martensítica y austenítica, la temperatura para que se pueda alcanzar esta característica, se encuentra por debajo de la temperatura corporal.

La memoria de forma ocurre cuando la aleación es dúctil y puede cambiar su forma a bajas temperaturas pero puede volver a su forma original cuando se le aplica calor.

Esta característica le confiere al instrumento la capacidad de retornar a su forma original, dificultando la posibilidad de precurvar estos instrumentos.
(1) (6) (8) (14) (11) (15)

3.1 M-WIRE.

Esta modificación de la aleación níquel-titanio apareció en el año 2007 empleada para la fabricación de los instrumentos Dentsply's ProFile GT Series X, ProFile Vortex y Vortex Blue. Este alambre se desarrolla mediante la transformación de un alambre de NiTi en fase austenítica a una fase-R, a través de procesos térmicos.

Johnson y colaboradores ⁽¹⁶⁾ realizaron un estudio comparativo de limas fabricadas con NiTi súper elástico contra limas fabricadas con M-wire,

concluyendo que los instrumentos elaborados a partir de M-wire mostraban 400% más resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos de NiTi súper elástico.

En otro estudio realizado por Gao y colaboradores ⁽¹⁷⁾, M-wire demostró ser más resistente a la fractura comparada con el NiTi súper elástico, ya que tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica y mayor flexibilidad. ⁽¹¹⁾

3.2 CM.

El alambre CM se introdujo en el año 2010. Para su fabricación se empleó un proceso termomecánico para controlar la memoria del material, dando como cualidad a los instrumentos, mayor flexibilidad y mayor control de memoria comparado con los instrumentos de NiTi convencionales.

Se encuentran en fase martensítica, y esto le confiere ductilidad y mayor deformación y súper elasticidad, lo que le da mayor resistencia a la fatiga hasta de un 300%-800%. ⁽¹¹⁾

3.3 FASE-R.

La fase-R se encuentra en el NiTiNOL, en algunas ocasiones aparece durante el enfriamiento antes de la fase martensítica o durante el calentamiento antes de la fase austenítica. Esta fase puede ser inducida por estrés o por tratamiento térmico. Este alambre se introdujo el año 2008 con la fabricación del instrumento TF. Este instrumento se fabrica por torsión del alambre y ha mostrado tener mayor resistencia a la ruptura por fatiga, gran elasticidad y memoria de forma. ⁽¹¹⁾

3.4 Pre esterilización y esterilización.

Actualmente existe la controversia acerca del uso único de los instrumentos de níquel titanio y de la esterilización de los mismos después de su uso, debido al riesgo de infecciones cruzadas por la presencia de priones causantes de enfermedades neurodegenerativas, comúnmente llamadas encefalopatías espongiiformes transmisibles y causando la enfermedad de Creutzfeld Jacob (ECJ).

De acuerdo al estudio realizado por Sonntag y Peters, se determinó que a pesar de la desinfección por agentes en frío, tales como hidróxido de sodio (NaOH), hipoclorito de sodio de 2,5 a 5% (NaOCl) así como solución de tiocianato de guanidina (CH_5N_3), seguido de esterilización por vapor a 134°C durante 18 minutos - 1 hora, no es suficiente para eliminar los priones de las superficies de las limas, y que por lo tanto es muy recomendable el uso único de los instrumentos rotatorios de NiTi.

Por otra parte, es importante mencionar, que el efecto de la esterilización por vapor o autoclave, no genera efectos significativos de cambio en la estructura de los instrumentos.⁽¹⁸⁾⁽¹¹⁾

3.5 Motor de rotación completa.

Este tipo de motor, emplea un contraángulo de rotación completa, su objetivo es reducir el tiempo en la preparación del sistema de conductos y ofrecer ergonomía al operador y al paciente.

Inicialmente se empleaban piezas de mano de rotación continua pero debido a las desventajas que ofrecía por trabajar a alta velocidad, se diseñaron piezas de rotación completa de baja velocidad o de engranes de reducción.

La velocidad de las piezas con engranes de reducción varia de 300 a 2000 rpm, y esta puede ser ajustada al igual que el torque para cada instrumento. Una gran ventaja que ofrece, es que la pieza de mano se detiene e inicia la contramarcha cuando se excede el límite del torque.

APLICACIONES DE LA PIEZA DE MANO CON ENGRANES DE REDUCCIÓN:

Se pueden utilizar fresas Gates Glidden, ensanchadores Peaso, e instrumentos rotatorios tipo H y tipo K.

Se emplea para ensanchar y preparar las porciones medias y cervicales del conducto con la apertura del orificio.

Se pueden usar limas rotatorias de NiTi.⁽¹⁹⁾

3.5.1 Torque.

Es la fuerza que ejerce el motor o el operador sobre el instrumento. Cuando se utiliza un torque elevado existen muchas probabilidades de que ocurra la fractura del instrumento. Los instrumentos de menor calibre, tienen mayor capacidad de soportar un mayor número de giros antes de fracturarse.⁽¹⁾⁽¹¹⁾

3.5.2 Revoluciones por minuto.

Se denomina revoluciones por minuto al número de vueltas que realiza algún objeto mecanizado en un minuto.

Se emplea para medir la velocidad y se abrevia de la siguiente forma: rpm.⁽²⁰⁾

3.6 Fractura de los instrumentos de NiTi.

La fractura de los instrumentos dentro del conducto radicular, constantemente son causados por el uso incorrecto o excesivo de las limas, este tipo de accidentes operatorios, en algunas ocasiones pueden ocurrir sin alguna advertencia, es decir, sin algún cambio visible en el instrumento. De acuerdo a resultados obtenidos en estudios realizados, se cree que los instrumentos rotatorios de NiTi se fracturan con mayor frecuencia que los instrumentos manuales de acero inoxidable. Sattapan y colaboradores en el año 2000 ⁽²¹⁾, reportaron una frecuencia de fractura del 21% a partir de 378 instrumentos Quantec desechados por especialistas. El estudio realizado por Alapati y colaboradores en el año 2005 ⁽²²⁾, encontraron una tasa similar de 5.1% de 822 instrumentos de NiTi rotatorios desechados de una clínica. Por otro lado, un estudio realizado por Arens y colaboradores en el año 2003 ⁽²³⁾, reportaron una incidencia de fractura de 0.9% de 786 instrumentos de NiTi rotatorios que sólo se habían utilizado una vez y habían sido desechados.

La fractura de los instrumentos de NiTi es multifactorial y compleja, pero esta puede ser evitada con la habilidad, experiencia y conocimientos del operador y con el buen uso de los instrumentos. ⁽²⁾ **(Fig. 14)**

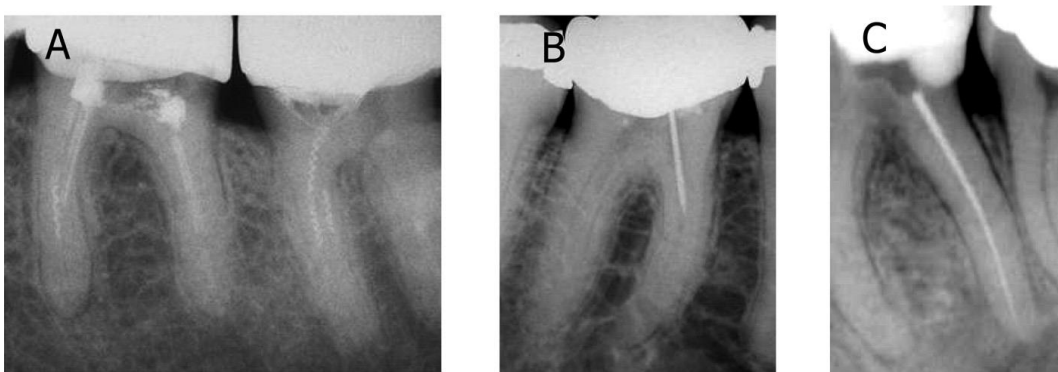


Fig. 14 Instrumento fracturado dentro del sistema de conductos radiculares.

Parashos P, Messer H. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. JOE — Volume 32, Number 11, November 2006 1031-1043.

3.6.1 Fatiga cíclica.

La fractura cíclica se produce cuando un instrumento es introducido en conductos curvos, ya que , el instrumento al adoptar la forma del conducto sufre deformación y por lo tanto tensión en la zona que está en el exterior de la curva y compresión en la zona que está en el interior de la curva y cuando se induce la rotación del instrumento, este sufre un ciclo completo de compresión-tensión ya que las partes del instrumento se invierten y esto sucede 2 veces en cada vuelta, lo que se traduce a 600 veces por minuto a 300 rpm y esta constante compresión-tensión del instrumento es lo que lo lleva a la fractura. **(Fig.15)**

Es importante no considerar los instrumentos más grandes, con mayor conicidad o con mayor núcleo más seguros, ya que estos también pueden sufrir este fenómeno.

Para evitar este riesgo a fractura del instrumento se recomienda, crear un acceso en línea recta hacia los conductos radiculares para disminuir la intensidad de las curvaturas , limitar la velocidad de rotación, ya que a mayor velocidad mayor será el efecto de fatiga , también hay que considerar la anatomía radicular ya que en conductos con doble curvatura se duplica el riesgo y sobre todo hay que tener en cuenta que este efecto es acumulativo y por lo tanto hay que limitar el uso de los instrumentos antes de desecharlos. ^{(1) (9) (11) (12) (15)}

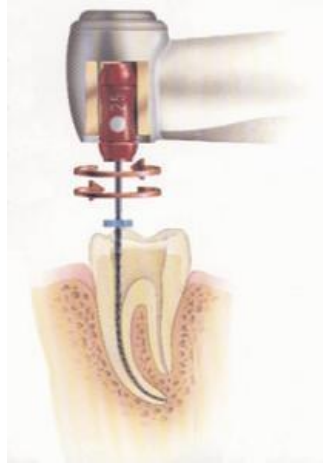


Fig. 15 Fatiga cíclica; compresión-tensión del instrumento por curvatura del conducto.

Hallado en: <http://www.iztacala.unam.mx/rivas/NOTAS/Notas4Instrumentos/rotagiromatic.html>

3.6.2 Fatiga torsional

La fractura por torsión se produce cuando la punta del instrumento rotatorio es retenida en el canal mientras el motor continúa girando, no necesariamente el instrumento necesita estar enroscado para que se genere este tipo de fractura. **(Fig.16)**

Se produce cuando el material supera su límite de resistencia, ya sea por la fuerza y velocidad de penetración, la falta de limpieza de las áreas de escape del instrumento, la lubricación del conducto y la pérdida de corte del instrumento.

Los motores en los cuales se puede controlar el torque, pueden prevenirnos de la fractura del instrumento, ya que están programados para detenerse cuando se supera determinada fuerza de rotación, pero hay que tener en cuenta que esto solo es un auxiliar para la prevención de fracturas.

La fatiga tiene tres etapas; la primera que es cuando se origina la grieta en forma de micro fisuras, la segunda se da cuando la grieta se extiende y la tercera que es cuando la grieta llega al punto de sobrecarga del

material. La propagación de grietas es más rápida en la fase austenítica que en la martensítica.

Estas etapas no son necesariamente visibles por lo que es importante no esperar a ver cambios macroscópicos para descartar el uso de algún instrumento. ^{(1) (9) (11) (12) (15)}



Fig. 16 Fatiga torsional.

Hallada en: http://www.endoroot.com/modules/newbb/viewtopic.php?post_id=22987

4. CARACTERÍSTICAS DE PROTAPER NEXT®.

La nueva generación de instrumentos ProTaper, denominada Next, se distingue de la anterior por una serie de características:

- Es fabricada con aleación de níquel-titanio M-Wire, que recibe un tratamiento térmico con lo que incrementa su flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica.
- Sección rectangular para una mayor resistencia a la fractura al disminuir la posibilidad de compactar el debris dentinario a las paredes laterales del conducto debido a que el instrumento se mantiene centrado en el conducto.
- Eje de rotación descentrado lo que ocasiona el denominado movimiento swaggering del segmento cortante, mientras que la punta sigue un eje longitudinal. (**Fig. 17**)

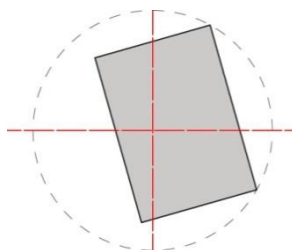


Fig. 17 Corte transversal de ProTaper Next® en donde se ilustra el eje de rotación descentrado.

Hallada en: <http://www.cursosendodoncia.com/temadeactualidad/protaper-next.php>

- Conicidad variable, que minimiza el contacto del instrumento con la dentina en algunas zonas.
- Punta inactiva, que guía al instrumento a través del conducto, evitando transportaciones o perforaciones del conducto.

- Mango 11 mm, 2 mm menos que el convencional lo que mejora la accesibilidad a los conductos en los dientes posteriores.¹²

Con ProTaper Next[®] se pretende disminuir el número de instrumentos necesarios para preparar la mayoría de conductos radiculares. Existen cinco instrumentos ProTaper Next[®] con diferentes longitudes y codificados con anillos de colores amarillo, rojo, azul, doble negro y doble amarillo respectivamente y correspondientes a los tamaños 17/04, 25/06, 30/07, 40/06, y 50/06.

Existen dos instrumentos básicos con los que se pueden preparar la mayoría de conductos más tres instrumentos para conductos amplios y con poca curvatura en la zona apical: **(Fig. 18)**

Básicos: X1 (17/.04) y X2 (25/.06). Tienen un diseño de conicidad variable en todo el instrumento. X1 presenta de D₁-D₃ una distribución de masa y el eje de rotación centrados, mientras que de D₄-D₁₆ la masa y el eje de rotación se encuentran desplazados.

Opcionales: X3 (30/.07), X4 (40/.06) y X5 (50/.06). Poseen conicidad constante de D₁-D₃ y de D₄-D₁₆ la conicidad disminuye.^{(5) (24)}

PROTAPER UNIVERSAL	PROTAPER NEXT
SX 0.19/.04	
S1 0.18/.02	X1 0.17/.04
S2 0.20/.04	
F1 0.20/.07	X2 0.25/.06
F2 0.25/.08	
F3 0.30/.09	X3 0.30/.07
F4 0.40/.06	X4 0.40/.06
F5 0.50/.05	X5 0.50/.06

Fig. 18 Comparación de la serie de instrumentos Protaper Universal y Protaper Next[®].

Fuente Directa.

4.1 M- Wire.

Los instrumentos rotatorios ProTaper Next® son fabricados con la aleación NiTi tratada térmicamente denominada M-Wire.

La ventaja que esto le ofrece al instrumento es mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fatiga cíclica comparado con los instrumentos fabricados con NitiNOL o con acero inoxidable lo que disminuye notablemente el riesgo de accidentes operatorios, como la fractura del instrumento dentro del conducto.

A partir de la realización de diversos estudios, en el año 2000 se determinó que el tratamiento térmico del NiTi incrementa la flexibilidad de los instrumentos endodóncicos, y desde entonces se ha empleado para influenciar o alterar las propiedades de los instrumentos endodóncicos de NiTi.

M-Wire es una aleación con memoria de forma y es producido aplicando una serie de tratamientos térmicos que fue introducida en el mercado en el año 2007.

Esta aleación tiene la capacidad de recordar su forma inicial, incluso aun de severas deformaciones. Este fenómeno se produce durante la transición que se produce entre dos fases sólidas, una de baja temperatura o martensítica y otra de alta temperatura o austenítica. El material sufre deformación durante su fase martensítica y recupera, de forma reversible, su forma original, cuando se le aplica calor por encima de su temperatura de transición. ^{(5) (11) (12) (24)}

4.2 Conicidad Variable.

Los instrumentos ProTaper Next® ofrecen conicidad variable en toda la longitud de su parte activa. (Fig.19)

El instrumento X1 es el encargado de trabajar la zona del tercio medio y cervical de la raíz, ya que es la zona en donde encontramos mayor conicidad.

El instrumento X2 se encarga de trabajar tercio apical y tercio medio ya que son las zonas de mayor conicidad.

Los instrumentos X3, X4 y X5 trabajan la zona apical principalmente.

Esta característica de los instrumentos, es la responsable de que este sistema utilice pocos instrumentos en la conformación de conductos radiculares. ⁽²⁵⁾

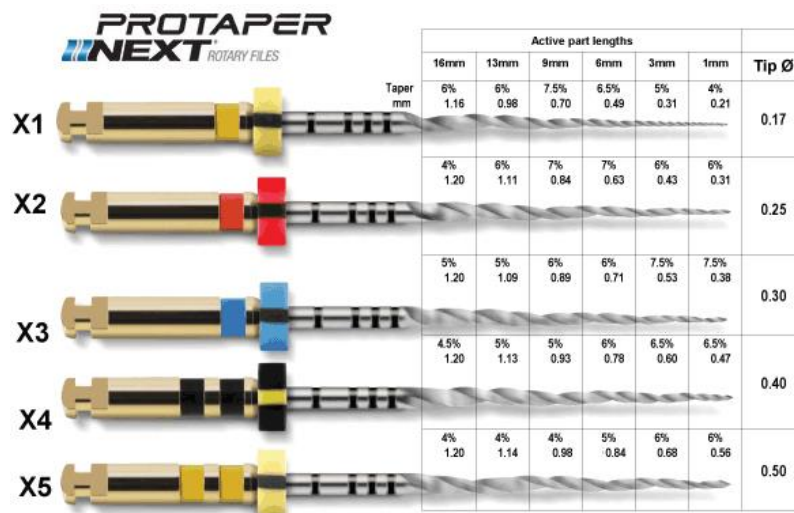


Fig. 19 Conicidad variable de cada instrumento ProTaper Next® en toda la parte activa de la lima.

Hallado en: http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics_brands/PROTAPERNEXT.aspx

4.3 Sección Transversal.

ProTaper Next® presenta una sección rectangular, cortando las paredes del conducto radicular a la vez debido a la presencia de dos ángulos de corte del lado largo del rectángulo, mientras que la sección transversal de

ProTaper Universal era similar a la de un triángulo equilátero con los lados convexos y presenta tres ángulos de corte. ⁽²⁵⁾ **(Fig. 20)**



Fig. 20 Comparación del corte transversal y vista longitudinal de ProTaper Universal y ProTaper Next®.

Hallado en: <http://tulsadentalspecialties.dentsply.com/PTU-PTN-WP>

La distribución de la masa que presenta este instrumento, permite que la lima se acomode en el conducto radicular, contribuyendo a que se distribuyan las fuerzas aplicadas sobre la dentina y/o el instrumento permitiendo que el instrumento actúe sobre toda la extensión del conducto radicular y reduce el riesgo de fractura. ^{(1) (25)}

4.4 Swaggering.

Se denomina “Swaggering move” al movimiento asimétrico que caracteriza a ProTaper Next®, y este es provocado por el eje de rotación des-centrado. ^{(12) (25)} **(Fig.21)**

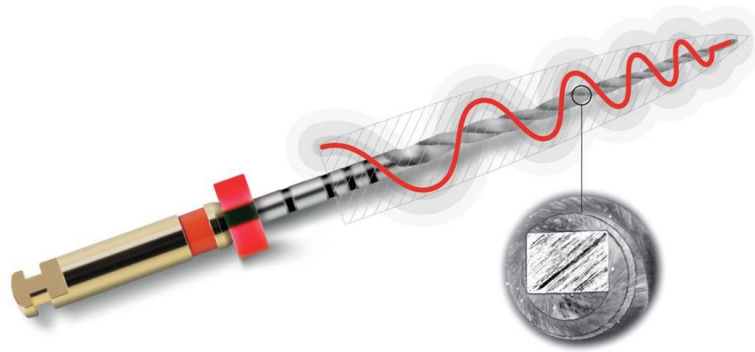


Fig. 21 Swaggering move de los instrumentos ProTaper Next[®],
Hallado en: <http://dentsplymea.com/products/endodontics/endodontic-files/protaper-next-0>

4.5 Ventajas.

ProTaper Next[®] ofrece la ventaja de resolver casos clínicos más complejos, esto debido a que los instrumentos presentan mayor flexibilidad y por lo tanto facilitan la instrumentación de conductos radiculares estrechos y con curvas pronunciadas.

También ofrece mayor seguridad del instrumento, esto debido al tratamiento térmico al que se somete el NiTi, obteniendo alambre M-wire que nos ofrece mayor resistencia a la fatiga cíclica y torsional teniendo como resultado menor riesgo de fractura de las limas.

El tiempo de conformación y desinfección de los conductos, es menor, esto gracias al menor número de instrumentos que se utilizan y a la eficacia de corte del instrumento por su diseño. ⁽²⁴⁾

4.6 Recomendaciones de uso.

El fabricante ofrece las siguientes recomendaciones para mejorar el rendimiento de los instrumentos:

- Son instrumentos de un solo uso. Después de muchos usos pueden resultar menos eficaces, provocando esfuerzos inadecuados en la lima y riesgo inminente de fractura.
- Utilizar cuidadosamente en el área apical y alrededor de curvaturas muy pronunciadas.
- 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. 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.
- Utilizar a una velocidad de rotación constante de 300 rpm con una ligera presión apical.
- Para un uso óptimo se recomienda usar motores con control de torque a 2Ncm (ajustable hasta 5.2 Ncm según la experiencia del profesional).
- Limpiar las espiras con frecuencia y observar si aparecen signos de alteración o desgaste.
- Se recomienda utilizar los instrumentos ProTaper Next[®] en forma mecánica (o manual, en curvaturas muy severas) con un movimiento continuo en el sentido de las agujas del reloj.

- Utilizar los instrumentos con un movimiento de cepillado, fuera de las concavidades radiculares, para facilitar la limpieza de las espiras y el avance de la lima apical.
- Utilizar las limas pasivamente para avanzar por el conducto hasta llegar a la longitud de trabajo. ⁽²⁶⁾

5. SISTEMA DE LIMAS ROTATORIAS PROTAPER NEXT®.

5.1 Secuencia de instrumentación.

El motor que ofrece la casa comercial para accionar los instrumentos ProTaper Next® ofrece una velocidad de 300 rpm y un torque de 2,0 Ncm (esta información ya viene precargada en el motor).

1. Preparar un acceso en línea recta al orificio de entrada del conducto.
2. Con una longitud de trabajo corta (más o menos 5 mm) se debe explorar el conducto utilizando limas manuales de pequeño calibre o limas Path file , para 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.
4. Ante la presencia de NaOCl, cepillar y seguir a lo largo de la permeabilidad con la lima ProTaper Next® X1 (017/04), en una o más pasadas, sino con limas manuales pequeñas si es necesario, hasta alcanzar la longitud de trabajo.
5. Utilizar una ProTaper Next® X2 (025/06), exactamente como se describió para la lima ProTaper Next® X1, hasta alcanzar pasivamente la longitud de trabajo.
6. Examinar las espiras apicales de la lima ProTaper Next® 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 y el conducto está listo para la desinfección.

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, listo para la desinfección.
8. Si la lima manual número .025 queda suelta al alcanzar dicha longitud, hay que seguir trabajando con la lima ProTaper Next® X3 (30/07) y, si es necesario la ProTaper Next® X4 (040/06) o la ProTaper Next® X5 (050/06) calibrando, después de utilizar cada instrumento, con las limas manuales número .030, .040 o .050, respectivamente. **(Fig. 22)**

Durante el protocolo de uso, irrigar y volver a utilizar una lima manual pequeña después de cada instrumento ProTaper Next® de la secuencia y volver a irrigar.³²



Fig. 22 Secuencia de instrumentación del sistema rotatorio ProTaper Next®.
Hallado en: <http://dentsplymea.com/sites/default/files/Protaper%20NEXT%20Sequence%20Card.pdf>

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 una guía desde la entrada del conducto hasta la zona final del conducto que permitirá conseguir una permeabilidad del

orificio apical del mismo. 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).^{(5) (26)}

5.2 Obturación.

El sistema ProTaper Next[®] no tiene un sistema de obturación exclusivo para él, existen puntas de papel y de gutapercha estandarizadas para cada instrumento ProTaper Next[®] pero no son indispensables para la obturación ya que se pueden utilizar las puntas de papel y gutapercha estandarizadas para la 1^a y 2^a serie.

Las puntas de papel ProTaper Next[®], son compatibles con el tamaño del conducto preparado por las limas ProTaper Next[®], el propósito de esto es ofrecer un secado rápido y seguro del conducto, además de ser puntas pre esterilizadas para ofrecer mayor seguridad al paciente. **(Fig. 23)**



Fig. 23 Puntas de papel.

Hallada en: http://www.inrodent.com/tienda/index.php?manufacturers_id=12&sort=3d&page=2

Las puntas de gutapercha estandarizadas para los instrumentos ProTaper Next[®] la única ventaja que ofrecen es mayor seguridad al momento de obturar ya que se ajustan al conducto. **(Fig. 24)**



Fig. 24 Puntas de guttapercha ProTaper Next®.

Hallada en: <https://coupdoc.com/dentsply-tulsa-protaper-next-gutta-percha-60-pack.html>

Otra opción para obturar es el sistema Guttacore, la ventaja de este sistema es que ofrece mayor resistencia, y que se disuelve con menor facilidad cuando se emplean solventes o se intentan termo plastificar con calor. Una desventaja es que se un horno especial para plastificar la guttapercha.^{(27) (24)} **(Fig. 25)**



Fig. 25 Guttacore.

Hallado en: http://www.elidentgroup.it/store/comersus_listProdAggSint.asp?idCatPadre=131&codeAgg=086D1

6. ESTUDIOS REALIZADOS.

Son pocos los estudios publicados que se han realizado a las limas rotatorias ProTaper Next[®], debido a su reciente introducción al mercado.

Los estudios que hasta hoy se han realizado a ProTaper Next[®], evalúan el torque y la fuerza que se realiza con los instrumentos durante la conformación del sistema de conductos radiculares.

Arias y colaboradores realizaron un estudio en el año 2013⁽²⁸⁾, en dientes humanos extraídos, y compararon el comportamiento de ProTaper Next[®] Vs ProTaper universal, los resultados mostraron que los instrumentos ProTaper Next[®] tienen un torque máximo similar entre cada uno de sus instrumentos tanto en conductos amplios como estrechos mientras que los instrumentos ProTaper Universal el torque máximo es variable entre cada uno de sus instrumentos. Durante el estudio, una lima X1 se fracturó y en otra lima del mismo calibre se detectó deformación plástica después de su uso. En la **Fig. 26** se ilustra una tabla en donde se muestran los resultados obtenidos en el estudio.

Sistema	Instrumento	Conductos largos		Conductos cortos	
		Torque (Ncm)	Force (N)	Torque (Ncm)	Force (N)
PT Next	X1	2.5 ± 0.8	6 ± 2.8	2.6 ± 0.3	17.1 ± 3.6
	X2	3.5 ± 0.8	7.3 ± 1.7	3.7 ± 0.5	19.6 ± 3.4
	X3	2.5 ± 0.5	6 ± 1.4	2.9 ± 0.4	16.4 ± 2.4
	X4	2.8 ± 0.4	6.2 ± 1.1		
	X5	2.9 ± 0.2	6.1 ± 0.9		
PTU	S1	6.1 ± 0.8	7.9 ± 0.8	2.5 ± 0.2	16.5 ± 2.8
	S2	1.1 ± 0.2	4.5 ± 1.05	2.2 ± 0.4	13.6 ± 2.4
	F1	1 ± 0.3	4.4 ± 0.8	2 ± 0.1	10.1 ± 1.5
	F2	2 ± 0.4	7 ± 0.7	3.2 ± 0.1	15.4 ± 1.9
	F3	2.6 ± 0.5	5.9 ± 0.4	3.8 ± 0.2	16.8 ± 3.1
	F4	1.7 ± 0.3	6.4 ± 0.9		
	F5	2.6 ± 0.5	9.4 ± 1.7		

Fig. 26 Tabla que muestra los resultados obtenidos en el estudio de Arias.
 Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2014 JANUARY; 40.

Para realizar este estudio se basaron y utilizaron estudios previos para establecer parámetros como el realizado por Peters y colaboradores en 2003 ⁽²⁹⁾, en el cual evaluaron el torque y la fuerza durante la preparación de conductos radiculares con ProTaper Universal. Otro estudio útil para basar el comportamiento de ProTaper Next[®], fue el realizado por Blum en 1999 ⁽³⁰⁾, en el cual evaluaron la el torque y la fuerza realizada durante la preparación de conductos con instrumentos Profile. ⁽²⁸⁾

Pereira y colaboradores en el año 2013 ⁽³¹⁾, también evaluaron el torque y la fuerza realizado durante la conformación de conductos con ProTaper Next[®] en bloques de acrílico, obteniendo los siguientes resultados, ProTaper Next[®] X2 registro el torque máximo más alto en los 6 grupos, seguido por X1 solo en algunos grupos (250 rpm/ 4 inserciones; 300 rpm/ 3 inserciones y 350 rpm/3 inserciones). En la **Fig.27** se muestran los resultados obtenidos de la medición del torque, durante el estudio de Pereira.

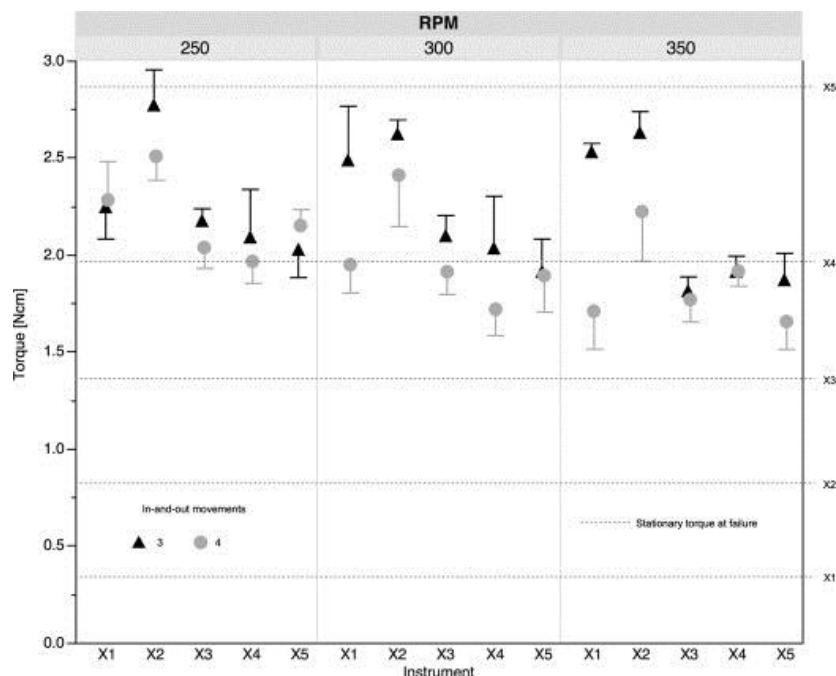


Fig. 27 Gráfica que muestra los resultados de la evaluación de torque en el estudio de Pereira.

Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA. In Vitro Assessment of Torque and Force Generated by Novel ProTaper Next Instruments during Simulated Canal Preparation. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2013 DECEMBER; 39(12).

Mientras que X5 mostro mayor fuerza positiva en todos los grupos, seguido por X4 que solo presento mayor fuerza en algunos grupos (250 rpm/4 inserciones; 300 rpm/ 4 inserciones y 350 rpm / 4 inserciones). Los instrumentos que mostraron mayor fuerza negativa fueron X1 y X2 para todos los grupos. En la **Fig. 28** se muestran los resultados obtenidos de la medición de la fuerza positiva y negativa, durante el estudio de Pereira.

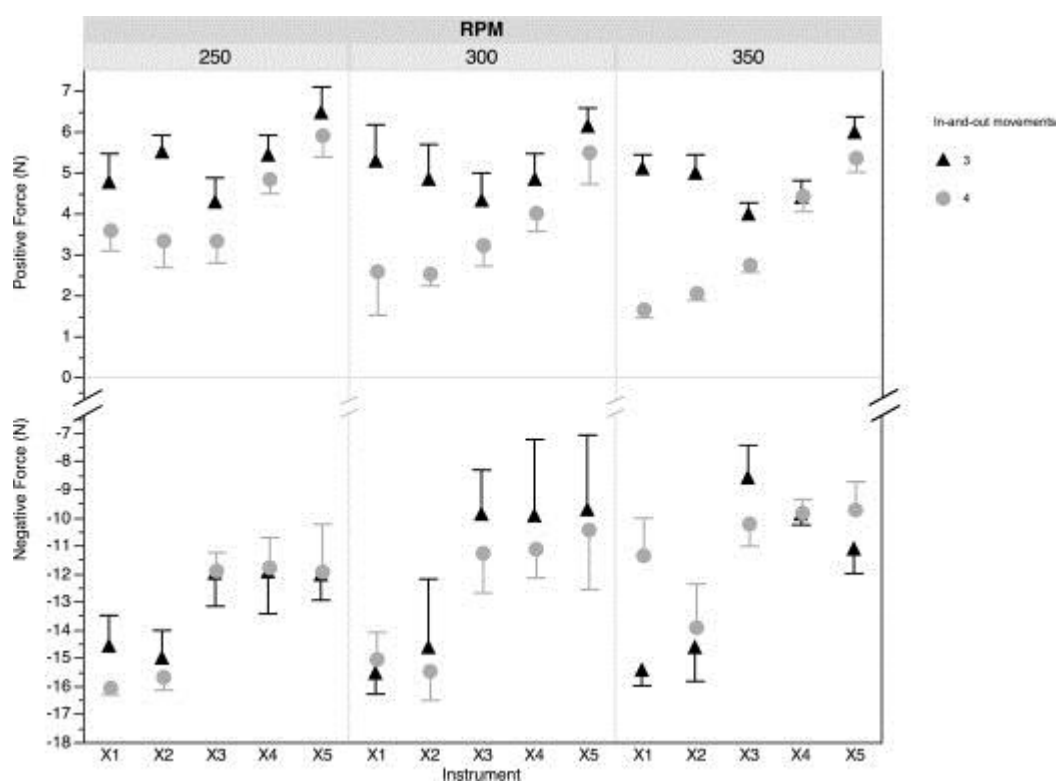


Fig. 28 Grafica que muestra los resultados obtenidos de fuerza positiva y negativa en el estudio de Pereira.

Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA.. In Vitro Assessment of Torque and Force Generated by Novel ProTaper Next Instruments during Simulated Canal Preparation. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2013 DECEMBER; 39(12).

Cuando se realizó la comparación de los resultados, se obtuvo que todos los instrumentos (excepto X4) mostraron menor torque y menor fuerza máxima en el grupo de 350 rpm/ 4 inserciones. X1 mostro una fuerza negativa menor, cuando se giró a 350 rpm/ 4 inserciones.

Durante el estudio no se observó deformación plástica y no hubo fractura de instrumentos después de preparar cada instrumento, 6 conductos simulados en bloques de plástico.

Para este estudio se tomó como base el estudio realizado por Peters y colaboradores en 2002⁽³²⁾, en el cual evaluaron el torque y la fuerza que se realiza durante la instrumentación con las limas rotatorias Profile .04 y en ambos estudios se obtuvieron resultados muy similares.⁽³¹⁾

Con el fundamento de los resultados obtenidos en ambos estudios se concluye que los instrumentos ProTaper Next[®] al tener un torque mayor tienen mayor riesgo a la fractura, por lo que se debe tener especial cuidado cuando se utilicen los instrumentos X1 y X2.

CONCLUSIONES.

1. El conocimiento de las propiedades físicas y mecánicas del instrumento previo a su utilización, es de gran importancia, ya que en base a ello es posible determinar en qué casos es conveniente utilizarlo y evitar un gran porcentaje de accidentes operatorios.
2. Las modificaciones que se han realizado a la aleación níquel-titanio, ha brindado a los instrumentos mejores características, tales como la flexibilidad y la resistencia a la fractura, lo que ha permitido realizar tratamientos exitosos en casos complejos.
3. Actualmente, en el mercado existe un gran número de de instrumentos manuales y rotatorios para realizar el tratamiento de conductos radiculares, y de acuerdo a las características de cada caso, el clínico debe ser capaz de elegir cual es el instrumentos adecuado a cada caso en particular.
4. En general, todos los instrumentos rotatorios tienen un riesgo inherente a la fractura debido a la fatiga cíclica o torsional que llegan a presentar durante la instrumentación de los conductos radiculares, por ello es muy importante conocer las características y el modo de empleo de cada instrumento.
5. Los instrumentos rotatorios son una buena alternativa para realizar tratamientos de conductos, ya que acortan el tiempo de trabajo y ofrecen ergonomía al operador y al paciente, pero hay que tener en cuenta que los sistemas rotatorios no sustituyen totalmente a los instrumentos manuales ya que cada sistema tiene sus

limitantes y los instrumentos manuales son auxiliares de los sistemas rotatorios.

6. Con el diseño innovador de ProTaper Next[®] y el tratamiento térmico de la aleación con la que son fabricadas las limas, se pretende mejorar el comportamiento clínico y evitar en la medida de lo posible accidentes operatorios, pero al ser este un instrumento de reciente manufactura, los estudios que se han realizado son muy pocos, y por lo tanto la información con respaldo científico que se tiene hasta hoy acerca de las ventajas o desventajas del comportamiento de estos instrumentos es nula, por lo que, aun tendremos que esperar más estudios para saber si los objetivos de fabricación de ProTaper Next[®] se han cumplido.

Bibliografía

1. Leonardo MR, Leonardo RdT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. 1st ed. SAO PAULO BRASIL: ARTES MEDICAS; 2002.
2. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2006 NOVEMBER; 32(11).
3. Aguilar CM, Mendes DDA, Câmara AC, Figueiredo JAPD. Evaluation of the centering ability of the ProTaper Universal rotary system in curved roots in comparison to Nitiflex files. AUSTRALIAN ENDODONTIC JOURNAL. 2009 DECEMBER; 35(3).
4. GUELZOW. Comparative study of six rotary nickel–titanium systems and hand instrumentation for root canal preparatio. International Endodontic Journal. 2005; 38.
5. RUDDLE C, MACHTOU P, WEST J. The Shaping movement, 5 th generation technology. DENTISTRY TODAY. 2013 APRIL; 32(4).
6. Zhou Hm, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Yf, Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufactureof Rotary Endodontic Instruments. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2012 NOVEMBER; 38(11).
7. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia; Técnica y Fundamentos. 1st ed. BUENOS AIRES: MEDICA PANAMERICANA; 2007.
8. Rao N. Endodoncia Avanzada. 1st ed.: AMOLCA; 2011.
9. Bergenholtz G, Bindselev PH, Reit. C. Endodoncia. 2nd ed.: EL MANUAL MODERNO; 2011.
- 10 Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A Scanning Electron Microscopy Evaluation of . Microfractures, Deformation and Separation in EndoSequence and Profile Nickel-Titanium Rotary Files Using an Extracted Molar Tooth Model. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2007 JUNE; 33(6).
- 11 Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng D, Haapasalo M. Current Challenges and concepts . of termomechanical treatment of Nickel-Titanium Instruments. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2013 FEBRUARY; 39(2).
- 12 Ruff M, Kriewaldt M, Webb T. New advances in Nickel Titanium Rotary Systems. . CLINICAL UPDATE. 2013 NOVEMBER; 35(8).

- 13 Claudia Boessler FPOAP. The Effect of Electropolishing on Torque and Force During . Simulated Root Canal Preparation with ProTaper Shaping Files. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2009 JANUARY; 35(1).
- 14 Torabinajed M, Walton R. Endodoncia; Principios y Práctica. 4th ed. ESPAÑA: . ELSEVIER; 2010.
- 15 Machado MEdL. Endodoncia - de la biología a la técnica. 1st ed. SAO PAULO BRASIL: . AMOLCA; 2009.
- 16 Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a Novel Nickel- . Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2008 NOVEMBER; 34(11).
- 17 Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of Raw Material and . Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2010 JULY; 36(7).
- 18 Sonntag D, Peters OA. Effect of Prion Decontamination Protocols on Nickel-Titanium . Rotary Surfaces. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2007 APRIL; 33(4).
- 19 Cohen S, Hargreaves KM, Berman LH. Vías de la pulpa. 10th ed. BARCELONA ESPAÑA: . ELSEVIER MOSBY; 2011.
- 20 SORIANO EJD, RUIZ JF. MECANIZADO BASICO EDITEX , editor.; 2010.
.
- 21 Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in Rotary Nickel-Titanium . Files After Clinical Use. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2000 MARCH; 26(3).
- 22 Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM . Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2005 JANUARY; 31(1).
- 23 Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Jr GCD. Evaluation of Single-use Rotary Nickel- . titanium Instruments. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2003 OCTOBER; 29(10).
- 24 http://www.protapernext.com/downloads/A6607den_protaper_next_brochure_ES_LR-1.pdf .
- 25 http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics_brands/ProTaperNEXT.aspx .
- 26 <http://dentsplymea.com/sites/default/files/PROTAPER%20NEXT%20File%20DFU%20>

- . 5%20languages.pdf. .
- 27 Robert T. Beasley AEWBCJFQ. Time Required to Remove GuttaCore, Thermafil Plus, and Thermoplasticized Gutta-percha from Moderately Curved Root Canals with ProTaper Files. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2013 JANUARY; 39(1).
- 28 Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2014 JANUARY; 40.
- 29 Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. International Endodontic Journal. 2003 JANUARY; 36(2).
- 30 Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. International Endodontic Journal. 1999 MARZO; 32(2).
- 31 Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA.. In Vitro Assessment of Torque and Force Generated by Novel ProTaper Next Instruments during Simulated Canal Preparation. JOURNAL OF ENDODONTICS. 2013 DECEMBER; 39(12).
- 32 Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. International Endodontic Journal. 2002 APRIL; 35(4).