



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**TÉCNICA DE PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON EL SISTEMA
ROTATORIO K3® SYBRONENDO, 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:

KARLA MARÍA CARBAJAL RODRÍGUEZ

TUTOR: Esp. DANIEL DUHALT IÑIGO

ASESORA: Esp. MÓNICA ITURBIDE MEDELLIN

MÉXICO, Cd. Mx.

2016



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

Gracias a Dios por permitirme llegar al final de esta meta, por ayudarme y acompañarme siempre, llenando mi vida de amor y bendiciones.

A Carlos Carbajal, por ser el mejor papá del mundo, darme todo el amor, y siempre creer en mí, por enseñarme a ser fuerte y a salir adelante, gracias porque a pesar de tu enfermedad nunca me dejaste sola siempre luchaste conmigo hasta el final, te amo.

A Rosita Rodríguez, por ser la mejor mamá del mundo, mi súper heroína sin tí no lo hubiera logrado, gracias por darme todo tu amor, por ser mi cómplice siempre, por consentirme, escucharme y aconsejarme como solo tú sabes, te amo.

A mis hermanos Juan y Julio por todo el cariño que me han dado, por toda su ayuda, apoyo y tolerancia, por darme el mejor ejemplo y por ser los mejores hermanos del mundo, los amo.

A mis cuñadas Jess y Karen por ser unas hermanas para mí, gracias por quererme tanto, ayudarme en todo momento, escucharme, aconsejarme y ser tan consentidoras.

A Julio Jaramillo por creer en mí, impulsarme siempre a dar lo mejor, apoyarme, aguantar mis momentos de desesperación, por cada cosa que he aprendido de tí y por todos los momentos que hemos compartido, gracias por todo tu amor.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología por abrirme las puertas para cumplir mis metas.

Al Dr. Daniel Duhalde por el tiempo invertido en este trabajo, por su compromiso y paciencia, por sus consejos y los conocimientos compartidos.

A la Dra. Mónica Iturbide por su dedicación y ayuda en la realización de este trabajo.

Al Dr. Enrique Rubín por su ayuda durante el seminario de titulación, por los conocimientos compartidos, por aconsejarme y ser un gran amigo.

A todos los profesores que me brindaron sus conocimientos y su apoyo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
OBJETIVOS.....	9
CAPÍTULO 1. CONFORMACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES	
1.1 Antecedentes.....	10
1.2 Objetivos de la conformación del sistema de conductos radiculares.....	11
1.3 Técnicas de instrumentación	12
1.3.1 Técnica apico-coronal	13
1.3.2 Técnica corono-apical	14
1.3.3 Técnica de fuerzas balanceadas.....	17
1.4 Movimientos mecanizados.....	20
1.4.1 Movimiento rotatorio continuo en sentido horario.....	21
1.4.2 Movimiento recíproco	23
CAPÍTULO 2. ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO	
2.1 Descubrimiento de la aleación NiTi	29
2.2 Características Físicas y Químicas.....	30
2.3 Fases cristalográficas de la aleación NiTi.....	31
2.4 Mecanismo de transformación.....	33
2.5 Manufactura de la aleación NiTi	36
CAPÍTULO 3. INSTRUMENTOS NÍQUEL-TITANIO	
3.1 Antecedentes de los instrumentos endodónticos.....	38
3.1.1 Introducción del NiTi en la Endodoncia	39
3.2 Evolución de los sistemas rotatorios.....	40
3.2.1 Primera generación	40
3.2.2 Segunda generación	40

3.2.3	Tercera generación	41
3.2.4	Cuarta generación.....	42
3.2.5	Quinta generación.....	42
3.3	Variantes de la aleación convencional.....	43
3.3.1	NiTi M-wire	43
3.3.2	NiTi Fase R	44
3.3.3	NiTi CM (Control Memory)	45
3.3.4	NiTi Blue.....	46
3.3.5	NiTi Gold	47
3.4	Ventajas de los instrumentos NiTi	48
3.5	Desventajas de los instrumentos NiTi.....	49
3.6	Diseño del instrumento NiTi.....	49
3.6.1	Ángulo de Corte o Ángulo de incidencia	49
3.6.2	Ángulo helicoidal	50
3.6.3	Plano estabilizador radial	51
3.6.4	Pitch o paso de rosca.....	51
3.6.5	Diseño transversal.....	52
3.6.6	Conicidad del instrumento.....	52
3.6.7	Diseño de la punta	53
3.6.8	Acabado superficial	54

CAPÍTULO 4. SISTEMA ROTATORIO K3® SYBRONENDO

4.1	Características generales	56
4.2	Código de colores.....	59
4.3	Presentaciones	60
4.4	Secuencia de instrumentación.....	64
4.4.1	Procedure pack	64
4.4.2	G pack.....	66
4.4.3	VTVT pack	67

4.5	Instrumentos K3XF	68
4.6	Estudios científicos comparativos	70
CONCLUSIONES		79
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		81



INTRODUCCIÓN

La base para un tratamiento endodóntico exitoso se logra con una adecuada preparación biomecánica del sistema de conductos radiculares que consiste en eliminar bacterias y tejido pulpar contaminado, así como la conformación de las paredes del conducto radicular siguiendo su anatomía, permitiendo un sellado hermético y tridimensional. Hasta la fecha la preparación biomecánica de conductos curvos ha sido un desafío para el profesional.

Durante muchos años los únicos avances en los instrumentos endodónticos fue la incorporación del acero inoxidable y las normas de estandarización mejorando así la limpieza y la conformación del conducto.

El avance tecnológico de 1960 con la incorporación del Níquel-Titanio (NiTi), permitió a la profesión y más específicamente a la endodoncia, la fabricación de instrumentos con mayor flexibilidad, superelasticidad, capacidad de memoria de forma, resistencia a la deformación plástica y a la fractura, en comparación con los instrumentos de acero inoxidable, revolucionando así las técnicas de instrumentación.

A pesar de las excelentes propiedades de la aleación NiTi, la inesperada fractura del instrumento es común y representa una preocupación importante en su uso clínico. Las estrategias para aumentar la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento NiTi incluyen una mejora en el proceso de fabricación o el uso de nuevas aleaciones que proporcionan propiedades mecánicas superiores. Recientemente, nuevos procesos de fabricación de instrumentos endodónticos de NiTi han sido desarrollados por los fabricantes que tratan de superar estas limitaciones.

Los instrumentos rotatorios han tenido una evolución importante, durante varios años se han introducido numerosos sistemas con diferentes características en su aleación y diseño, enfocándose en cumplir con los



principios básicos de la conformación del sistema de conductos. La instrumentación rotatoria en sentido horario fue la primera en ser propuesta para el trabajo biomecánico, sin embargo actualmente la técnica de fuerzas balanceadas propuesta por Roane se ha retomado en los sistemas rotatorios recíprocos.

El sistema rotatorio K3® fabricado por la casa comercial SybronEndo, es un sistema con instrumentos de segunda generación elaborados de NiTi convencional, poseen una sección transversal asimétrica, con un ángulo de corte ligeramente positivo, lo que les proporciona una mayor eficiencia de corte y un alivio periférico para reducir la fricción. Son utilizados con la técnica de instrumentación corono-apical propuesta por Marshall y Pappin y con movimiento rotatorio continuo en sentido horario. Actualmente SybronEndo introdujo los instrumentos K3XF® con las mismas características anatómicas y funcionales que K3® pero con el innovador proceso termomecánico en Fase-R, proporcionándoles según el fabricante más flexibilidad y resistencia a la fractura cíclica y por torsión.



OBJETIVOS

Objetivo general

- Describir las características del sistema rotatorio K3® SybronEndo y su secuencia de instrumentación.

Objetivos específicos

- Describir el propósito biológico y mecánico de la conformación del sistema de conductos radiculares.
- Analizar las características de la aleación NiTi
- Describir el diseño del instrumento de NiTi.
- Identificar los diferentes movimientos mecanizados del instrumento NiTi.

CAPÍTULO 1

CONFORMACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES

1.1 Antecedentes

En 1969 Clem fue el primer autor en señalar la importancia de la conformación del sistema de conductos radiculares, sugirió la utilización de instrumentos de pequeño calibre en la porción apical del conducto radicular seguido de una preparación con retroceso, aumentando el calibre del instrumento en sentido ápice-corona denominada “*Step Preparation*”. Su contribución fue tan significativa que surgieron muchas técnicas innovadoras, teniendo todas ellas el principio “*Step Preparation*”.¹

Otra gran aportación de conformación de conductos radiculares fue atribuida a Schilder en 1974 (Fig. 1), caracterizado en dos palabras “*Cleaning and Shaping*” incluyendo la utilización de fresas Gates-Glidden, esta conformación de conductos radiculares fue aceptada exitosamente ya que no solo se resumía en la eliminación del tejido pulpar infectado sino en dar una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor diámetro en la porción apical.¹



Fig.1 Herbert Schilder.

Fuente: http://www.endoexperience.com/library_11.html



Basados en el principio de Schilder, Abourass, Frank, Glick, presentaron el “*Limado Anticurvatura*” que permite un acceso libre y directo al tercio apical sin interferencias dentinarias del tercio cervical, este acto paso a ser obligatorio principalmente en conductos curvos, consistía en la conformación de los tercios cervical y medio del conducto radicular, seguido de irrigación con hipoclorito de sodio previo a la instrumentación del tercio apical. Esta línea de pensamiento fue promovida por Marshall y Pappin denominándola “*Crown-Down Pressureless Preparation*” (Corono-Apical sin presión).¹

Esta nueva técnica cambio el viejo concepto de conformación de conductos radiculares en sentido apico-coronal, practicado durante más de 140 años.¹

1.2 Objetivos de la conformación del sistema de conductos radiculares

La conformación adecuada del sistema de conductos radiculares auxiliándonos con el uso de instrumentos endodónticos es indispensable para un tratamiento exitoso. Con el propósito de mejorar el tratamiento endodóntico, la profesión junto con las industrias se han esforzado en mejorar los instrumentos y las técnicas que agilicen y faciliten la realización del tratamiento endodóntico.²

El principal objetivo biológico de la conformación de conductos radiculares es la eliminación de los tejidos blandos y duros infectados, así mismo el objetivo mecánico de la conformación del sistema de conductos es respetar la anatomía interna original, manteniendo así una preparación tridimensional, una forma cónica continua, el mantenimiento de la posición y el diámetro de la constricción apical y así mismo del orificio apical. Con ello podemos permitir un acceso adecuado para el uso de soluciones irrigadoras que nos ayuden a proporcionar una desinfección más completa de los conductos radiculares.^{3,4}



Si se alcanzan ambos objetivos favorecemos la obturación con materiales biocompatibles que nos proporcionen un sellado corono-apical hermético y tridimensional.⁴

Actualmente se cuenta con una amplia gama de instrumentos de Níquel-Titanio (NiTi) tanto manuales como rotatorios para el trabajo biomecánico del sistema de conductos.³

Se han desarrollado distintas secuencias para lograr una adecuada conformación de conductos radiculares con instrumentos manuales y rotatorios. Sin embargo una cavidad de acceso bien diseñada es esencial para obtener éxito en el tratamiento endodóntico, convirtiéndose en un prerrequisito antes de cualquier preparación del conducto.³

1.3 Técnicas de instrumentación

En la actualidad existen muchas técnicas propuestas para una conformación adecuada del sistema de conductos radiculares, las diferentes técnicas se pueden dividir en:

- A) Técnicas apico-coronales, iniciando la preparación en la zona apical, después de determinar la longitud de trabajo.

- B) Técnicas corono-apicales, iniciando la preparación en la zona coronal y media del conducto, para después determinar la longitud de trabajo e ir progresando hacia apical. El objetivo de esta técnica es evitar la extrusión de bacterias hacia la zona apical.⁴

1.3.1 Técnica apico-coronal

El concepto de preparación mediante retrocesos de la longitud de trabajo fue expuesto por Clem. Aunque en un principio esta técnica se diseñó para la preparación en conductos curvos, se aplica también para la preparación de conductos rectos. Permite mantener un diámetro apical del conducto con una lima de pequeño calibre para después continuar con una reducción creciente de la longitud de trabajo con instrumentos más grandes.^{3, 4}

La técnica se inicia permeabilizando el conducto con una lima K #10, el conducto se prepara a 3 ó 4 calibres a un tamaño #25 como mínimo, mediante limado lineal, reconociendo a la lima que instrumenta toda la longitud del conducto como “lima maestra apical” (LMA). La parte más coronal del conducto se prepara con instrumentos de tamaños mayores, restándole 1 mm a la longitud de trabajo inicial, creando así una morfología cónica (Fig. 2). Las zonas más coronales del conducto se pueden conformar con Gates-Glidden #1, #2 y #3 en la entrada del conducto.^{4, 5}

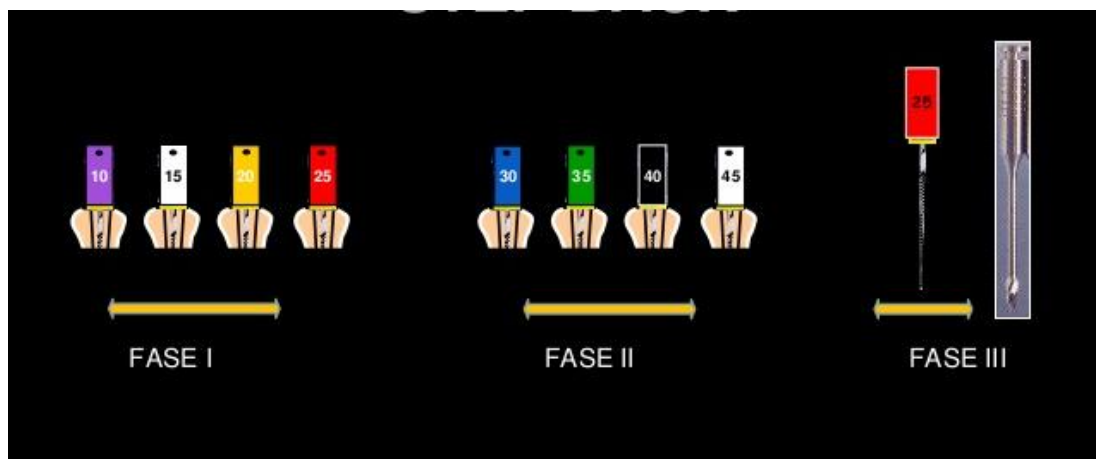


Fig. 2 Preparación apico-coronal.

Fuente: <http://es.slideshare.net/ProfRalAponteRendn/tcnica-hbrida-de-instrumentacin-manual>



1.3.2 Técnica corono-apical

La técnica corono-apical recomendada por Marshall y Pappin se basa en una conformación coronal, con fresas Gates-Glidden y limas de mayor calibre utilizadas en la porción cervical del conducto radicular, para terminar con la determinación de la longitud de trabajo, utilizando limas de menor calibre, sin olvidarnos de la irrigación copiosa durante el trabajo biomecánico (Fig. 3).^{2, 3,5}

Secuencia de instrumentación utilizada por el departamento de endodoncia de la Facultad de Odontología UNAM

1. Conductometría aparente.
2. Irrigación entre cada instrumento.
3. Exploración y permeabilización con limas tipo K n° 8 y 10, Flexo File n° 15 y 20, hasta conductometría Parente o hasta encontrar resistencia.

Uso de Gates Glidden en tercio cervical exclusivamente

4. Gates n° 4 con movimientos de picoteo, solo en la boca del conducto e irrigar.
5. Permeabilización con la lima tipo K n° 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
6. Gates n° 3 con movimientos de picoteo, hasta obtener resistencia e irrigar.
7. Permeabilización con la lima tipo K n° 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
8. Gates n° 2 con movimiento de picoteo, hasta obtener resistencia, sin llegar a la curvatura, solo en tercio cervical e irrigar.
9. Permeabilización con la lima tipo K n° 10, hasta conductometría aparente e irrigar.



Conformación manual con movimiento de fuerzas balanceadas

10. Lima Flex-R nº 60 e irrigar.
11. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
12. Lima Flex-R nº 55 e irrigar.
13. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
14. Lima Flex-R nº 50 e irrigar.
15. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
16. Lima Flex-R nº 45 e irrigar.
17. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
18. Lima Flexo File nº 40 e irrigar.
19. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
20. Lima Flexo File nº 35 e irrigar.
21. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
22. Lima Flexo File nº 30 e irrigar.
23. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
24. Lima Flexo File nº 25 e irrigar.
25. Permeabilización con la lima tipo K nº 10, hasta conductometría aparente e irrigar.
26. Determinar la longitud de trabajo real con localizador eléctrico y corroborar radiográficamente, con la lima que llegue a conductometría aparente.

27. Repetir secuencia operatoria a partir de la lima Flex-R 70 o más en tercio cervical con disminución progresiva del calibre de los instrumentos, hasta tercio apical.

28. Si se requiere mayor conformación repetir una secuencia operatoria más. ⁶

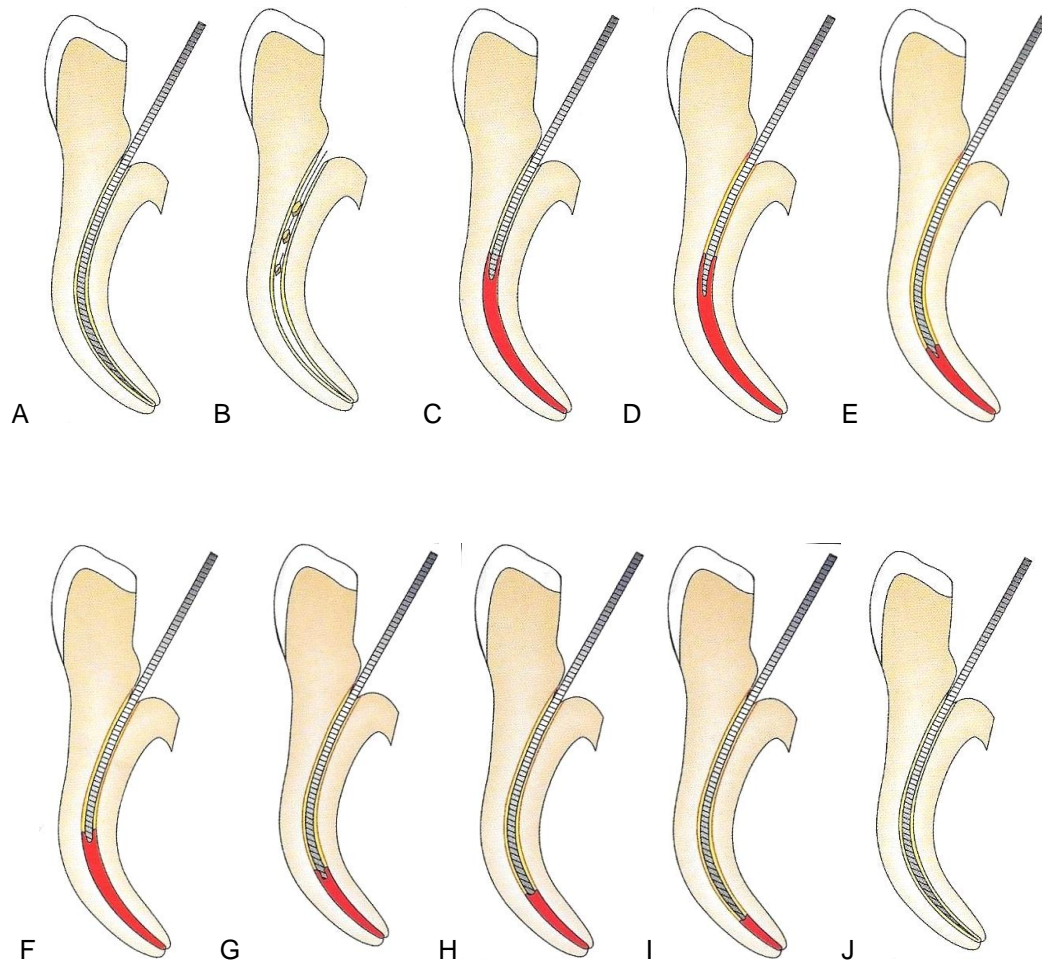


Fig. 3 **A**-Lima no.10 hasta conductometría aparente, **B**-Ensanchado con GG, **C**-Lima no.35, **D**-Lima no.30, 1mm mas profundo, **E**-Lima no.25, 1mm mas profundo que la lima no.30, **F**-Recapitulación con lima no.40, **G**-lima no.35, **H**-lima no.30, **I**-lima no.25, **J**-lima no.20. ⁵

1.3.3 Técnica de fuerzas balanceadas

Esta técnica de preparación del sistema de conductos radiculares impulsada por Roane y cols en 1985. Describe una serie de movimientos con limas Flex-R y limas FlexoFile.^{3, 4}

A) Limas K

Las limas y los ensanchadores tipo K son los instrumentos más antiguos desarrollados por Kerr Manufacturing Co., EUA en 1915, fabricados por astas metálicas de acero inoxidable, con punta activa lo que facilita su penetración, posee una sección recta triangular, redonda o cuadrangular, fabricadas a partir de torsión. Los instrumentos de calibre 06 al 40 tienen una sección recta cuadrangular y a partir del calibre 45 al 140 adquieren una sección transversal triangular, las limas de mayor calibre son muy rígidas, lo que hace poco viable su uso en la instrumentación de conductos curvos, debido a su poca flexibilidad las limas tipo K se limitan a la instrumentación de conductos rectos (Fig.4).^{1, 3, 7}

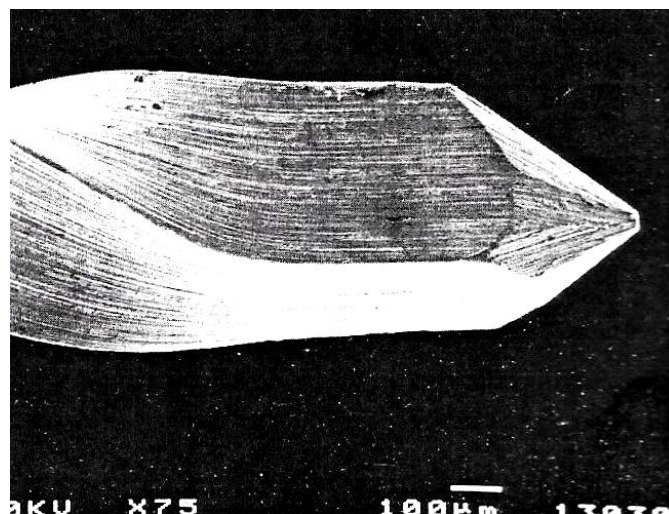


Fig. 4 Fotomicrografía de la punta activa de la limas tipo K.¹

B) Limas Flex-R

Estas limas fueron ideadas por James Roane en 1985, fabricadas de acero inoxidable mediante tallado, presentan como característica principal una punta inactiva cónica (punta Roane), una sección triangular lo que les otorga buena capacidad de corte (Fig. 5), estos instrumentos acompañan la curvatura del conducto radicular hasta el ápice, facilitan la conformación del sistema de conductos radiculares curvos y estrechos minimizando el riesgo de accidentes durante la conformación. Están indicadas para la exploración, ensanchamiento, y limado principalmente. Se encuentran en las longitudes de 21mm, 25mm y 31mm y en los calibres ISO entre 08 y 140.^{2,8}

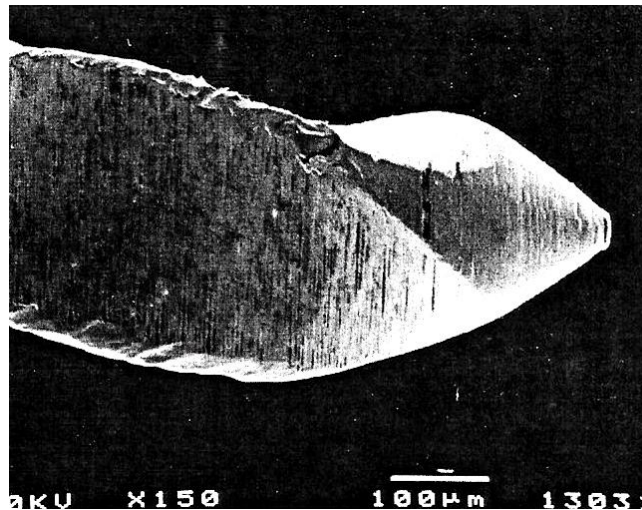


Fig. 5 Fotomicrografía de la punta de la lima Flex-R.¹

C) Limas Flexofile

Las limas Flexofile son limas de acero inoxidable fabricadas mediante torsión, presentan una sección transversal triangular por lo que presentan un aumento en su flexibilidad y mejor capacidad de corte, son encontradas en los tamaños ISO de 15 a 40 en longitudes de 21mm, 25mm y 31mm. Poseen una punta inactiva, no cortante tipo batt, (Fig. 6) tienden a pasar por los

segmentos curvos de los conductos radiculares con mayor facilidad evitando escalones, transportación y perforaciones. Estas limas están indicadas para la exploración, extirpación pulpar, ensanchamiento y limado.⁸

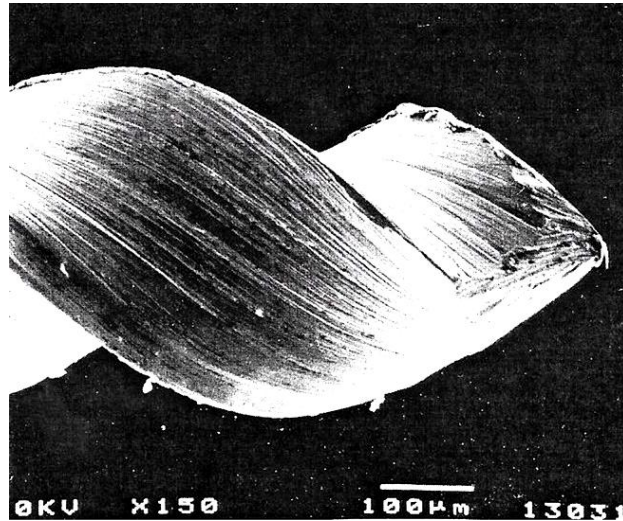


Fig. 6 Fotomicrografía de la punta de la lima Flexofile (punta de Batt).¹

La técnica de fuerzas balanceadas consta de 3 pasos:

1. Se introduce una Flex-R inactiva en su punta y se efectúa un giro en sentido horario, es una rotación pasiva de unos 90° para enganchar dentina.
2. Se produce el corte de la dentina. Realizando un giro de la lima en sentido antihorario 180 a 270° para liberar los fragmentos de dentina enganchadas de la pared del conducto.
3. Se efectúan 1 ó 2 giros completos de la lima en sentido horario, para extraer las virutas de dentina, cada movimiento hacia afuera es un movimiento de limado, seguido con una irrigación copiosa.^{3, 4}

Se repite con limas de calibre menor hasta alcanzar la constricción apical (Fig. 7).^{3,4}

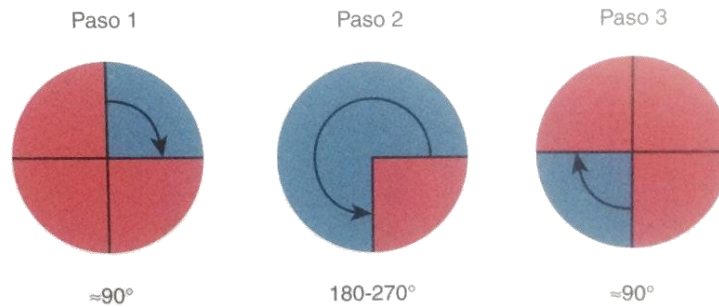


Fig.7 Esquema de movimientos del mango durante la técnica de fuerzas balanceadas.³

1.4 Movimientos mecanizados

Los instrumentos NiTi son un complemento eficaz en la preparación biomecánica del sistema de conductos radiculares, ofrecen gran flexibilidad, superelasticidad, buena capacidad de corte y una conformación del conducto radicular más centrada, en comparación con los instrumentos de acero inoxidable. Para la instrumentación rotatoria se han empleado diferentes mecanismos: la rotación continua en sentido horario a distintas velocidades, y movimientos recíprocos. Como se ha señalado en este capítulo existen varias técnicas de conformación conductos, muchas de las consideraciones descritas en la técnica manual son igualmente efectivas para la técnica rotatoria.^{3, 4, 9}



1.4.1 Movimiento rotatorio continuo en sentido horario

La introducción de la aleación NiTi en los instrumentos endodónticos, su conicidad variable así como los nuevos perfiles de la sección transversal y la presencia de una punta inactiva, proporcionaron el concepto de *rotación horaria continua* la cual proporciona un giro constante de 360° en sentido horario, brinda una mejor capacidad de mover y eliminar residuos producidos durante la conformación del sistema de conductos radiculares.^{4, 10}

Se utiliza a una velocidad a 250 y 300 rpm según el instrumento, aunque actualmente hay instrumentos que requieren 400 y 500 rpm, requiere de un motor eléctrico donde se pueda ajustar el torque deseado en función del instrumento y del diente a tratar.⁴

La utilización de instrumentos mecanizados requiere una serie de movimientos cortos alternados de entrada y salida denominado “picoteo”, alrededor de 1mm por segundo, con una presión mínima necesaria sin forzar en sentido apical para su progresión, un movimiento de picoteo prolongado aumenta el riesgo de fractura, así mismo debe evitarse la inserción de la punta, especialmente donde el conducto presente menor diámetro, para que no se produzca un atascamiento y el instrumento falle, lo cual se traduce en estrés por torsión.¹⁰

Algunos sistemas que realizan el movimiento horario continuo son:

- LigthSpeed®
- ProFile®
- Limas GT®
- ProTaper Universal®
- K3®
- iRace®



- Twisted File®
- ProTaper Next®
- Mtwo®

1.4.1.1 Consideraciones generales

1. Valorar la dificultad de cada órgano dental, la obtención de la radiografía permite conocer las condiciones anatómicas de la cámara pulpar y conductos radiculares, es de gran importancia ya que se debe ofrecer un acceso directo y en línea recta para el uso de los instrumentos de NiTi.
2. Se deberá utilizar una lima K nº 10 o nº 15 que permita transmitir la sensación táctil del recorrido del conducto radicular, antes de introducir el instrumento rotatorio.
3. La técnica coronoapical es la elección de la instrumentación rotatoria.
4. Se debe utilizar un motor eléctrico. Algunos motores más sofisticados presentan control de torque, de esta manera disminuye el riesgo a la fractura del instrumento.
5. El instrumento se introduce en el conducto girando, hasta encontrar cierta resistencia, en movimiento lineal, sin presión. No mantener el instrumento girando en un mismo punto.
6. Mantener lubricado el conducto con irrigante, hasta alcanzar la longitud de trabajo.
7. Para la disminución del riesgo de fractura cíclica los instrumentos de NiTi no se usarán en más de 6-10 conductos, y si el conducto llegara a presentar curvaturas o se presentara muy estrecho, se reducirá aun más el número de usos.



8. Si al ir progresando hacia apical tras el uso de 3 ó 4 instrumentos se encuentra resistencia, se recomienda repetir la secuencia desde el principio.
9. Irrigar con frecuencia y permeabilizar.^{3, 4}

1.4.1.2 Ventajas del movimiento rotatorio continuo en sentido horario

- Menor transportación del conducto.
- Menor impulsión de residuos hacia el foramen apical.
- Mayor rapidez.
- Mantiene al instrumento centrado en el conducto.

1.4.2 Movimiento recíproco

En 2008 Yared propuso el movimiento recíproco, introduciendo un solo instrumento de NiTi en la conformación del conducto radicular en movimiento de vaivén, utilizando la lima ProTaper F2® (Dentsply Maillefer, Ballaiges, Suiza). Los objetivos de esta técnica son:

- Reducir el tiempo de trabajo
- El riesgo de contaminación
- Mejorar la seguridad durante la conformación

El movimiento recíproco es la evolución de la técnica de fuerzas balanceadas descrita por Roane, manteniendo la curvatura con distorsión mínima del conducto radicular.⁹



El movimiento recíproco presenta importantes ventajas en comparación con el movimiento horario continuo en sentido horario. Gambarini et al. De Deus et al. y You et al. coincidieron en que el movimiento recíproco reduce el estrés de los instrumentos y proporciona una mejor resistencia a la fatiga cíclica durante la conformación de conductos curvos.^{4, 10}

El movimiento recíproco en los instrumentos de NiTi produce un doble efecto; evitan el enroscamiento de la lima y la centran en la luz del conducto radicular, evitando la carga de torsión y disminuyendo la fatiga cíclica, factores que generan la fractura del instrumento. Desde el punto de vista metalográfico el movimiento recíproco genera menos estrés sobre la aleación, haciendo más difícil alcanzar su límite elástico.¹⁰

Existen dos tipos de movimientos recíprocos:

1. Simétricos: Con un ángulo de giro de 30° en sentido horario y 30° de sentido antihorario.
2. Asimétricos: Con diferencias en los ángulos de giro. Completando luego de tres ciclos, un giro completo del instrumento sobre su propio eje.

Ultradent desarrollo la pieza de mano Endo-Eze AET consiste en un mecanismo de instrumentación oscilante (recíproco simétrico), que utiliza una serie de instrumentos de acero inoxidable similares a las limas tipo K con diámetros de punta nº 10 y 13, con conicidades constantes de 0,02 a 0,06, (Fig. 8). Indicado para la preparación del tercio cervical de los conductos

radiculares, los instrumentos montados oscilan alternadamente en sentido horario y antihorario con 30° en cada dirección.¹⁰



Fig.8 Pieza de mano Endo-Eze AET, Ultradent.

Fuente: <http://www.ultradent.gr/en/endodontics/endo-eze-aet-tilos>

Por su parte SybronEndo desarrollo la pieza de mano endodóntica Safety M4 (Fig. 9), utilizando el mecanismo de instrumentación recíproco simétrico, posee un cabezal que permite adaptar la mayor parte de los instrumentos estandarizados manuales. Está diseñada para funcionar con motores que produzcan entre 15.000 y 60.000 rpm, con giro antihorario y horario de 30°. Gracias a su velocidad proporciona menos tiempo de trabajo y menor fatiga.¹⁰



Fig. 9 Pieza de mano Safaty M4, SybronEndo.

Fuente: <https://www.dentaltix.com/sybronendo/pieza-de-mano-m4-safety-recambios-aparatosologia>

Dos sistemas fueron introducidos para la realización de movimiento rotatorio recíproco asimétrico. Un sistema fue Reciproc® (VDW, Munich, Alemania), el cual realiza su primer movimiento antihorario en 150°, y en sentido horario en 30° según el fabricante trabaja a 300rpm, generando un giro completo cada tres ciclos (Fig. 10).¹⁰



Fig.10 Movimiento del sistema Reciproc®.

Fuente: http://www.es.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/z-es/downloads/RECIPROC_User_Brochure_es_view.pdf

Otro sistema de rotación recíproca asimétrica es Waveone® (Dentsply Maillefer), el cual realiza su primer movimiento antihorario a 170°, y en sentido horario 50° el fabricante indica que trabaja a 350rpm (Fig. 11). El movimiento recíproco y la introducción de la aleación M-wire a estos sistemas mejoró las propiedades mecánicas, la resistencia a la fatiga cíclica y el estrés por torsión.^{9, 10}

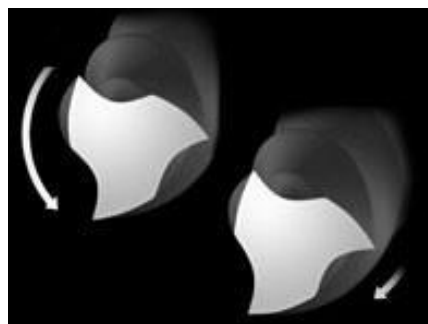


Fig. 11 Sección transversal y movimiento de la lima Waveone®.

Fuente: www.dentistrytoday.com



La introducción de los sistemas de instrumentación con movimiento recíproco asimétrico ha acelerado la conformación del conducto radicular, aunque se menciona que dichos sistemas impulsan más residuos hacia el foramen apical en comparación con los sistemas que utilizan el movimiento rotatorio continuo en sentido horario.¹¹

En 2012 Bürklein et al. realizaron una investigación comparando el tiempo de preparación y la cantidad de residuos impulsados hacia el foramen apical después de la preparación de conductos radiculares rectos en los dientes humanos extraídos, utilizaron dos sistemas de movimiento recíproco, Waveone® (Dentsply Maillefer) y Reciproc® (VDW, Munich, Alemania) versus Mtwo® (VDW, Múnich, Alemania) y ProTaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) que utilizan el movimiento rotatorio continuo. La instrumentación fue más rápida con Reciproc®, seguido por Waveone® y sin presentar diferencias significativas entre Mtwo® y ProTaper®. Los sistemas Waveone® y Reciproc® produjeron significativamente más residuos en comparación con Mtwo® y ProTaper®. Estudios demostraron que la cantidad de residuos impulsados hacia apical puede estar relacionada con la anatomía del conducto radicular o la técnica de instrumentación.¹²

Sin embargo existen resultados contradictorios sobre la impulsión de residuos hacia foramen apical con el movimiento recíproco. Tinoco et al. realizaron una investigación con el propósito de evaluar la impulsión apical de residuos. Se seleccionaron dos sistemas de movimiento recíproco: Waveone® y Reciproc® y un sistema rotatorio continuo BioRace®. Estos resultados demostraron que el sistema rotatorio continuo en sentido horario impulsa significativamente más bacterias hacia el foramen apical comparado con los sistemas de movimiento recíproco, aunque en general se supone que el movimiento rotatorio continuo permite la salida constante de residuos hacia cervical, la razón por la cual se obtuvo ese resultado podrían ser las características del sistema BioRace®. Por otra parte, la interacción entre



varios factores, como el diseño sofisticado del instrumento, la mejora de la aleación, un menor número de instrumentos, así como la capacidad de corte más alta puede contribuir a las pocas bacterias impulsadas hacia el foramen apical.¹¹

1.4.2.1 Consideraciones generales para la instrumentación recíproca

1. Permeabilizar el conducto radicular.
2. Una vez elegido el calibre del primer instrumento, se entra en el conducto con el instrumento girando, al torque y a la velocidad predeterminada por el motor.
3. Irrigar constantemente ya que el movimiento recíproco genera muchos residuos que no son expulsados hacia coronal.
4. Las limas son de un solo uso, se desechan tras preparar los conductos de cada diente.

1.4.2.2 Ventajas del movimiento recíproco

- Tiempo de trabajo reducido.
- Mayor resistencia a la fatiga cíclica.
- Menor tendencia del efecto atornillamiento.
- Disminución del estrés de los instrumentos.

CAPÍTULO 2

ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO

2.1 Descubrimiento de la aleación NiTi

A principios de 1960 estudios conducidos por William J. Buehler, un ingeniero químico-metalúrgico (Fig. 12), y Wang et al. en el laboratorio de artillería Naval de Maryland US, se encontraban investigando una serie de aleaciones formadas principalmente del aluminio y otros metales, buscando desarrollar una aleación metálica que soportara altas temperaturas para la fabricación de misiles para la marina.^{8, 13}



Fig. 12 Willian J. Buehler.¹⁰

Después de investigar aleaciones completamente metálicas, decide enfocar su investigación en aleaciones metálicas que forman fases de intermetales, ya que estas tienen un punto de fusión alto. Escogió 12 tipos de aleaciones



diferentes y las sometió a diversas pruebas de fragilidad y resistencia, descubrió que la aleación Níquel-Titanio (NiTi) fue la más resistente, las propiedades termodinámicas de esta aleación eran capaces de producir un efecto de memoria de forma cuando era sometido a un proceso específico y control de temperatura (calor).¹³

En la reunión donde se demostraría la resistencia a la fatiga del NiTi, se presentó una tira doblada en forma de acordeón de dicha aleación, el director técnico David S. Muzzey, aplicó calor de su encendedor a la tira doblada de NiTi, para sorpresa de todos esta adquirió su forma original, la primera demostración de memoria de forma de la aleación NiTi el primer metal “inteligente”.¹³

El descubrimiento del denominado nitinol55 (NiTi de Níquel titanio y NOL de “*Naval Ordnance Laboratory*”), una aleación no magnética y no corrosiva compuesta por níquel y titanio dada a conocer en la revista *Time* con el título de *La aleación que no olvida*, en referencia a la característica de superelasticidad y del efecto de memoria de forma de la aleación.⁸

2.2 Características Físicas y Químicas

El NiTi es considerado un metal exótico, dado que no se ajusta a los principios de la metalurgia. Esta aleación con un módulo de elasticidad muy inferior al del acero inoxidable le confiere gran flexibilidad a los instrumentos endodónticos. El NiTi presenta un alto rango de deformación, lo cual lo define como superelástico.¹⁰

La aleación NiTi posee superelasticidad, propiedad de ciertas aleaciones metálicas para retornar a su forma original después de liberarse de una acción de deformación. Las aleaciones NiTi cuando son sometidas a la deformación de hasta 10%, pueden retomar su forma original. La



deformación plástica de las aleaciones se caracteriza por la capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin llegar a la ruptura. Esto permite determinar la capacidad de trabajo mecánico que el material puede soportar, respetando su integridad física.¹

La mayoría de las aleaciones NiTi utilizados para instrumentos rotatorios contienen aproximadamente 56% en peso de níquel y 44% en peso de titanio, esta composición da origen a una relación equiatómica de 1:1 de los componentes principales. Las diferencias entre las proporciones de níquel y titanio y el agregado de pequeñas cantidades de otros elementos, determinan un cambio en las propiedades termomecánicas, El término genérico para esta aleación es Nitinol-55, este presenta la característica de modificar su unión atómica, lo que ocasiona cambios únicos y significantes en sus propiedades mecánicas y su disposición cristalográfica lo cual posibilita la fabricación de instrumentos con indicaciones específicas o requerimientos mecánicos diferentes.^{10, 14, 15}

Otro tipo de aleación denominada Nitinol-60 contiene alrededor de 5% más de níquel, algunos investigadores decidieron realizar pruebas para la fabricación de instrumentos con este tipo de aleación, sin embargo se analizó que con esta composición de NiTi el alambre era más difícil de doblar.³

2.3 Fases cristalográficas de la aleación NiTi

Como todas la aleaciones con memoria de forma, la aleación de NiTi presenta una estructura molecular cúbica estable y más resistente llamada "austenita", la cual bajo tensión, se transforma en una nueva estructura molecular hexaédrica más inestable, pero a la vez más flexible, denominada "martensita" (Fig.13) .¹⁰

A) Austenita

Cuando la aleación NiTi está en reposo se encuentra en una fase austenítica o B2, estructura cristalográfica cúbica centrada en el cuerpo, donde los átomos de Ni están en el centro y los de Ti están alrededor, esta fase es estable a baja tensión y a alta temperatura.¹⁶

B) Martensita

Cuando la fase austenítica es sometida a estrés se produce un reordenamiento atómico por maclado (deformaciones no homogéneas), que conllevará a la transformación de fase martensítica o B16, estable a alta tensión y bajas temperaturas. En la fase martensítica el material es muy maleable y fácil de trabajar.¹⁶

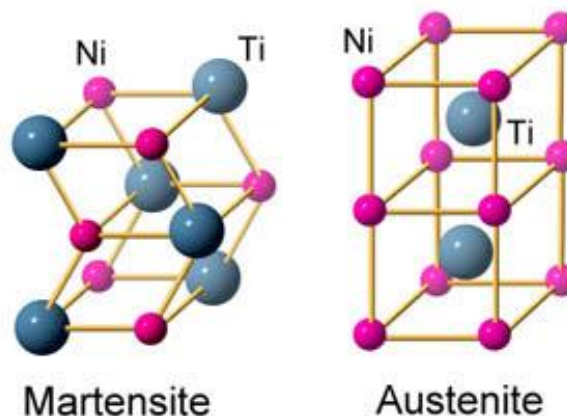


Fig. 13 Fases cristalográficas de la aleación NiTi.

Fuente: <http://chemistry-of-nitinol.synthasite.com/history.php>

2.4 Mecanismo de transformación

Con la liberación de esfuerzo la aleación recupera su forma austenítica, desde el punto de vista de la estructura atómica, la transformación de austenita a martensita se produce en 2 etapas.¹⁰

- A) Primera etapa: Ocurre un desplazamiento de átomos, que en un principio podría suponer un cambio en la forma exterior de la pieza, sin embargo esto no ocurre pues la martensita se adapta a la forma inicial de la austenita por medio de un mecanismo de deformación plástica denominado maclado, en el que los átomos de un lado del plano cambian, formando un imagen de espejo. Esto implica el establecimiento de regiones separadas por fronteras denominadas “fronteras de macla”. Si a continuación la martensita se deforma por la aplicación de una fuerza, entonces las fronteras se desplazan generando el crecimiento de regiones a costa de otras a este efecto se le conoce como demaclado, este efecto si opera un cambio en el exterior de la pieza que fue objeto de la transformación (Fig. 14).¹⁰

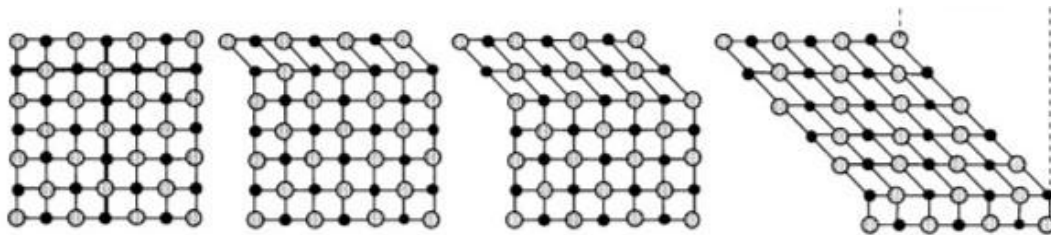


Fig. 14 Primera etapa de deformación. Progreso desde una estructura austenítica hasta otra completamente martensítica.¹⁵

- B) Segunda etapa: La fase martensita deformada por demaclado, solo tiene la posibilidad de pasar a austenita, lo que implica un retorno a la forma original. A través de un proceso térmico adecuado es posible obtener la misma fase austenítica inicial (Fig. 15).¹⁰

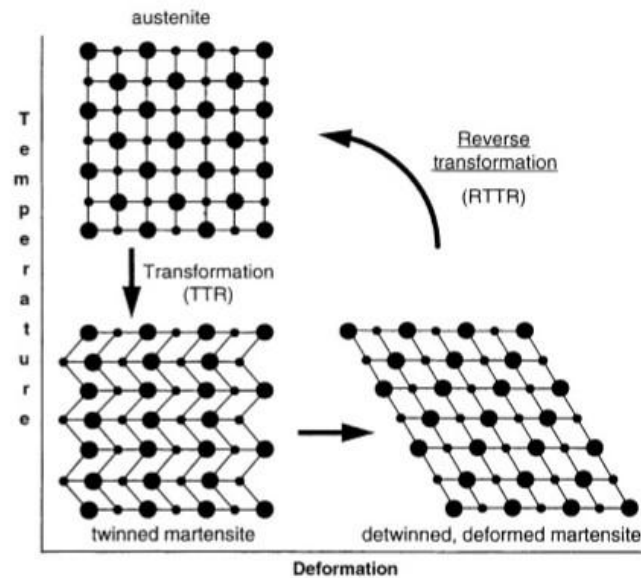


Fig. 15 Representación esquemática del efecto de transformación y memoria de forma martensítica de la aleación NiTi.¹⁵

Una tercera fase de NiTi denominada Fase-R aparece como fase intermedia durante la transformación entre las fases martensítica y austenítica por calor o de austenita a martensita por enfriamiento. La aleación de NiTi es calentada a una temperatura apropiada para que alcance la transformación a Fase-R y posteriormente sigue el proceso de torsión, terminando con una serie de ciclos térmicos (Fig. 16).¹⁶

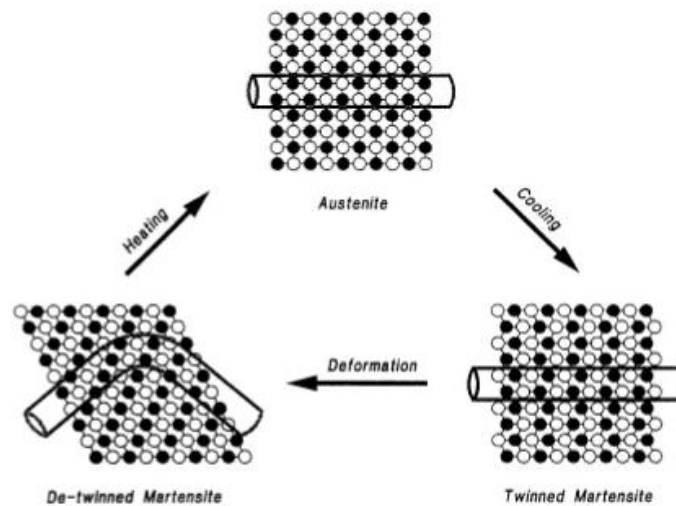


Fig. 16 Esquema de transformación de fases.¹⁵

A temperaturas altas (100 °C) la fase austenítica es estable. Un descenso de temperatura en las aleaciones NiTi da como resultado un aumento de tensión. La aleación de NiTi posee la particular característica que cuando se enfría a través de un intervalo crítico de temperaturas de transformación (ITT), muestra cambios dramáticos en su módulo de elasticidad. Mediante la reducción o enfriamiento de la temperatura a través de este intervalo, se produce un cambio en la estructura cristalina conocido como la transformación martensítica, en su temperatura inicial la fase martensita es llamada Ms, y Mf en su temperatura final. El calentamiento provoca reversibilidad, originándose “la memoria de forma”, iniciando así la formación de la fase austenítica en su temperatura inicial denominada As, se comienza a formar entonces una estructura cúbica centrada en las caras, rígida y dura, que se termina de formar alrededor de Af, fase austenítica pura o austenita en su temperatura final. Cuando el elemento se calienta más allá de Af, la

deformación se recupera completamente obteniendo el efecto de memoria de forma (Fig.17).¹⁰

Bahia et al. informaron las temperaturas de transformación que presenta cada fase para los instrumentos fabricados con NiTi: Para la fase Ms (martensita inicial) 18,2 °C; para Mf (martensita final) -2,3 °C; para As (austenita inicial) 3,4 °C; para Af (austenita final) 22,9 °C.¹⁰

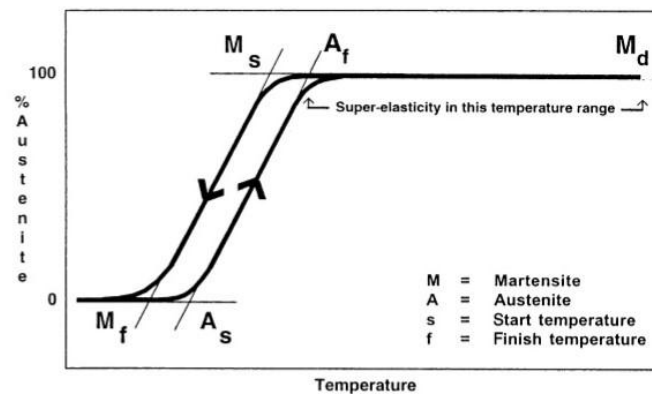


Fig. 17 Termograma de la transformación de NiTi.¹⁵

2.5 Manufactura de la aleación NiTi

La elaboración de instrumentos fabricados con aleación NiTi suele ser proceso complicado, en su confección se siguen varios pasos. La aleación primero se funde al vacío en este momento el metal posee muy poca ductilidad y no presenta efecto de memoria de forma, ni superelasticidad, se trabajan en caliente para mejorar su microestructura, posteriormente se trabajan en frío para obtener la forma final, así como las propiedades mecánicas deseadas, para terminar con el trabajo en caliente. Una característica importante de la aleación NiTi es que debido a su mezcla equiatómica una desviación de 1% de cualquiera de los dos elementos



significa un cambio de hasta 100 °C en su temperatura de transformación. Por este motivo cualquier contaminante significaría desechar la aleación.¹⁵

En odontología, el NiTi comenzó a ser utilizado en ortodoncia por Andreasen y Hilleman, en 1971, para la confección de alambres ortodónticos debido a su flexibilidad, menor modulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura por flexión y torsión. El alambre de NiTi presentó numerosas ventajas para esta especialidad garantizando un movimiento dentario suave.¹

La utilización de la misma confección de instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973, siendo al final de la década de los 80 introducida por Walia, Brantly, Gestein, basándose en las excelentes propiedades de la aleación NiTi.^{1,5}

CAPÍTULO 3

INSTRUMENTOS NÍQUEL-TITANIO

3.1 Antecedentes de los instrumentos endodónticos

El primer registro de un instrumento introducido en la endodoncia data de 1728 en el libro del cirujano dentista escrito por Pierre Fauchard, que en ese momento describía el uso de pequeños alfileres para extirpar la pulpa. (8)

Edward Maynard (1813-1891), (Fig.18), ideó la primera lima barbada para trabajar en los conductos radiculares, la hizo destemplando resortes de acero de relojes y limándolos hasta darles un calibre adecuado (Fig. 19). En el año 1838 hace su primera publicación sobre preparación y obturación de conductos radiculares.¹



Fig. 18 Edward Maynard.¹



Fig. 19 Resorte de acero.¹

Tradicionalmente los instrumentos para el conducto radicular se fabricaban con acero al carbono, pero su tendencia a la corrosión por contacto con



sustancias químicas como el yodo y el cloro durante la esterilización con vapor constituía un problema significativo.⁸

La primera lima de endodoncia fue diseñada y fabricada en acero por Kerr Manufacturing Co. en 1915, por eso tomaron el nombre de limas K. Desde entonces la evolución del instrumental fue lenta hasta que en 1958 Ingle y Levine recomendaron la estandarización, estableciendo normas que debían seguir todas las casas fabricantes de limas K, escariadores, ensanchadores y limas H. Después del advenimiento de instrumentos estandarizados, los únicos cambios fueron la adopción universal del acero inoxidable en lugar del acero de carbono, y la adición de calibres así como la codificación por color.⁸

3.1.1 Introducción del NiTi en la Endodoncia

La primera investigación de Níquel-Titanio (NiTi) en endodoncia fue reportada en 1988 por Walia, Brantley y Gerstein, quienes encontraron que el NiTi se presentaba más flexible que el acero inoxidable siendo mejor para la fabricación de los instrumentos cortantes rotatorios y manuales resistente a la corrosión. Analizaron las características de limas experimentales de calibre 15 elaboradas con NiTi, hallando una excelente flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión con respecto a las de acero inoxidable.^{8, 5}

En 1991, la NT Company (Estados Unidos) introdujo las primeras limas comerciales de NiTi manuales y mecanizadas. En mayo de 1992, Serene introdujo estas nuevas limas para los estudiantes de la Escuela de Medicina Dental de la Universidad de California del Sur.⁵

La superelasticidad es una de las razones más importantes para el uso de aleaciones de NiTi en instrumentos endodónticos porque dota una flexibilidad superior y les permite seguir la compleja anatomía de los conductos radiculares.¹⁴



3.2 Evolución de los sistemas rotatorios

En la década de 1990, los primeros instrumentos rotatorios de NiTi disponibles comercialmente aparecieron en el mercado, estos instrumentos demostraban tener de dos a tres veces la flexibilidad elástica a la flexión y la torsión, así como una resistencia superior a la fractura por torsión en comparación con los instrumentos de acero inoxidable, revolucionando la instrumentación en los conductos curvos ya que se podrían conformar utilizando un movimiento de rotación continua en sentido horario.¹⁷

3.2.1 Primera generación

En 1992 el Dr. John McSpadden introdujo la primera lima rotatoria NiTi de conicidad 0,02. A pesar de que estos instrumentos innovadores cambiaron la instrumentación, hubo problemas asociados con la fractura. En 1994, el Dr. Johnson introdujo los instrumentos ProFile con conicidad 0,04, después fueron introducidos los instrumentos ProFile con conicidad 0,06 rompiendo así con el paradigma ISO 0,02 haciendo los instrumentos NiTi más cónicos.¹⁷

El Dr. John McSpadden junto con el Dr. Johnson son considerados los padres de los instrumentos rotatorios NiTi.¹⁷

Otros instrumentos rotatorios se introdujeron poco después, cada uno con sus supuestas ventajas, como el LightSpeed® desarrollado por el Dr. Steve Senia y el Dr. William Wildey, el sistema rotatorio Quantec® desarrollado por el Dr. John McSpadden.¹⁷

3.2.2 Segunda generación

Todos los instrumentos rotatorios NiTi de primera generación poseen ángulos de corte neutros o ligeramente negativos y requieren un considerable número de instrumentos para lograr los objetivos de conformación del sistema de



conductos. A finales de la década de 1990, la nueva generación de instrumentos rotatorios NiTi llegó al mercado, varios sistemas de segunda generación fueron diseñados con ángulos de corte positivos, y requieren un menor número de instrumentos para la conformación del sistema de conductos. Esta generación de limas de NiTi incluye los sistemas rotatorios ProTaper® (Dentsply Tulsa), K3® (SybronEndo, Orange, CA), EndoSequence® (BRASSELER, Savannah, GA, EE.UU.) y BioRaCe® (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza).¹⁷

3.2.3 Tercera generación

El tratamiento térmico es uno de los enfoques fundamentales hacia el ajuste de las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi, que afectan la resistencia por fatiga cíclica y por torsión de las limas de endodoncia. Desde 2007, nuevas tecnologías de procesamiento y fabricación termomecánica se han desarrollado con el fin de optimizar la microestructura de las aleaciones de NiTi.¹⁷

El tratamiento térmico M-wire se introdujo en 2007, el primer sistema rotatorio de endodoncia disponible en el mercado utilizando la nueva tecnología M-Wire de NiTi fueron los instrumentos GT de la Serie X, otros instrumentos con tecnología M-Wire son instrumentos ProFile Vortex® y Vortex Blue®.¹⁷

En 2008 Sybronendo lanza al mercado su tratamiento Fase-R fabricado por deformación plástica, y por torsión los instrumentos fabricados con esta aleación son TF®. En 2011 añadió este proceso térmico a las limas K3® de segunda generación llamándolas K3XF®.¹⁷

Otro tratamiento térmico introducido en 2010 es Control Memory, CM (DS dental, Johnson City, TN) fabricados mediante un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, por lo que los instrumentos



son extremadamente flexibles algunos instrumentos fabricados con esta aleación son HyFlex® (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) y Typhoon®.¹⁷

3.2.4 Cuarta generación

Los instrumentos NiTi fabricados hasta la tercera generación son accionados en rotación continua. Sin embargo, el movimiento recíproco, se define como cualquier movimiento en sentido horario y antihorario. Inicialmente todos los motores y piezas de mano giraban en ángulos de 90° en sentido horario y antihorario, con el tiempo, prácticamente todos los sistemas con movimiento recíproco en el mercado comenzaron a utilizar ángulos más pequeños. Como se menciona en el capítulo I, la pieza Safety M4 (SybronEndo), Endo-Eze AET (Ultradent), son ejemplos de sistemas recíprocos que utilizan igual ángulo de giro.¹⁷

En 2008 el Dr. Ghassan Yared propuso el movimiento recíproco asimétrico generando un corte de la dentina en sentido antihorario y desenganchando la dentina en sentido horario. Algunos sistemas que presentan este movimiento son Waveone® (Dentsply Maillefer) y RECIPROC® (VDW).¹⁷

El instrumento Auto-Ajustable (SAF;redent-Nova, Raanana, Israel), perteneciente a la cuarta generación de instrumentos NiTi, SAF® utiliza un instrumento alternativo hueco que permite la irrigación simultánea en toda la preparación mecánica del conducto radicular.¹⁷

3.2.5 Quinta generación

Los instrumentos NiTi de quinta generación poseen un desplazamiento que genera una onda mecánica que viaja a lo largo de la parte activa del



instrumento. Este efecto swaggering sirve para minimizar el acoplamiento entre el instrumento y la dentina, minimizando un atascamiento.¹⁷

Ejemplos comerciales de los instrumentos que ofrecen esta tecnología son Revo-S®, One-Shape® (Micro-Mega®, Besançon, Francia), y ProTaper Next® (Dentsply Maillefer).¹⁷

3.3 Variantes de la aleación convencional

El NiTi es una aleación con mayor flexibilidad y capacidad de memoria, actualmente existen diferentes métodos de producción que tiene por objeto mejorar las propiedades físicas y mecánicas de los instrumentos endodónticos rotatorios. Estas técnicas de producción están generalmente dirigidas hacia el aumento de la flexibilidad y la resistencia a la fractura de los instrumentos, se cree que mejoran la eficiencia del tratamiento y reducen la tasa de errores iatrogénicos. La etiología de la fractura de un instrumento durante la preparación del conducto radicular es compleja, sin embargo, la fatiga por flexión y el fracaso de torsión han sido frecuentemente implicados.¹⁸

3.3.1 NiTi M-wire

La casa comercial Dentsply Maillefer ha desarrollado mediante un mecanismo de procesamiento termomecánico un alambre superelástico, denominado M-wire, para la producción de instrumentos endodónticos por medio de tallado. Presenta mejores propiedades mecánicas que los alambres superelásticos en fase austenítica, el fortalecimiento de la aleación se basa en la producción de una microestructura que en reposo, contiene fase martensítica, una variante de la aleación Nitinol 508, sometida a un proceso de tratamiento propio, el cual comprende la elaboración del alambre

en bruto bajo una tensión específica y tratamientos térmicos a diferentes temperaturas, dando como resultado un material que incluye una parte tanto en fase martensítica como Fase-R premartensítica, manteniendo su estado pseudoelástico. El fabricante indica que este proceso térmico patentado se utiliza para producir una aleación que proporciona instrumentos con una mayor flexibilidad y una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados a partir de aleación de NiTi convencional. Algunos ejemplos de instrumentos con esta característica metalográfica son: GTX®, Vórtex®, ProGlider®, ProTaper Next®, Waveone®, Reciproc®, (Fig. 20).^{10, 14, 18}



Fig. 20 Instrumento ProGlider® y ProTaper Next®, fabricado con aleación M-wire.

Fuente: <http://curso-endodoncia.com/category/ultimos-adelantos/>

3.3.2 NiTi Fase R

Más recientemente, un proceso de fabricación completamente diferente ha sido desarrollado por SybronEndo (Orange, Estados Unidos) para crear un nuevo instrumento rotatorio de NiTi para la preparación del conducto radicular. 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 denominada Fase-R, en esta fase el NiTi no puede

ser tallado, pero puede ser torcido, una vez torcido, el instrumento se calienta y se enfría de nuevo para mantener su nueva forma y convertirlo de nuevo en la estructura cristalina de austenita, que es superelástico, la elaboración por torsión permite un mejor mantenimiento de la integridad de la estructura cristalina y un endurecimiento por trabajo del metal. El acabado superficial es por deoxidación proceso agresivo que altera la estética superficial, pero que a su vez mejora el rendimiento clínico de los instrumentos, algunos instrumentos confeccionados en aleación fase R son K3XF®, TFadaptive® (Fig. 21).^{10, 18}



Fig. 21 Instrumento K3XF®, fabricado con NiTi Fase-R.

Fuente: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2013/10/Limas-K3XF_SybronEndo_KaVo_Kerr_Ormco_18122013.pdf

3.3.3 NiTi CM (Control Memory)

Este nuevo tipo de aleación fue presentado en 2010 por la firma Coltene-Whaledent, se ha obtenido una aleación que se caracteriza por la ausencia de memoria de forma y por una flexibilidad extrema, 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 producto del estrés es revertida por el procedimiento térmico de calentamiento a la temperatura de esterilización en autoclave. La flexibilidad

que presenta la aleación CM da a los instrumentos la posibilidad de recuperarse a pesar de la deformación, que sufren cuando hay una fuerza excesiva de torsión. Esta propiedad le da una resistencia a la fractura de hasta 300% más respecto a otros. Existen diferentes tipos de limas fabricados con esta aleación: Typhoon CM®, Hyflex CM® (Fig. 22).¹⁰



Fig. 22 Instrumento Hyflex CM®.

Fuente: <https://www.indian-dental.in/Hyflex-CM-controlled-memory-file-rotary-file-niti-rotary-file>

3.3.4 NiTi Blue

El color distintivo de las limas rotatorias Vortex Blue a cargo de Dentsply Tulsa Dental Specialties (Fig. 23), se debe a la capa azulada generada por el óxido de titanio empleado en el proceso de manufactura, con este óxido se busca optimizar el rendimiento del alambre de NiTi, se caracteriza por una alta resistencia a la fatiga cíclica, 66% respecto a las aleaciones con M-wire convencional, y en 99% respecto a las aleaciones superelásticas de NiTi convencionales.¹⁰

En su fabricación se someten a un calentamiento complejo y tratamiento de enfriamiento. El Vortex Blue y tecnologías de memoria de forma utilizan

procesos térmicos especiales para controlar las temperaturas de transición, haciendo a los instrumentos extremadamente flexibles a temperatura ambiente debido a la presencia de martensita, lo que permite, durante los procedimientos de preparación mecanizada en un conducto curvo, que el instrumento acompañe la luz del conducto y efectúe una buena acción de corte, sin intentar recuperar su forma original.^{10, 18}



Fig. 23 Instrumento Vortex Blue®.

Fuente: <http://clinicadentaljoaquinvelasco.blogspot.mx/2012/09/nuevas-limas-vortex-blue.html>

3.3.5 NiTi Gold

La aleación Gold, a cargo de Dentsply, combina la flexibilidad con resistencia a la fatiga clínica y torsional, mientras que es lo suficientemente rígida para optimizar la eficiencia de corte, este tipo de aleación mejora la facilidad con la que el instrumento llega a la longitud de trabajo. Los instrumentos fabricados con aleación NiTi Gold se fabrican con un procedimiento térmico que le brinda el color característico. El tratamiento térmico se ejecuta calentando el instrumento y luego enfriándolo lentamente. Según el fabricante este nuevo tratamiento térmico mejora la elasticidad del instrumento, además da una mayor seguridad de uso con una sensación

táctil mejorada, así como una increíble capacidad de gestión de curvaturas complejas, y mucho más resistente al estrés torsional, el instrumento fabricado a partir de esta aleación es Waveone Gold® y ProTaper Gold® (Dentsply Maillefer) (Fig. 24).^{19, 20}



Fig. 24 Sistema ProTaper Gold®.

Fuente: www.dentsply.com

3.4 Ventajas de los instrumentos NiTi

- Presenta memoria de forma, por su particular estructura cristalina es capaz de recuperar su forma original, una vez retirada la carga.
- Mayor flexibilidad que los instrumentos de acero inoxidable.
- Mayor resistencia al desgaste, buena biocompatibilidad, y mejores propiedades anticorrosivas.
- Permiten la integración de nuevos diseños.
- Presentan mayor resistencia a la fatiga cíclica que los de acero inoxidable.
- Presentan mayor resistencia a la fractura por torsión que las limas de acero inoxidable.



- Presenta un alto porcentaje de deformación recuperando su forma original de hasta un 10% lo cual lo define como superelástico.

3.5 Desventajas de los instrumentos NiTi

- No brindan la misma sensación táctil que las de acero inoxidable.
- No permiten captar el desgaste del instrumental.
- Se fracturan de forma inesperada.
- No observamos deformaciones permanentes.¹⁰

3.6 Diseño del instrumento NiTi

Intentando mejorar los instrumentos fabricados con la aleación NiTi se han permitido diseñar instrumentos con nuevas morfologías, parte activas, conicidades y secciones, lo que posibilita de modo más seguro, la mecanización en la preparación de conductos radiculares.¹⁰

Los cambios que se introducen en los instrumentos endodónticos son para prevenir los errores de procedimiento, aumentar la eficacia y mejorar la conformación de conductos radiculares.³

3.6.1 Ángulo de Corte o Ángulo de incidencia

El ángulo de incidencia o ángulo de corte, es el ángulo formado por la arista anterior y el radio cuando se secciona el instrumento perpendicular a la arista cortante. Si el ángulo es obtuso se dice que el ángulo de corte es positivo o cortante, en cambio si el ángulo es agudo se dice que el ángulo de corte es negativo o de raspado. Un ángulo de corte ligeramente positivo aumenta la eficacia de corte (Fig. 25).⁵

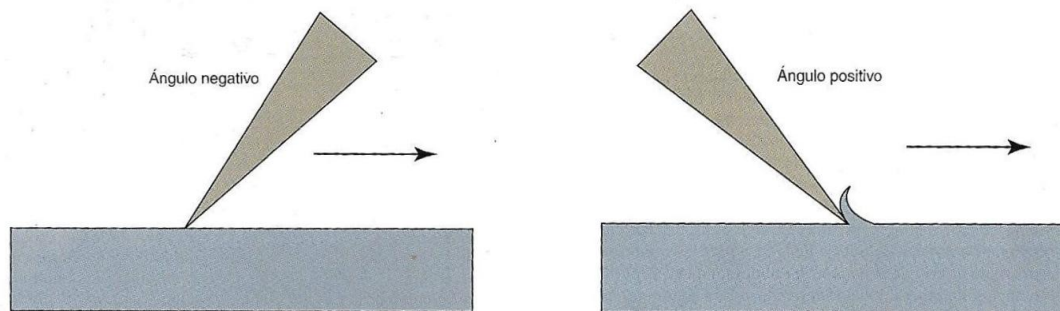


Fig. 25 Ángulo de corte.³

3.6.2 Ángulo helicoidal

El ángulo de corte está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento, cuanto mayor sea el ángulo helicoidal más rápido será el desgaste de la dentina, con un ángulo helicoidal pequeño el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste. El ángulo helicoidal de los instrumentos de NiTi es de 35° aproximadamente, cuando el ángulo es mayor a 45° aumenta el riesgo de que el instrumento se atasque en las paredes del conducto radicular. Algunos instrumentos poseen un ángulo helicoidal variable, en la punta del instrumento D_0 posee un ángulo de 25° y cercano a D_2 el ángulo varía hasta 35° , lo que hace el instrumento sea más susceptible a la fractura en su punta (Fig. 26).¹

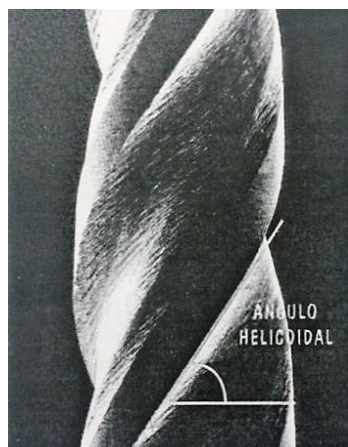


Fig. 26 Ángulo helicoidal.¹

3.6.3 Plano estabilizador radial

El plano estabilizador radial proporciona la capacidad de centrar la lima en la luz del conducto radicular, este plano impide que el instrumento se atasque en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia apical. Permite que al girar el instrumento en el conducto se deslice en las paredes dentinarias evitando así un menor riesgo de fractura, el plano estabilizador radial junto con la punta no cortante reducen la posibilidad de transporte de conducto radicular (Fig. 27).^{5, 10}

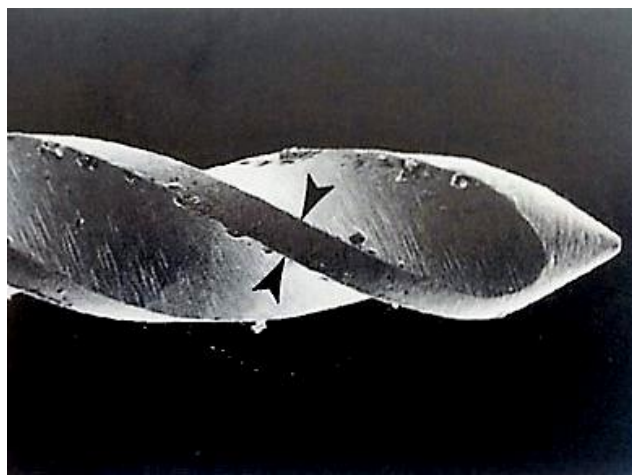


Fig. 27 Plano estabilizador radial.³

3.6.4 Pitch o paso de rosca

El pitch o paso de rosca es la distancia que existe entre las espiras del instrumento, la distancia entre dos puntos correspondientes donde no se repite el mismo patrón, cuanto más pequeño sea el pitch o más corta la distancia entre los puntos correspondientes, mas espirales tendrá la lima y el ángulo helicoidal será mayor. La mayoría de los instrumentos tienen un pitch variable que cambia a lo largo de la superficie de trabajo.^{3, 5}

3.6.5 Diseño transversal

La sección transversal de instrumentos no es homogénea, esto permite que el instrumento se adapte al conducto radicular, distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina, además reduce el riesgo de fractura (Fig. 28).⁵

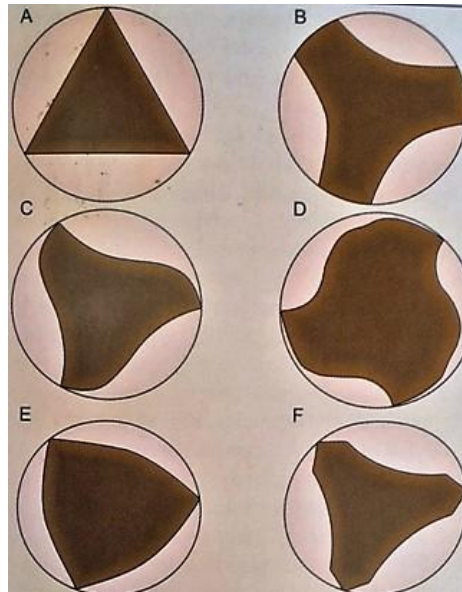


Fig. 28 Diseños de la sección transversal **A.-** race®, **B.-** Profile GT®, lightSpeed® **C.-** Hero-642® **D.-** K3®, **E.-** Protaper®, Flexmaster®, **F.-** Protaper F3®.⁵

3.6.6 Conicidad del instrumento

La conicidad se expresa en ingles por la palabra “Taper” y representa la medida de aumento del diámetro de la parte activa. Los instrumentos estandarizados poseen una conicidad de 0,02 mm por milímetro de longitud en su parte activa. Para los instrumentos rotatorios, poseen conicidades diferentes, se encuentran en el comercio instrumentos con conicidades 0,03, 0,04, 0,05, 0,06, 0,08, 0,010, 0,12 mm (Fig. 29).¹

La introducción de instrumentos con conicidades diferentes cambio el concepto de instrumentación principalmente en conductos estrechos y curvos, solo una porción de la parte activa entra en contacto con la pared dentinaria. Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento.¹

Algunos autores consideran que el aumento en las conicidades produce una eliminación de dentina innecesaria, la conicidad del instrumento debe estar basada en la morfología que presenta el conducto radicular.⁵

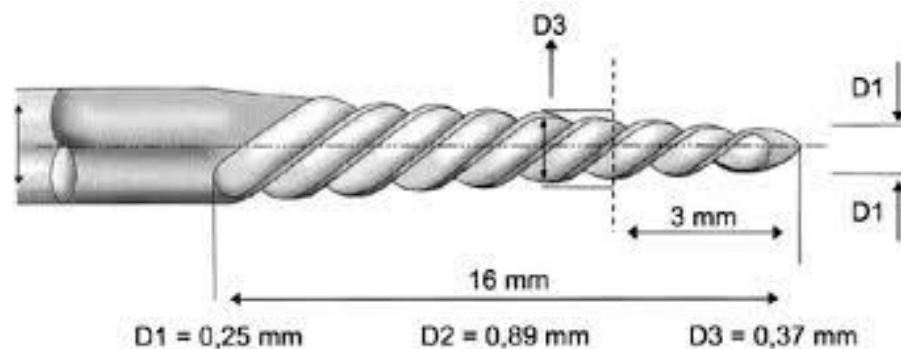


Figura 29. Conicidad de los instrumentos NiTi.¹

3.6.7 Diseño de la punta

La mayoría de los instrumentos rotatorios poseen una punta inactiva tipo Roane o Batt, de esta manera el instrumento difícilmente se desviará durante su trayecto original del conducto radicular. Sin embargo el sistema Quantec Series 2000® posee una punta activa, con la finalidad de pasar áreas de calcificación o conductos muy estrechos y curvos, se debe tener suficiente cuidado al utilizar estos instrumentos ya que fácilmente se desvían del conducto radicular (Fig. 30).¹

La punta del instrumento tiene dos funciones guiar la lima a través del conducto y a su vez ensanchar el conducto, por esta razón se tiene que tomar en cuenta la morfología interna del conducto al momento de elegir un instrumento, ya que se puede generar torsión excesiva dando como resultado una falla del instrumento.³

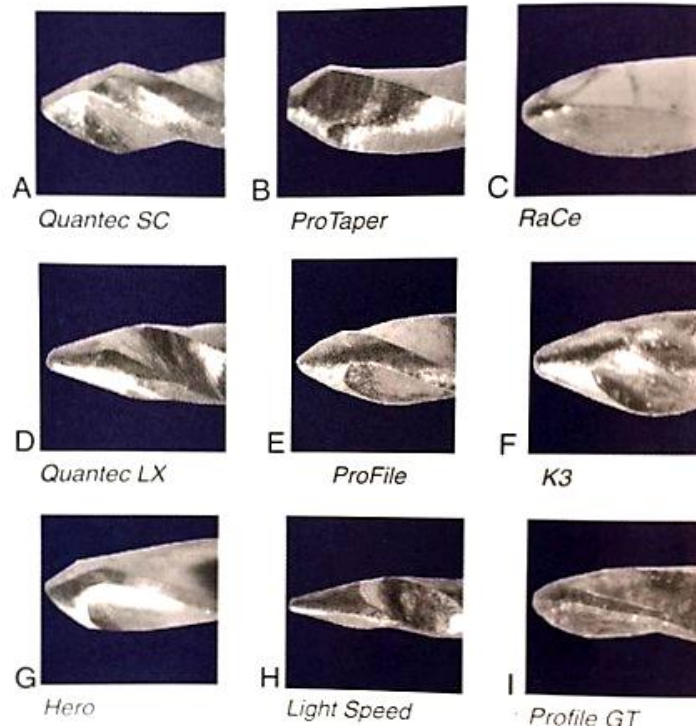


Fig. 30 Puntas de instrumentos ordenadas de cortante a no cortante.³

3.6.8 Acabado superficial

Los instrumentos de NiTi pueden presentar imperfecciones características como marcas del tallado que pueden producir una falla del instrumento es por esta razón que en los últimos años los fabricantes han empleado el electropulido, proceso que elimina irregularidades de la superficie, mejora las propiedades del material especialmente la resistencia a la fatiga cíclica, y a la corrosión.³

El electropulido es un método para el acabado de instrumentos al alto brillo, este proceso elimina la capa superficial de los instrumentos, se realiza por inmersión del material en una solución altamente iónica con una corriente eléctrica, proporciona una capa protectora de óxido homogénea con menos defectos y estrés residual. Este proceso elimina las irregularidades que pueden conducir a la falla del instrumento. Se cree que el electropulido mejora resistencia a la torsión y resistencia a la fatiga cíclica, también puede revelar grandes defectos ocultos que pueden ser detectados y eliminados durante el proceso de control de calidad, (Fig. 31).²¹

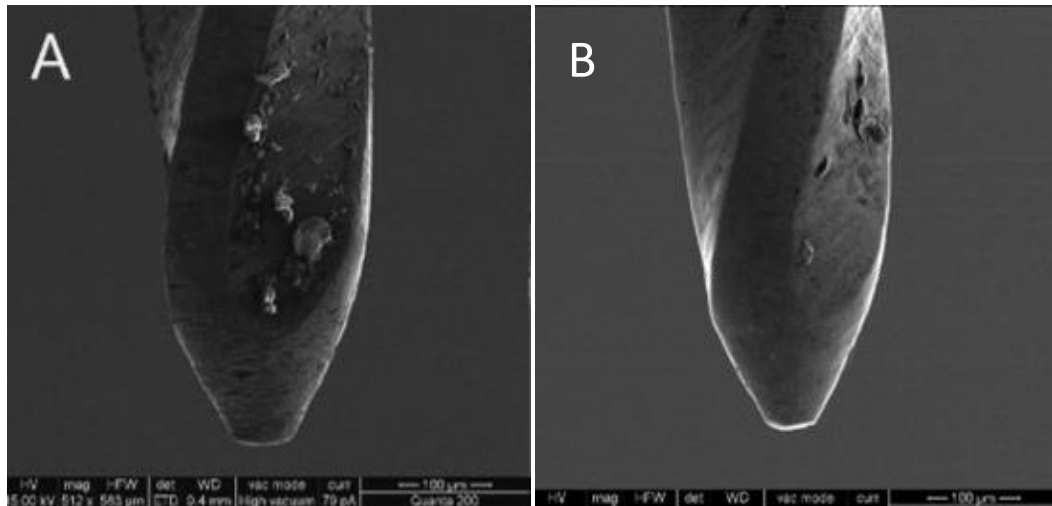


Fig. 31 **A.** La punta del instrumento sin electropulido presenta irregularidades. **B.** la punta del instrumento con electropulido aparece lisa y con bordes redondeados.²¹

CAPÍTULO 4

SISTEMA ROTATORIO K3® SYBRONENDO

4.1 Características generales

El sistema rotatorio K3® fue desarrollado por el Dr. John T. Mcspadden, surgió comercialmente en 2001 por medio de la casa comercial Sybron Dental Specialties-Kerr.¹

Los instrumentos K3® son fabricados por medio de tallado a partir de un alambre NiTi de aleación convencional. Existen tres sistemas de trabajo: VTVT Pack (variable “taper”, variable “tip”), G Pack y Procedure Pack, que combinan distintos calibres y conicidad.¹⁰

El sistema rotatorio K3® presenta un diseño transversal asimétrico, el diseño único de la sección transversal hace que las limas K3® sean significativamente más resistentes a la fatiga cíclica que otros instrumentos rotatorios (Fig. 32).^{22, 23}

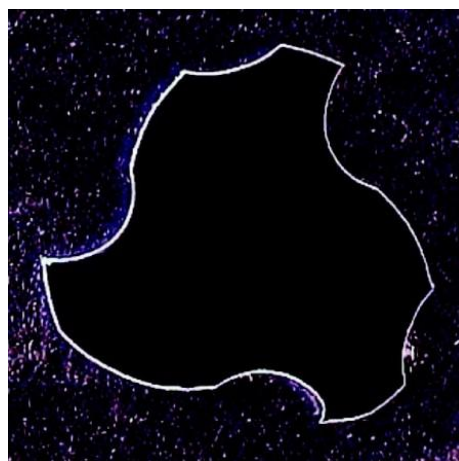


Fig. 32 Imagen microscópica de la sección transversal de la lima K3®.²³

Posee con un ángulo de corte ligeramente positivo proporcionando un corte óptimo y eficiente (Fig. 33).²³



Fig. 33 Ángulo de corte de la lima K3®.²³

Otra característica importante es la presencia del ángulo helicoidal variable lo que mejoró mucho el desempeño de los instrumentos ya que desplaza con más facilidad las virutas de dentina del área de trabajo, esta es una ventaja sobre los instrumentos que mantienen el mismo ángulo helicoidal.¹

Para la fabricación de los instrumentos K3® se utilizan tornos con mando numérico de 7 ejes fijos diferentes y un octavo eje variable, este eje es el que confecciona el surco que crea el ángulo helicoidal, en el inicio de la punta presenta un ángulo helicoidal de 31°, proporcionándole más resistencia a la fractura cíclica, y en el segmento cortante presenta un ángulo helicoidal de 43°. ¹

Los instrumentos del sistema rotatorio K3® presentan tres superficies radiales de las cuales dos son amplias y con superficies de descanso, ayudando a reducir la fricción contra la pared del conducto y permitir más espacio para la liberación de limalla dentinaria, ayudando a minimizar el

estrés por torsión. La tercera es una superficie estrecha que mantiene contacto con la superficie dentinaria en toda su extensión, con el propósito de evitar que el instrumento se atasque en el conducto radicular, además de centrar el instrumento en el conducto mientras está girando, (Fig. 34).^{1, 23}

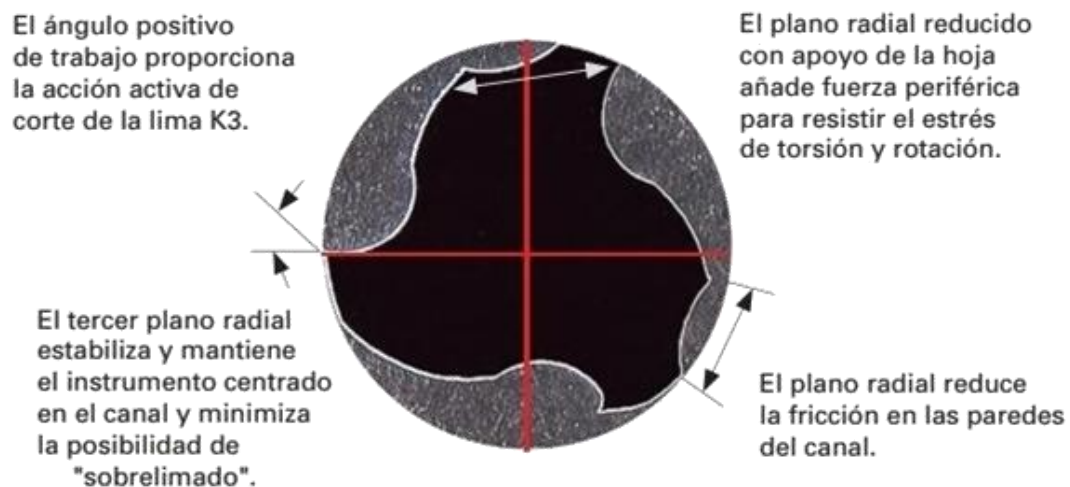


Fig. 34 Esquema de la superficie radial de instrumento K3®.

Fuente: <http://www.kerrdental.eu/Endodontics/ShapeProducts/K3>

En general la mayoría de los instrumentos rotatorios mantienen un pitch constante, que sumados al ángulo helicoidal dan como consecuencia el enroscamiento en el interior del conducto radicular, los instrumentos K3® presentan una variación en el pitch por unidad de longitud, esto junto con el ángulo helicoidal variable reducen enroscamiento del instrumentó en el conducto radicular, además permite canalizar eficazmente los residuos de limalla dentinaria hacia coronal, siendo esto muy importante en los

retratamientos ya que las limas K3® son muy eficientes en la eliminación de gutapercha.^{1, 22}

La punta no cortante del instrumento K3® ayuda a centrar la lima en el conducto radicular y reducir al mínimo los riesgos de perforación y transportación (Fig. 35).²³

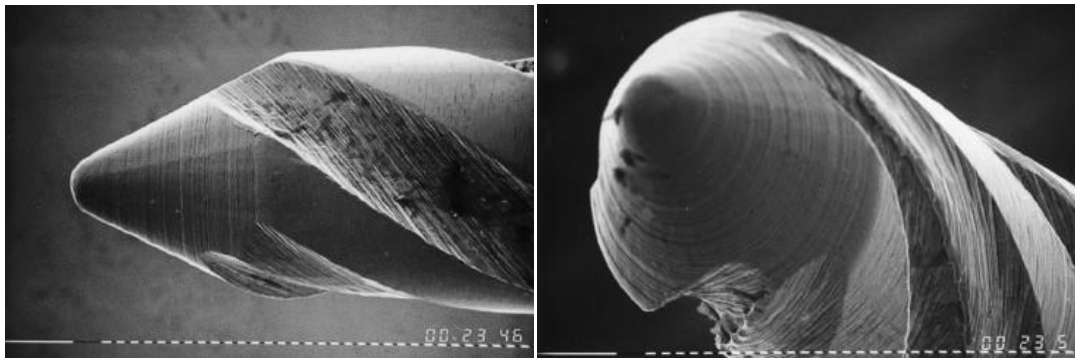


Fig. 35 Punta no cortante del instrumento K3®.

Fuente: <http://onlinelibrary.wiley.com.pbidi.unam.mx:8080/doi/10.1046/j.1365-2591.2003.00643.x/full>

4.2 Código de colores

El mango de acceso del instrumento K3® es 4mm más pequeño que la mayoría de los instrumentos rotatorios, permitiendo un acceso más fácil en los conductos de dientes posteriores. Presenta dos anillos de colores para su identificación, el anillo superior muestra las conicidades, y el anillo inferior muestra calibre de la punta del instrumento, clasificándolos de la siguiente manera (Fig. 36).²³

- Lila para conicidad 0,02, disponible en calibre #15 - #45, en longitudes de 21, 25 y 30 mm
- Verde para conicidad 0,04, disponible en calibre #15 - #60, en longitudes de 21, 25 y 30mm

- Naranja para conicidad 0,06, disponible en calibre #15 - #60, en longitudes de 21, 25 y 30mm.
- Azul para 0,08, rosa para 0,10 y morado para 0,12, disponibles en calibre #25 en longitudes de 17 y 21mm.

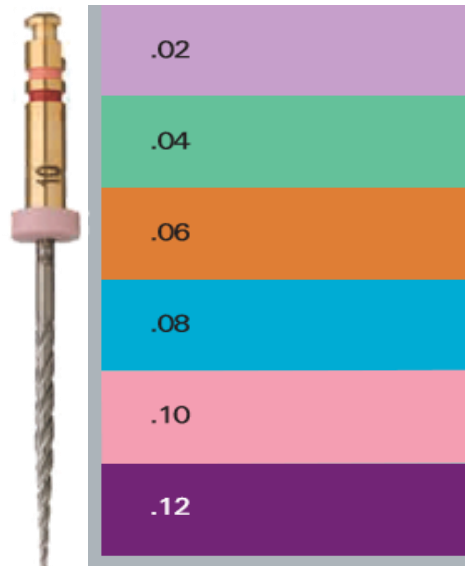


Fig. 36 Código de colores de la lima K3®.²²

4.3 Presentaciones

El sistema rotatorio K3® se encuentra disponible en 3 diferentes configuraciones.²³

1. Procedure pack: contiene una disminución de conicidad gradual de 0,06 o de 0,04 (Fig. 37).
 - 0,10mm conicidad – 0,25mm punta - 17mm longitud
 - 0,08mm conicidad – 0,25mm punta - 17mm longitud
 - 0,06/0,04mm conicidad – 0,40mm punta - 21mm o 25mm longitud
 - 0,06/0,04mm conicidad – 0,35mm punta - 21mm o 25mm longitud

- 0,06/0,04mm conicidad – 0,30mm punta - 21mm o 25mm longitud
- 0,06/0,04mm conicidad – 0,25mm punta - 21mm o 25mm longitud

procedure pack

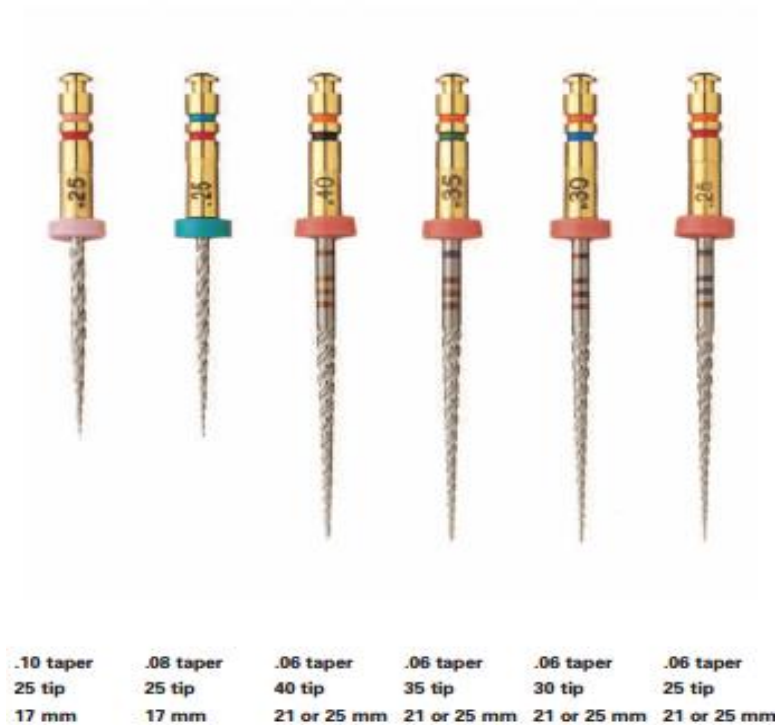


Fig. 37 Procedure Pack K3®.²⁴

2. K3® G pack contiene. (Fig. 38):

- 0,12mm conicidad – 0,25 punta - 17 mm longitud
- 0,10mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,08mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,06mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,04mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,02mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud

g pack



Fig. 38 G pack K3®.²⁵

3. K3® VTVT (variable taper, variable tip), (Fig.39), contiene:

- 0,10mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,08mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,06mm conicidad – 0,35 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,04mm conicidad – 0,30 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,06mm conicidad – 0,25 punta - 21 mm o 25 mm longitud
- 0,04mm conicidad – 0,20 punta - 21 mm o 25 mm longitud

VTVT pack (variable tip – variable taper)

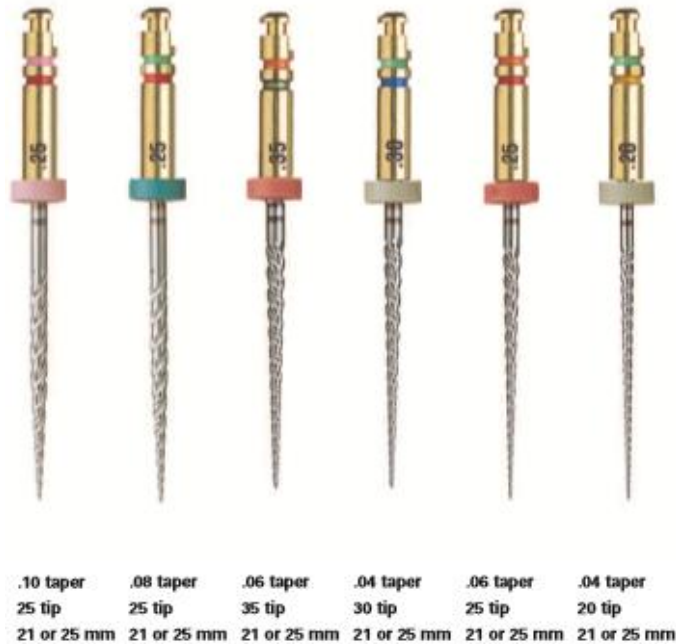


Fig. 39 VTVT pack K3®.²⁶

Como en la mayoría de los sistemas rotatorios, la técnica de preferencia para la conformación de conductos será en dirección corono-apical. Los dos primeros instrumentos preparan el tercio cervical del conducto, los dos siguientes se encargan del tercio medio y los dos últimos del tercio apical del conducto.¹⁰

No existe ninguna superioridad particular o funcional de un pack sobre otro, elegir cualquiera de los 3 es decisión del endodoncista. Sin embargo existen razones por las cuales se favorece un pack sobre otro.⁷



Procedure pack por lo general, se utiliza en la técnica corono-apical, con secuencia de limas de mayor a menor conicidad, debido a la reducción del tamaño de la punta cada lima K3® avanza progresivamente hacia apical en relación a su predecesora. Para conductos rectos y curvaturas suaves procedure pack es una excelente opción.^{7, 23}

Las limas K3® G pack avanzan más rápido hacia apical, a diferencia de las otras configuraciones, la disminución de la conicidad de las limas K3® permite el progreso eficaz hacia apical.^{7, 23}

Las limas VTVT pack de conicidad variable e inserciones progresivas disminuye los esfuerzos de torsión, debido a la reducción de bloqueos o ocasionados por la reinsertación en el conducto.⁷

4.4 Secuencia de instrumentación

Se recomienda usar un motor eléctrico con control de torque, a una velocidad de 300-350 rpm y que la utilización del instrumento no sobrepase 5-7 segundos.¹⁰

4.4.1 Procedure pack

1. Obtener un acceso en línea recta a los conductos radiculares.
2. Localizar la entrada de los conductos y permeabilizar usando limas manuales.
3. Iniciar la técnica de preparación corono-apical con el instrumento K3® nº 25/0,10 hasta obtener resistencia.
4. Continuar con el instrumento K3® nº 25/0,08 hasta obtener resistencia.

5. Continuar con el instrumento K3® n° 40/0,06-0,04 hasta obtener resistencia.
6. Continuar con el instrumento K3® n° 35/0,06-0,04 hasta obtener resistencia.
7. Determinar la longitud de trabajo, con el localizador electrónico y corroborarlo radiográficamente.
8. Continuar con el instrumento K3® n° 30/0,06-0,04 y n° 25/0,06-0,04 hasta que no encuentre resistencia (Fig. 40).²⁴

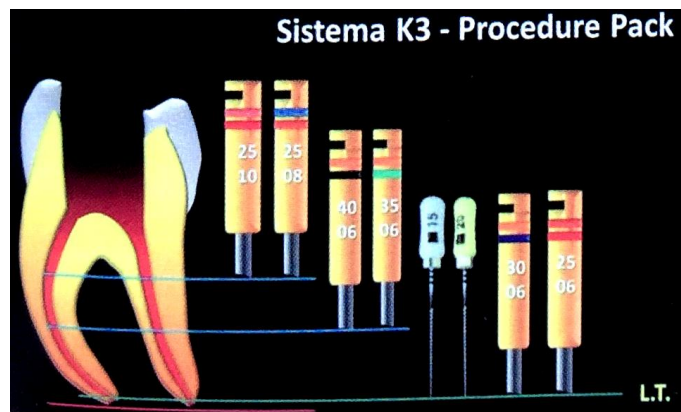


Fig. 40 Secuencia de instrumentación con Procedure pack K3®.¹⁰

Consejos clínicos.

- Permeabilizar el conducto con limas manuales.
- Permeabilizar entre cada instrumento rotatorio.
- Irrigar con frecuencia, alternando entre hipoclorito de sodio y SmearClear (17% EDTA agentes humectantes).
- Realizar una presión muy ligera. Nunca forzar los instrumentos, cuando el instrumento ya no avance hacia apical, proceder a la siguiente lima.

4.4.2 G pack

1. Obtener un acceso en línea recta a los conductos radiculares. Localizar la entrada de los conductos y permeabilizar usando limas manuales.
2. Iniciar la técnica corono-apical con el instrumento K3® nº 25/0,12 diseñado para ensanchar la porción cervical del conducto radicular.
3. Continuar con el instrumento K3® nº 25/0,10 hasta obtener resistencia.
4. Determinar la longitud de trabajo con un localizador electrónico y corroborarlo con radiografía.
5. Continuar con el instrumento K3® nº 25/0,08 hasta obtener resistencia.
6. Continuar con el instrumento K3® nº 25/0,06 hasta obtener resistencia.

Muchos conductos pueden terminarse hasta aquí, en los conductos más difíciles puede usarse el instrumento K3® nº 25/0,04 y nº 25/0,02 hasta llegar a la longitud de trabajo, recapitulando a la lima nº 25/0,04 y si es posible la lima nº 25/0,06, (Fig. 41).²⁵

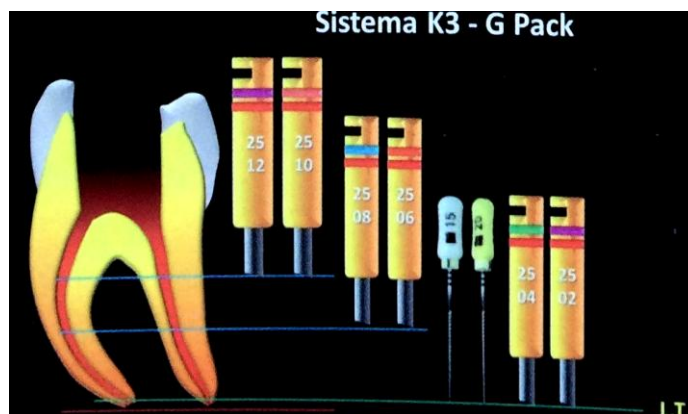


Fig. 41 Secuencia de instrumentación con G Pack K3®.¹⁰

4.4.3 VTVT pack

1. Comenzar con el instrumento K3® n° 25 /0,10 hasta obtener resistencia.
2. Continuar con el instrumento K3® n° 25 /0,08 hasta obtener resistencia.
En canales calcificados, comenzar aquí.
3. Obtener la longitud de trabajo
4. Utilizar un instrumento manual n° 15 a la longitud de trabajo.
5. Utilizar Gates Glidden n° 4, n°3 y n°2.
6. Continuar con el instrumento K3® n° 35 /0,06 hasta obtener resistencia.
7. Continuar con el instrumento K3® n° 30 /0,04 hasta obtener resistencia.
8. Continuar con el instrumento K3® n° 25 /0,06 hasta obtener resistencia. Esta lima frecuentemente alcanza la longitud de trabajo.
9. Solo si el instrumento K3® n° 25 /0,06 no llega a la longitud de trabajo, utilizar el instrumento K3® n° 20 /0,04 a la resistencia, (Fig. 42).²⁶

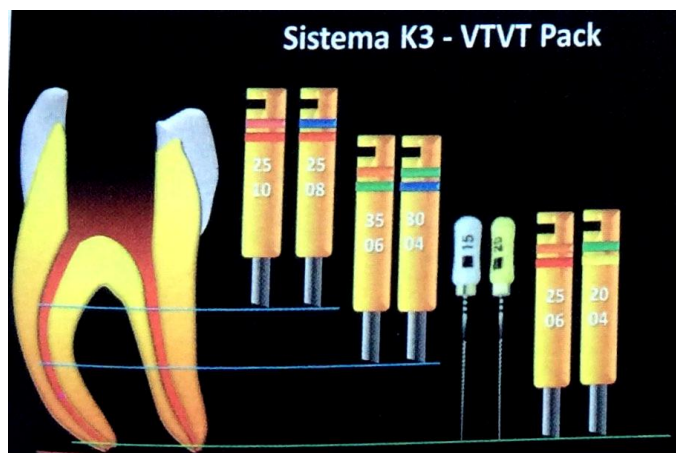


Fig. 42 Secuencia de instrumentación con VTVT Pack.¹⁰

4.5 Instrumentos K3XF

SybronEndo desarrollo en 2008 un proceso de fabricación totalmente nuevo al cual llamo Fase-R, mejorando la elasticidad e incrementando la resistencia a la fatiga cíclica. Este proceso mejoro las propiedades de la aleación NiTi convencional, el tratamiento fue aplicado a los instrumento K3®, cambiándoles el nombre por K3XF® en 2011 (Fig. 43), estos instrumentos son fabricados por torsión a diferencia de los instrumentos K3® convencionales que se fabrican mediante tallado, morfológicamente son similares a las limas K3® pero el proceso térmico les proporciona una mayor resistencia mecánica y flexibilidad superior de hasta un 50% en comparación con los instrumentos K3® de aleación convencional.²⁷



Fig. 43 Instrumentos K3XF®.

Fuente: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2013/10/Limas-K3XF_SybronEndo_KaVo_Kerr_Ormco_18122013.pdf

K3XF® aparte de su tratamiento térmico innovador, presenta una nueva codificación basada en colores ISO para la identificación del diámetro de la punta, y topes de distintos colores para identificar la conicidad (Fig.44).²⁷

El aumento de la flexibilidad permite la preparación del conducto con riesgo mínimo de transporte del conducto radicular o errores iatrogénicos, así mismo reduce la tensión del instrumento evitando una fractura, mejorando el

rendimiento y la seguridad. Por otra parte puede minimizar el número de instrumentos necesarios y simplificar los procedimientos.

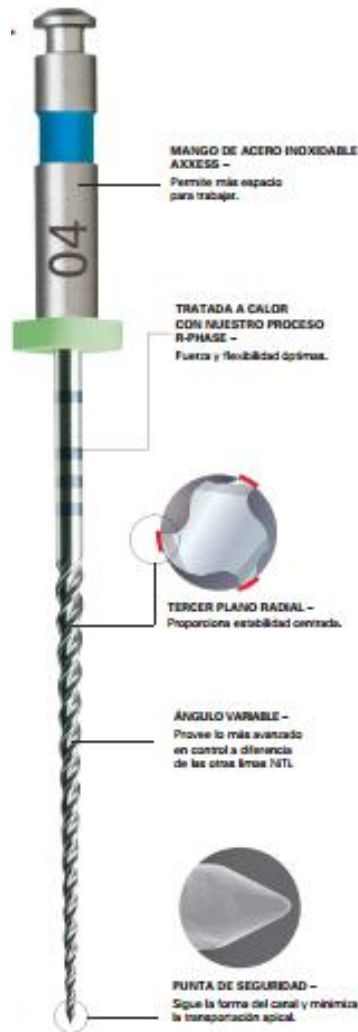


Fig. 44 Conformación del instrumento K3XF®.

Fuente: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2013/10/Limas-K3XF_SybronEndo_KaVo_Kerr_Ormco_18122013.pdf



4.6 Estudios científicos comparativos

- Zhao et al. en el año 2013 realizaron una evaluación sobre la conformación del sistema de conductos radiculares con los sistemas Hyflex CM®, TF® y K3®, la evaluación se realizó mediante tomografía micro-computarizada que ha demostrado obtener resultados muy exactos en la endodoncia experimental. El objetivo principal del estudio fue evaluar las propiedades del conducto radicular antes y después de la instrumentación, con el sistema Hyflex CM®, TF® y K3®, los parámetros examinados fueron, el volumen del conducto sin preparación, el volumen eliminado de la dentina, la superficie no instrumentada y el transporte cervical, medio y apical.

Un total de 36 conductos mesiovestibulares de primeros molares superiores se prepararon con Hyflex CM® (n-12), TF® (n-12), y K3® (n-12), utilizando cada conjunto de instrumentos para la conformación de 3 conductos, los conductos fueron instrumentados con un método de corono-apical a una velocidad de 350 rpm para K3® y 500 rpm para Hyflex CM® y TF®, irrigando entre cada instrumento con NaOCl al 5,25% y finalizando con EDTA al 17% durante 3 minutos.

En los resultados no se obtuvieron diferencias significativas entre los tipos de instrumentos con respecto a la zona no instrumentada, el volumen medio de dentina eliminada en el grupo de TF® fue mayor que en el Hyflex CM® y en el grupo K3®, pero no se encontraron diferencias significativas entre el grupo Hyflex CM® y K3®. Significativamente TF® seguido de Hyflex CM® obtuvieron menos transporte en el tercio apical que K3® (Fig.45), además un instrumento K3® se fracturó en el tercer uso, mientras que ni Hyflex CM® ni los instrumentos TF® sufrieron fracturas. Sin embargo, 3 limas

tanto de TF® y Hyflex CM® presentaron distorsión del instrumento teniendo una mayor deformación plástica antes de presentar una fractura. Estas alteraciones visibles en los instrumentos durante la instrumentación resultan beneficiosos para alertar al dentista y descartar las limas antes de la fractura.²⁸

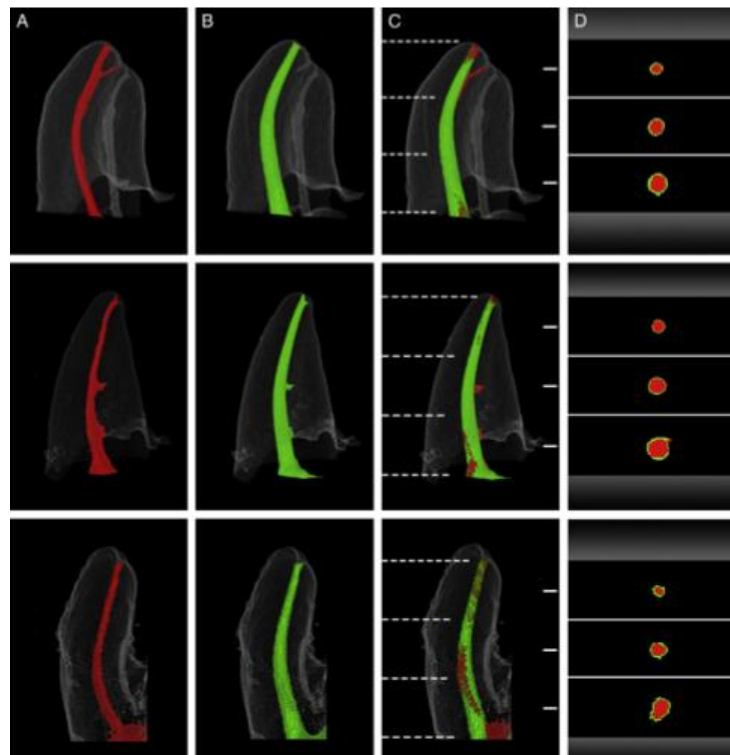


Fig. 45 **A.-** Reconstrucciones preoperatorias. **B.-** Reconstrucciones postoperatorias **C.-** Reconstrucciones superpuestas. **D.-** Secciones transversales para el apical, media y cervical. Rojo indica el área preoperatoria y verde indica área postoperatoria.²⁸

- Otro estudio similar fue realizado por Dietrich et al. compararon la eficacia de remoción de dentina entre los sistemas de limas autoajustable (SAF®), Waveone®, y el sistema K3® en las raíces mesiales de los molares inferiores. Para este estudio se utilizaron las raíces mesiales de 30 dientes extraídos, el grupo K3®, se realizó una

preparación secuencial con los instrumentos de K3® a un tamaño apical de 35/0,04; el grupo Waveone®, se utilizó la lima Primary Waveone®; y en el grupo SAF®, la preparación con SAF® 20/0,04 colocado a la longitud de trabajo como lo indica el fabricante. Los resultados obtenidos en este estudio revelan que los instrumentos K3® y SAF® desempeñaron una mejor limpieza del conducto, con respecto a Waveone® que dejó más residuos en el tercio apical del conducto radicular. Usando SAF® como un dispositivo de irrigación coadyuvante se obtuvo ligera pero significativa mejora en la limpieza del conducto con los instrumentos del grupo de K3® (Fig. 46).²⁹

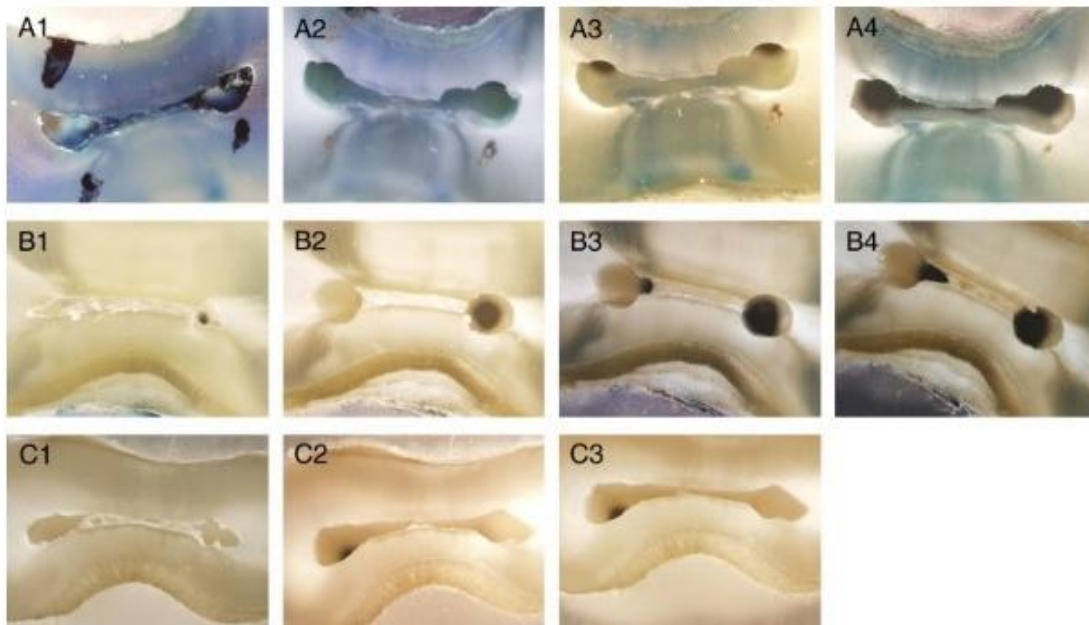


Fig. 46. Las secciones de los dientes a nivel de 4 mm, 1. Muestran la limpieza antes de la instrumentación experimental, 2. Postinstrumentación, 3. Postirrigación, 4. Irrigación con SAF® como coadyuvante. **A.** K3®, **B.** Waveone®, **C.** SAF®.²⁹

- Viana et al. realizaron una investigación donde evaluaron cómo los instrumentos con distintas características de diseño responden, en términos de su flexibilidad, a la fatiga cíclica y carga de torsión. Los



instrumentos evaluados fueron K3® (SybronEndo, Orange, CA, EE.UU.), S2 y F1 ProTaper universal® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), y EndoSequence® (Brasseler, Savannah, GA, USA). Se observó que los tres grupos son similares en cuanto a su resistencia a fatiga cíclica y carga de torsión. No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga entre el tamaño K3® y los instrumentos EndoSequence®, lo que indica que el diseño de instrumentos es también un factor importante para determinar las magnitudes de tensión y deformación. La flexibilidad de ProTaper universal®, K3® y EndoSequence®, medidos en ensayos de flexión, no se vio afectada negativamente por el uso simulado en los conductos radiculares curvos artificiales. En los pocos casos en los que se pudieron observar cambios estadísticamente significativos, se produjo un aumento de la flexibilidad después de hacer fuerza. Independientemente de sus características de diseño diferentes, los tres sistemas de instrumentos se comportan de manera similar en términos de flexibilidad.³⁰

- En un estudio realizado en el año 2015 por Shen et al. se evaluó la incidencia de la deformación y fractura de los instrumentos K3® durante el uso clínico de rutina. Un total de 2397 de instrumentos K3® (21 mm, G-packs, SybronEndo, West Collins, Orange, CA, USA) desechados después de su uso clínico fueron recogidos durante un período de 21 meses a partir de septiembre de 2010 a mayo de 2012 después de ser inspeccionados se concluyó que los instrumentos K3® fallaron mas por fatiga a la flexión (64%) que por deformación por torsión (36%) (Fig. 47). Estudios previos también han identificado a la fatiga por flexión como el modo de separación importante en ProTaper®, Mtwo® e instrumentos ProFile®. Además, el presente

estudio también reveló que los instrumentos con conicidad más grandes (0,12 y 0,10) son fracturados a través de fatiga por flexión, pero no por torsión. Un aumento de la superficie de sección transversal de los instrumentos aumenta la resistencia al estrés por torsión, pero conduce a una disminución de la resistencia a la fatiga por flexión, esto podría explicar el aumento de fractura de los instrumentos K3® con conicidades grandes. Ya que es difícil predecir el fracaso del instrumento en la clínica, una revisión cuidadosa del instrumento K3® se recomienda antes de su uso.³¹

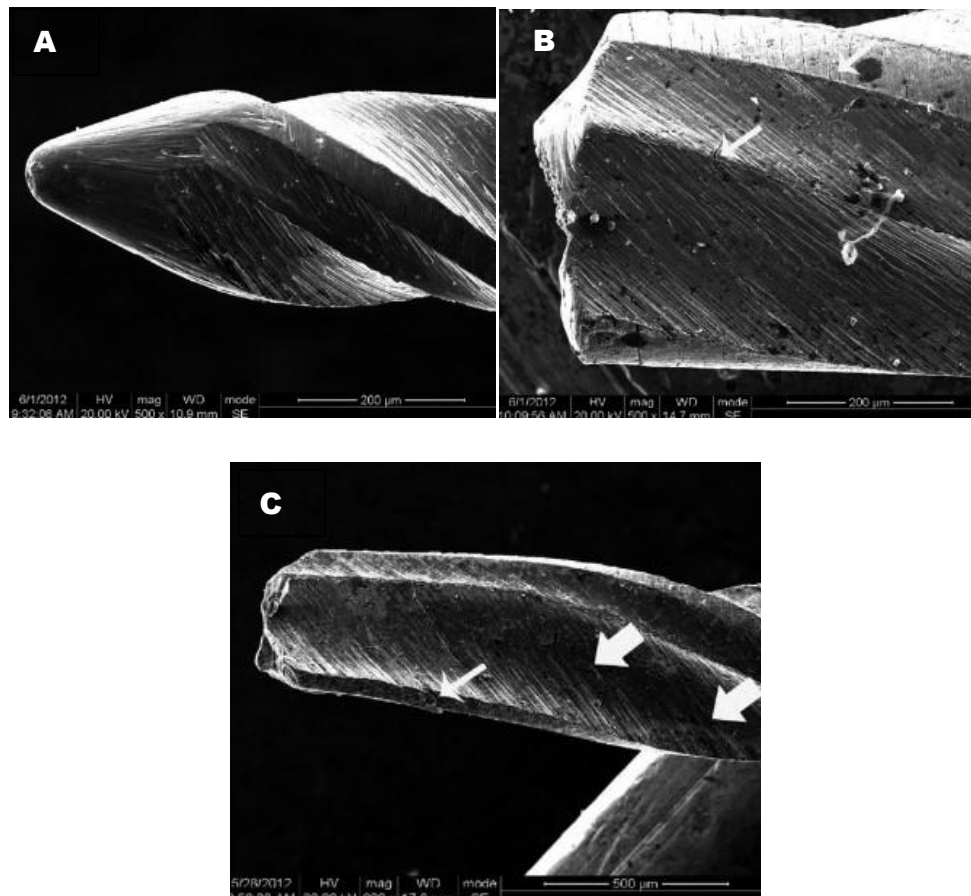


Fig. 47 **A.** Superficie intacta del instrumento K3®, **B.** Superficie lateral del instrumento K3® fractura de fatiga por flexión. Se observaron microfisuras (flecha fina). **C.** Superficie lateral del instrumento K3® fractura de fatiga por torsión. Presencia de microfisuras en el borde del instrumento (flecha fina), hoyuelos (flechas gruesas).³¹

Para superar los inconvenientes de fractura cíclica y fractura por torsión los fabricantes han investigado y desarrollado nuevas técnicas de fabricación para mejorar las propiedades físicas y mecánicas de sus instrumentos.

- Shen Ya et al. examinaron el impacto de la carga previa de deformación por torsión sobre la resistencia a la fatiga cíclica, de los instrumentos K3® convencionales e instrumentos K3XF® sometidos a tratamiento térmico, el diseño idéntico y la sección transversal de los dos instrumentos los hace muy adecuados para dicha comparación. Se concluyó que los instrumentos K3XF® son más flexibles y resistentes a la fatiga cíclica que los instrumentos K3® convencionales, la resistencia a la torsión de los instrumentos K3XF® fue mayor que el de los instrumentos de K3®, sin embargo los instrumentos K3XF® después del 50% y 75% de precarga de torsión presentaron deformación plástica alrededor de 3 mm de distancia de la punta (Fig. 48).³²

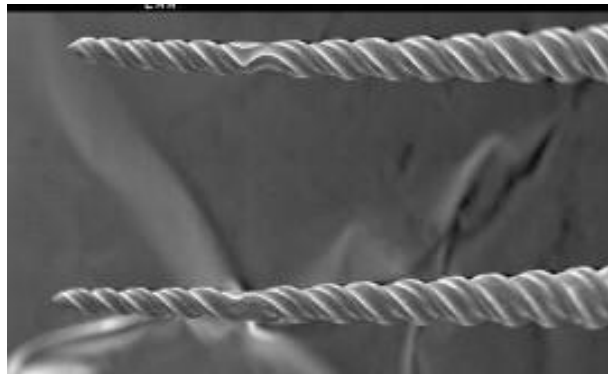


Fig. 48 Deformación plástica del instrumento K3XF®.³²



- Otro estudio similar realizado por Jung-Hong Ha et al. reveló que los instrumentos K3XF® mostraron mayor resistencia a la fatiga cíclica, con un aumento significativo del 43% para el instrumento con conicidad 0,04 y 37% para el instrumento con conicidad 0,06, cuando se compara con la aleación de NiTi convencional K3®, manteniendo la misma resistencia a la torsión. Concluyendo que con tratamiento térmico de los instrumentos K3XF® mediante el uso de tecnología de Fase-R se mostró una mejor resistencia a la fatiga cíclica. Según las conclusiones del presente estudio, K3XF® debe ser considerada como un instrumento rotatorio seguro y ventajoso. El tratamiento térmico de la Fase-R mejora la resistencia a la fractura y tal vez debería considerarse como un reemplazo para los instrumentos K3® de aleación NiTi convencional.³³

Los médicos e investigadores han sugerido el movimiento recíproco en lugar de rotación continua en sentido horario, y los estudios científicos han demostrado una mayor resistencia a la fatiga cíclica con instrumentos cuando se utilizan con movimiento recíproco.

- En la investigación científica realizada por Perez-Higueras et al. se comparó la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos K3® (SybronEndo, Orange, CA), K3XF® (SybronEndo), y los instrumentos de TF® (SybronEndo) bajo rotación continua en sentido horario y el movimiento recíproco. Los resultados de este estudio in vitro mostraron que la resistencia de la fatiga cíclica de los 3 instrumentos probados fue significativamente mayor cuando se utilizaron en un movimiento recíproco, siendo TF® y K3XF® más resistente a la fatiga cíclica que K3®, teniendo en cuenta que el fabricante indica que tanto



K3XF® como K3® utilizan el movimiento rotatorio continuo en sentido horario. Además se demostró que K3XF® bajo rotación continua mostró una vida significativamente más larga que TF® y K3®, mientras TF® fue mejor que K3®. Teniendo en cuenta que las condiciones son las mismas para los instrumentos K3XF® y K3® en cuanto a diseño, los mejores resultados para K3XF®, sugieren que la Fase-R es más resistente que el NiTi convencional bajo rotación continua. Los resultados del presente estudio revelaron que TF® era más resistente a la fatiga cíclica que los instrumentos K3®, TF® está hecho de Fase-R y K3® de una aleación de NiTi convencional, y K3XF® resistió significativamente más que TF®, ambos fabricados por el mismo tratamiento. En este estudio también se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica con instrumentos TF® a diferentes velocidades 300 rpm y 500rpm, siendo más resistente a la fatiga cíclica cuando se utilizó a 300 rpm. Basado en estos resultados y teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio in vitro, se concluyó que la resistencia a la fatiga cíclica fue mayor para todos los instrumentos cuando se utilizaron con movimiento recíproco.³⁴

- Gambarini et al. compararon la resistencia a la fatiga cíclica de K3XF® (SybronEndo, Orange, CA), instrumentos NiTi mediante el uso de diferentes ángulos de movimiento recíproco para evaluar en qué medida los cambios en los ángulos podrían afectar la vida útil de los instrumentos. La literatura reciente muestra que el movimiento recíproco puede extender la vida de la fatiga cíclica en comparación con la rotación continua. En el presente estudio, el movimiento recíproco produjo un aumento significativo en el tiempo hasta la fractura de los instrumentos K3XF® en comparación con la rotación continua, no sólo hay una diferencia significativa entre el movimiento recíproco y la rotación continua, sino también una diferencia



significativa entre los diferentes movimientos recíprocos con diferentes ángulos de rotación. Este hallazgo podría ser muy importante, ya que puede dar lugar a muchos estudios dirigidos a evaluar las posibles combinaciones que el movimiento recíproco ofrece en un intento por encontrar ángulos de rotación que aumenten el rendimiento y la seguridad de los instrumentos.³⁵

- Un estudio realizado en la Facultad de Odontología UNAM por Chávez Vera, con el objetivo de determinar si existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura cíclica de cuatro sistemas rotatorios, donde tres sistemas se encuentran fabricados por un tratamiento térmico especial, Protaper Next®, K3XF® y HyFlex® y uno que presenta la aleación NiTi convencional K3®. Se concluyó que los sistemas rotatorios presentan distintas resistencias a la fractura cíclica, influyendo mucho la velocidad de giro, los instrumentos que trabajan a una velocidad mayor son más susceptibles a la fractura. Los resultados del presente estudio indicaron que el sistema rotatorio K3® presentó una mayor resistencia a la fractura cíclica en comparación con los demás sistemas. También se concluyó que la modificación termomecánica que presentan los instrumentos, no otorgan un mejor desempeño en cuanto a la fractura cíclica comparados con los instrumentos de NiTi convencional, ya que presentan un menor tiempo y número de ciclos a la fractura, esto se puede deber a los distintos factores que determinan el éxito de un instrumento como los son; su método de fabricación ya sea por torsión o por tallado, la calidad de los materiales y el tratamiento térmico adecuado.³⁶



CONCLUSIONES

Los instrumentos de acero inoxidable son hasta la fecha la primera elección para la conformación del sistema de conductos radiculares. Sin embargo, con la evolución de los instrumentos NiTi, actualmente se cuenta con una amplia variedad de instrumentos que nos ayudan a realizar un tratamiento endodóntico en conductos que experimentan curvaturas desafiantes.

A pesar de que los instrumentos NiTi presentan características únicas como superelasticidad y memoria de forma, proporcionando una mayor seguridad durante su uso clínico, especialmente en conductos curvos, la fractura cíclica y por torsión son defectos de los que ningún instrumentó ha quedado exento, a pesar de que los fabricantes han diseñado procesos térmicos innovadores para combatir estos inconvenientes, no se ha encontrado la aleación ideal que incorpore todas las características deseadas.

Gracias a la evolución de los instrumentos rotatorios actualmente se cuenta con sistemas que requieren de menos instrumentos para obtener una conformación adecuada del sistema de conductos, esto podría parecer una desventaja para los instrumentos K3® ya que presentan una variedad de instrumentos con conicidades y calibres diferentes, que hacen el tiempo de trabajo más prolongado. A pesar de este inconveniente varios estudios han demostrado que los instrumentos rotatorios K3® han tenido éxito en la limpieza y conformación del conducto radicular, así como en su resistencia a la fractura cíclica y por torsión comparados con otros sistemas que presentan características más innovadoras. Otros estudios han demostrado que el tratamiento térmico en Fase-R agregado a los instrumentos K3XF® si



proporciona una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos K3® de NiTi convencional.

Actualmente se ha sugerido el movimiento recíproco en lugar del movimiento continuo en sentido horario, ya se ha demostrado que los instrumentos que trabajan con movimiento recíproco presentan más resistencia a la fatiga cíclica, sin embargo hacen falta estudios que demuestren que movimiento es el ideal para la preparación biomecánica. Otro punto importante ha sido la velocidad a la que trabaja un instrumento, se ha sugerido que a menos revoluciones por minuto (rpm) el instrumento tiene una mayor vida útil.

Todos los sistemas rotatorios presentan características especiales que los hacen competentes en la conformación del sistema de conductos, presentado ventajas y desventajas en su tratamiento termomecánico, en su resistencia, flexibilidad, diseño anatómico, en el movimiento empleado en su instrumentación y en la velocidad a la que trabajan, sin embargo es decisión de cada clínico elegir entre un sistema u otro, dependiendo de las necesidades de cada caso clínico.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Leonardo MR, Leonardo RdT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Niquel-Titanio. 1^{ra} ed. Sao Paulo: Artes Medicas; 2002. P.p 3-55.
2. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: Técnica y fundamentos. 2^{da} ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 2012. P.p 187-203.
3. Cohen S, Kenneth M. Vías de la pulpa. 10^a ed. España: Elsevier; 2011.P.p 229-237, 283-310.
4. Canalda C, Brau E. Endodoncia: Técnicas clínicas y bases científicas. 3^{ra} ed. España: Elsevier; 2014. P.p 156-186.
5. Rao N. Endodoncia avanzada. 1^{ra} ed. Mexico: Amolca; 2011.P.p 141-171.
6. Departamento de endodoncia de la Facultad de odontología UNAM. Técnica corono-apical con fresas gates-glidden..
7. De Lima Machado ME. Endodoncia Ciencia y tecnología. 1^{ra} ed. Venezuela: Amolca; 2016.P.p 265-273
8. De Lima Machado ME. Endodoncia de la Biología a la Técnica. 1^{ra} ed. Colombia: Amolca; 2009.P.p 117-134
9. So-Yeon A, Hyeon-Cheol K, Kim E. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. Journal of Endodontics. 2016 Julio; 42(7): p. 1009-1017.
10. Lopreite G, Basilaki J. Claves de la endodoncia mecanizada: Conceptos, recursos y conductas clínicas. 1^{ra} ed. Grupo Guia S.A; 2015.P.p 103-159
11. Tinoco J, De-Deus G, Tinoco E, Saavedra F, Fidel R, Sassone L. Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. International Endodontic Journal. 2014 Junio; 47(6): p. 560-566.



12. Bürklein S, Schäfer E. Apically Extruded Debris with Reciprocating Single-File and Full-sequence Rotary Instrumentation Systems. *Journal Of Endodontics*. 2012 Junio; 38(6): p. 850-852.
13. Buehler W. NITINOL Re-examination. WOL Oral History supplement. [Enlinea].; 2006 [citado 2016 agosto 17. Disponible de: http://www.wolaa.org/files/Nitinol_Oral_History.pdf .
14. Pereira E, Viana A, Buono V, Peters OBM. behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. *Journal Of Endodontics*. 2015; 41(1): p. 66-71.
15. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000; 33: p. 297-310.
16. Gomez I, Diaz del Castillo F. Nitinol un biomaterial con memoria de forma. [Enlinea].; 2011 [citado 2016 Septiembre 06. Disponible de: http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m6/Nitinol_un%20biomaterial.pdf .
17. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013 Septiembre; 29(1): p. 3-17.
18. Gambarini G, Grande N, Plotino GSF, Garala M. Fatigue Resistance og Engine-drive Rotatory Nickel-titanium Instruments Produced by New manufacturing Methods. *Journal Of Endodontics*. 2008 Agosto; 34(8): p. 1003-1005.
19. Aranguren J. Wave One Gold - Dentsply. [Enlinea]. [citado 2016 Septiembre 11. Disponible de: http://dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf .
20. Ozyurek. T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *Journal Of Endodontics*. 2016 Agosto;42(10): p.1536-1539
21. Tung B B, Mitchell JC, Craig Baumgartner J. Effect of Electropolishing ProFile Nickel–Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *Journal Of*



- Endodontics. 2008 Febrero; 34(2): p. 190-193.
22. Sybronendo. Strength, Efficiency, Safety K3 Files. [En línea].; 2010 [citado 2016 septiembre 18]. Disponible de: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2012/10/baja_k3_Ficha_Tecnica.pdf .
 23. Gambarini G. The K3 rotary nickel-titanium instrument system. Endodontic Topics. 2005 Marzo; 10(1): p. 179-182.
 24. SybronEndo. K3™ Limas de Níquel – Titanio Procedure Pack. [En línea].; 2012 [citado 2016 Septiembre 20]. Disponible de: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2012/10/k3-Procedure_pack.pdf .
 25. SybronEndo. K3™ Limas de Níquel – Titanio G Pack. [Online].; 2012 [citado 2016 Septiembre 20]. Disponible de: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2012/10/baja_k3-G_pack.pdf .
 26. SybronEndo. K3™ Limas de Níquel – Titanio VTVT Pack. [En línea].; 2012 [citado 2016 Septiembre 20]. Disponible de: http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2012/10/k3-VTVT_Pack.pdf
 27. Chandia C. K3XF "strength meets flexibility" NOVEDADES EN PREPARACION QUIMICO MECANICA. 2012; 26(29-31).
 28. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. Journal Of Endodontics. 2013 Marzo; 39(3): p. 385-388.
 29. Dietrich MA, Kirkpatrick TC, Yaccino JM. In Vitro Canal and Isthmus Debris Removal of the Self-Adjusting File, K3, and WaveOne Files in the Mesial Root of Human Mandibular Molars. Journal Of Endodontics. 2012 Agosto; 38(8): p. 1140-1144.
 30. Viana A, Pereira E, Bahía M, Buono V. The influence of simulated clinical use on the flexibility of rotary ProTaper Universal, K3 and EndoSequence



- nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2013 Septiembre; 46(9): p. 855-862.
31. Shen S, Deng M, Wang P, Chen X, Zheng L, Li H. Deformation and fracture of K3 rotary nickel–titanium endodontic instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*. 2015 Noviembre; 49(1): p.1088-1094
 32. Shen Y, Riyahi AM, Campbell L, Zhou H, Du T, Wang Z, et al. Effect of a Combination of Torsional and Cyclic Fatigue Preloading on the Fracture Behavior of K3 and K3XF Instruments. *Journal Of Endodontics*. 2015 Abril; 41(4): p. 526-530.
 33. Ha JH, Kyo SK, Cohenca N, Kim. HC. Effect of R-phase Heat Treatment on Torsional Resistance and Cyclic Fatigue Fracture. *Jornal Of Endodontics*. 2013 Marzo; 39(3): p. 389-393.
 34. Perez-Higueras JJ, Arias A, Jose DIM. Cyclic Fatigue Resistance of K3, K3XF, and Twisted File Nickel-Titanium Files under Continuous Rotation or Reciprocating Motion. *Journal Of Endodontics*. 2013 Diciembre; 39(12): p. 1585-1588.
 35. Gambarini G, Rubini A, Sudani DA, Gergi R, Culla A, Di Carlo S, et al. Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Jornal Of Endodontics*. 2012 Octubre; 38(10): p. 1408-1411.
 36. Chavez VJC. Tesis: Resistencia a la fractura cíclica de los sistemas ProTaper Next®, HyFlex®, K3XF® y K3®. Ciudad de Mexico; 2015.