



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COMPARACIÓN DE LOS SISTEMAS WAVEONE GOLD®,
PROTAPER GOLD® Y HYFLEX CM® A LA RESISTENCIA
CÍCLICA Y TORSIONAL. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

LUZ GABRIELA ACALCO ANAYA

TUTOR: Esp. DAVID CARMONA HERRERA

ASESOR: Esp. VICTOR GABRIEL GUZMÁN RAMÍREZ



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Gracias a mi mamá Marisela que por ella llegue hasta este momento, por el apoyo, el amor incondicional que siempre me brinda y por confiar siempre en mí. Me enseñó que con fortaleza y dedicación se puede llegar muy lejos. Muchas gracias por dedicar tu vida a nosotros, eres la mejor mamá y todos mis logros te los debo a ti. Te quiero con todo mi corazón.

A mi papá que desde donde este, sé que siempre está conmigo.

A mi hermano Gustavo por ser mi compañero incondicional, por estar juntos en las buenas y en las malas. Porque sentó en mi las bases de responsabilidad y deseos de superación. Te quiero mucho

A mis tíos Julio, José Luis, Guadalupe y Rafael porque gracias a su apoyo emocional y económico pude llegar a concluir esta etapa de mi vida. Sus consejos siempre los tengo en mente y para mí son un gran ejemplo de vida.

A mi novio que siempre ha confiado en mí y me apoya incondicionalmente. Gracias por motivarme a seguir buscando más y no conformarme con nada, eres otro gran ejemplo de superación para mí.

A mi tutor el Dr. David Carmona por compartir conmigo todo su gran conocimiento, por apoyarme en este proyecto y estar siempre pendiente. Es una persona ejemplar, amable y un gran profesor, que pocos como usted se encuentran en la facultad. Gracias a por hacer que la endodoncia sea más fácil de aprender. Es el mejor.

A mis amigos de la facultad Amairani, Cynthia, Karen, José y Zaira por apoyarme y hacer que todo fuera más divertido

Y a la Universidad Nacional Autónoma De México por darme la oportunidad de poder estudiar y llegar hasta aquí.

ÍNDICE.

Introducción.....	1
Propósito.....	2
1. Conformación del sistema de conductos radicular.....	3
1.1. Objetivo mecánico.....	4
1.2. Objetivo biológico.....	4
2. Técnicas de instrumentación.....	5
2.1 Técnicas Ápico-Coronales.....	5
2.1.1 Schilder.....	5
2.1.2 Step-back.....	6
2.2. Técnicas Corono-Apicales.....	7
2.2.1 Corono-Apical.....	7
2.2.2 Fuerzas balanceadas.....	8
3. Instrumentos endodóncicos.....	9
3.1 Características generales.....	9
3.1.1 Elementos de diseño.....	9
3.1.1.1 Mango.....	10
3.1.1.2 Vástago.....	10
3.1.1.3 Parte activa.....	11
3.1.1.4 Punta.....	11
3.1.1.5 Diseño de la punta.....	12
3.1.1.6 Sección transversal.....	14
3.1.1.7 Conicidad.....	14
3.1.1.8 Superficie radial.....	14
3.1.1.9 Estría o surco.....	15
3.1.1.10 Ángulo helicoidal.....	15
3.1.1.11 Masa interna o núcleo.....	16
3.1.1.12 Pitch.....	16
3.2 Causa de fractura de los instrumentos.....	17
3.2.1 Causa clínica.....	17
3.2.1.1 Apertura coronaria.....	17

3.2.1.2 Ausencia de patencia previa.....	17
3.2.2 Causa metalúrgica.....	17
3.2.2.1 Fatiga torsional.....	17
3.2.2.2 Fatiga cíclica.....	19
4. Níquel-Titanio.....	19
4.1 Antecedentes.....	19
4.2 Actualidad.....	20
4.3 Propiedades mecánicas de los instrumentos.....	21
4.4 Instrumentos de níquel titanio.....	24
4.5 Fabricación de instrumentos de Níquel-Titanio.....	26
4.5.1 Desgaste.....	26
4.5.2 Torsión.....	27
5. Instrumentación mecanizada.....	28
5.1 Movimientos de rotación.....	29
5.1.1 Rotación horaria continua.....	29
5.1.2 Rotación recíproca asimétrica.....	29
6. WaveOne Gold.....	30
6.1 Características.....	31
6.2. Secuencia de uso según el fabricante.....	33
7. ProTaper Gold.....	35
7.1 Características.....	35
7.2 Secuencia de uso según el fabricante.....	37
8. HyFlex CM.....	39
8.1 Características.....	39
8.2 Secuencia de uso según el fabricante.....	41
9. Discusión.....	43
Conclusiones.....	48
Referencias Bibliográficas.....	50

Introducción.

En los últimos años la odontología en general y específicamente la endodoncia ha tenido un avance significativo en el campo de la medicina. La endodoncia se define como la rama de la odontología que tiene como objetivo prevenir y tratar las enfermedades que afectan al sistema de conductos radiculares y periapicales, con el objetivo específico de que los pacientes conserven sus dientes naturales en las mejores condiciones posibles; tanto estéticas como funcionales.

Para lograr dicho objetivo, existe la imperiosa necesidad de tener bastos conocimientos de histología, anatomía, fisiología y patología de los órganos dentales y tejidos periapicales (ligamento periodontal y hueso alveolar). Así como de los instrumentos y materiales específicos para poder tratarlos de una manera correcta.

En la actualidad, existen diversas herramientas como las radiografías digitales, la tomografía computarizada, la magnificación y las nuevas aleaciones de los instrumentos, entre otras que pueden ser consideradas valiosas herramientas pre, intra y post operatorias y permiten hacer tratamientos cada vez más predecibles y con la certeza del conocimiento de la anatomía del diente o zona a tratar, reduciendo así significativamente la potencial tasa de fracaso, de igual manera ha existido una constante evolución en el área de los instrumentos endodóncicos (limas), con la implementación de nuevas aleaciones como el Níquel Titanio, y la cada vez más común introducción de los sistemas mecanizados, así como de los materiales que se utilizan en los tratamientos pulpares y periapicales.

En los últimos años, a los sistemas de instrumentación mecanizada de níquel-titanio (NiTi) rotatoria y reciproca, se le adicionaron tratamientos térmicos que transformaron los métodos de instrumentación y conformación del conducto radicular, ya que disminuyen el tiempo de trabajo y los accidentes trans operatorios, propiciando mucho mejores resultados en esta fase específica del tratamiento, sin llegar a eliminar por

completo la posibilidad de que exista alguna fractura o separación de los instrumentos.

Propósito.

El propósito de este trabajo es realizar una revisión bibliográfica de los sistemas rotatorios ProTaper Gold®, HyFlex CM® y el sistema recíprocante WaveOne Gold®, ya que están tratados de forma termomecánica y con aleaciones nuevas, que mejoran la flexibilidad y reducen la característica de memoria de forma del níquel- titanio convencional. Suponiendo una mejora sustancial en sus propiedades físicas.

1. Conformación del sistema de conductos radiculares.

La preparación mecánica del sistema de conductos radiculares es una de las etapas más importantes del tratamiento de conductos, ya que con la ayuda de instrumentos endodóncicos y productos químicos es posible conformar, limpiar y desinfectar los conductos para poder obturar en condiciones favorables.¹

El conducto puede estar ocupado por tejido pulpar sano, enfermo o necrótico y la remoción del tejido debe llevarse a cabo de manera sistemática y cautelosa para no enviar tejido, sustancia irrigadora o bacterias más allá de los límites del conducto. Una vez que se determina la longitud de trabajo, se efectúa la limpieza con instrumentos manuales, de movimiento rotatorio o reciprocante, con ayuda de sustancias capaces de disolver tejido orgánico, como hipoclorito de sodio (NaClO) y sustancias quelantes como (EDTA).²

El éxito depende de la eficacia de la limpieza, desinfección y conformación, debido a que cualquier resto de tejido, bacterias o residuos resultantes de la preparación químico-mecánica que permanezca en él puede contribuir al fracaso del tratamiento (Figura 1).²



Figura 1

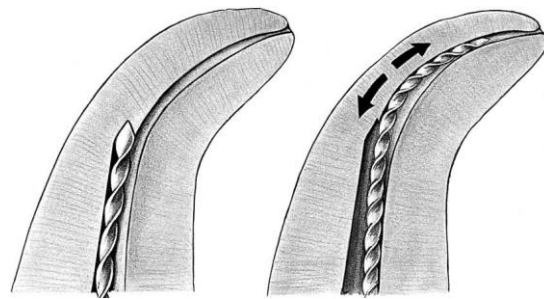
También se debe considerar que la conformación del conducto está sujeta a la posibles variables anatómicas del sistema de conductos radiculares.²

1.1 Objetivos mecánicos.

Un objetivo mecánico importante de la instrumentación del conducto radicular es incluir de forma completa y centrada los conductos originales en la preparación. Se deben evitar los errores de preparación, como las deformaciones y las perforaciones. Aunque estos errores quizá no afecten por sí mismo al éxito del tratamiento, pero pueden hacer que partes del sistema de conductos radiculares sean inaccesibles a la desinfección y, por este motivo no resulten convenientes.(Figura 2 y 3).³



Perforaciones



Transportación del conducto

Figura 2 y 3

Otro objetivo mecánico, es conservar la mayor cantidad posible de dentina radicular para no debilitar la estructura de la raíz y prevenir fracturas radiculares. Para evitar una preparación excesiva y perforaciones es necesaria una preparación adecuada y un ensanchamiento óptimo del tercio coronal del conducto radicular.³

1.2 Objetivo biológico.

Para una desinfección óptima, la forma de preparación y la eficacia antimicrobiana están íntimamente relacionadas entre sí a través de la eliminación de la pulpa y la dentina infectadas y la creación de espacio para el uso de irrigantes.³ (Figura 4)¹.

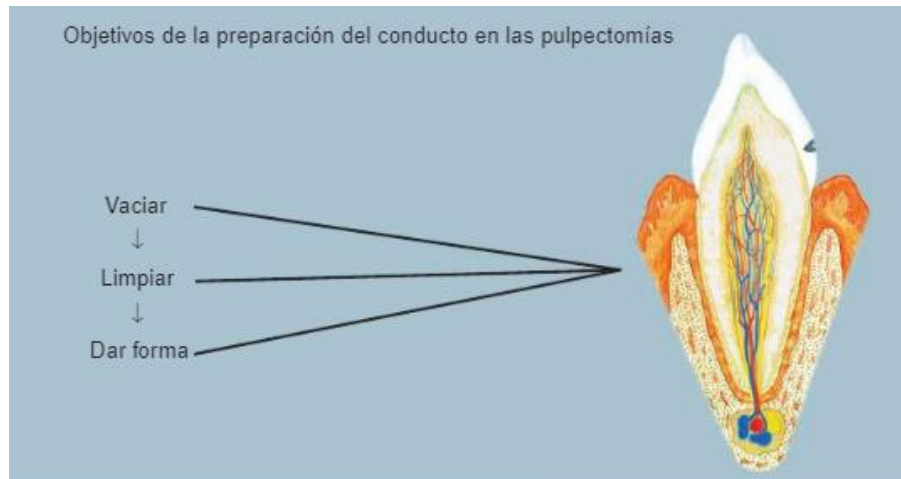


Figura 4

2. Técnicas de instrumentación.

El proceso endodóncico implica el tratamiento de pulpas vitales y pulpas necróticas para poder conservar los dientes y su función, además de la estética

La preparación del sistema de conductos radiculares tiene que apegarse a conceptos básicos que se deben seguir: la conformación, el ensanchado y la preparación apical. La preparación exige que se sigan las normas en el procedimiento.²

Las distintas técnicas se pueden clasificar en dos grandes grupos.

2.1 Técnicas ápico-coronales.

Técnicas ápico-coronales, en las que se inicia la preparación del conducto en la zona apical, tras determinar la longitud de trabajo y luego se va progresando hacia coronal.⁴

2.1.1 Técnica de Schilder.

En 1974, Schilder propuso una técnica seriada, secuencial mediante instrumentos manuales precurvados y una recapitulación constante para

mantener la permeabilidad del orificio apical y conseguir una conicidad suficiente para poder obturar los conductos con la técnica de gutapercha caliente. Con demasiada frecuencia elige como límite apical de la instrumentación el ápice radiográfico.⁴

2.1.2 Step-back. (Retroceso o paso atrás).

El concepto de preparación mediante retrocesos de la longitud de trabajo de las limas fue expuesto por primera vez por Clem. Posteriormente, Weine y Mullane explicaron la técnica. Esta permite mantener un diámetro apical del conducto de escaso calibre, creando una conicidad suficiente para conseguir la limpieza y desinfección de los conductos, sin deformar en exceso la anatomía original y poder obturarlo tras crear una adecuada morfología apical.

- Preparación apical. Una vez que se determina la longitud de trabajo, se selecciona el instrumento inicial para preparar la zona apical con movimientos de impulsión y rotación de medio giro y tracción. Se utilizan dos instrumentos en conductos rectos y de uno a dos en conductos curvos. Es recomendable que no se utilicen instrumentos de calibres mayores a 25 o 30 y se debe mantener el conducto irrigado siempre.

Preparación del conducto. Ya que la porción apical está preparada, la última lima que se utilizó recibe el nombre de lima maestra apical, se inicia entonces el retroceso que consiste en aumentar el diámetro de los instrumentos en sentido ápico-coronal. Retrocediendo 1 mm con respecto al instrumento anterior hasta alcanzar la región cervical o entrada del conducto radicular con los mismos movimientos sugeridos para el área apical, e irrigando abundantemente entre cada instrumento. La amplitud recomendada de diámetro de lima en la región cervical es entre la número 70 y 80.² La figura número 5 representa la técnica.⁴

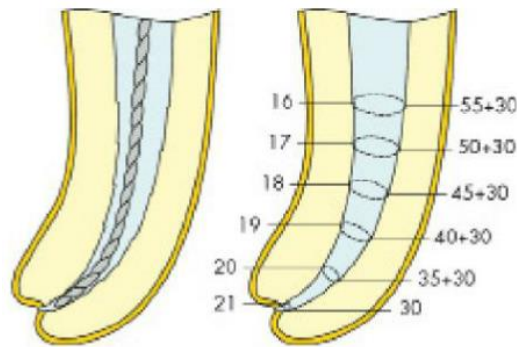


Figura 5

2.2 Técnicas corono-apicales.

Técnicas corono-apicales, en las que se preparan al principio las zonas media y coronal del conducto, posponiendo la determinación de la longitud de trabajo, para ir avanzando en la instrumentación hasta alcanzar la constricción apical.⁴

2.2.1 Corono- apical o Crown-down.

La técnica corono-apical se basa más en el ensanchamiento coronal y la determinación de la longitud de trabajo más adelante. Esta técnica fue presentada por Marshall y Pappin en 1983 y publicada por Morgan y Motgomery y puede resumirse en las siguientes fases:

1. Se inicia la instrumentación con una lima k aproximadamente de calibre 35, girándola sin presión hacia apical hasta encontrar resistencia. Luego se continua con una lima calibre 30 girándola en sentido horario dos veces. Se repite el proceso con una lima de calibre inferior, hasta acercarse a la zona apical. Se toma una radiografía con la lima en el conducto y se establece la longitud de trabajo provisional. Se continua progresando con limas cada vez más finas hasta suponer que se ha alcanzado la constricción apical. Se determina la longitud de trabajo verdadera.
2. Si por ejemplo, se ha llegado a una lima de calibre 10, se repite la secuencia iniciándola con una lima de calibre 40, al llegar a la longitud de trabajo verdadera puede alcanzarse probablemente un

calibre 15. Se vuelve a repetir la secuencia empezando con un calibre 45, con lo que alcanzara a la longitud de trabajo de 20 o 25.

En la preparación corono-apical deben remarcarse algunos aspectos: el acceso a la zona apical presenta dificultades ya que deben eliminarse los residuos contenidos en él, descontaminando progresivamente el conducto y evitando su extrusión al periápice y por último la irrigación de la zona apical debe efectuarse.⁴ La figura 6 esquematiza la técnica de instrumentación.¹

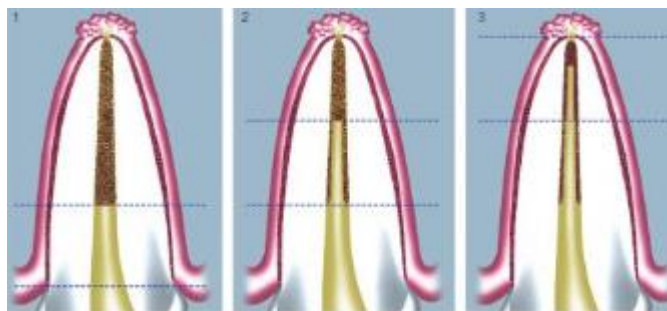


Figura 6

2.2.2 Fuerzas balanceadas.

Esta técnica es introducida por Roane en 1985, consta de tres pasos principales. Antes del primer movimiento, se obtiene la longitud aparente y se coloca sustancia irrigadora. El primer paso (después de la inserción pasiva de un instrumento en el conducto) es una rotación en sentido horario de 90° aproximadamente, para enganchar la dentina, ejerciendo una ligera presión hacia el interior del conducto o hacia apical. En el segundo paso, el instrumento se mantiene en el conducto y se rota en sentido antihorario hasta 180° para liberar la dentina de las paredes del conducto, lo que produce un chasquido característico. En el tercer paso se retira la lima en sentido horario para su limpieza. Se efectúan 1 o 2 giros completos de la lima en sentido horario para extraer la dentina que el instrumento cortó.^{2,3} La figura 7 esquematiza la técnica.⁹

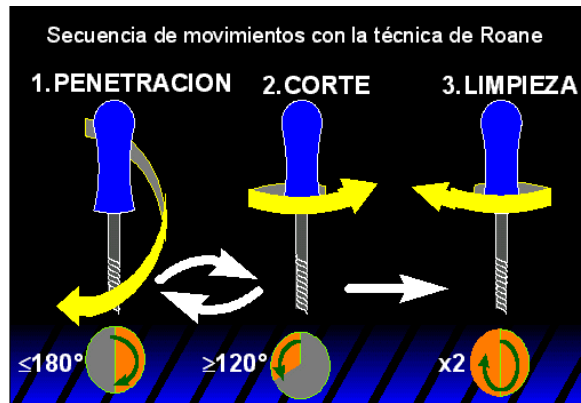


Figura 7

3. Instrumentos endodóncicos.

Los instrumentos endodóncicos se fabrican sobre la base de vástagos de acero inoxidable o de níquel-titanio. Los primeros pueden ser torsionados o torneados; los segundos son, casi en su totalidad, torneados.

La mayoría de instrumentos endodóncicos de uso manual están hechos de acero inoxidable, sustituyendo a los instrumentos de acero de carbono y gracias a ello es posible confeccionar instrumentos flexibles, resistentes, con buena capacidad de corte, durabilidad aceptable y que no sufran alteraciones importantes en contacto con el hipoclorito de sodio o bien como consecuencia de los procedimientos de esterilización usados en endodoncia.¹

3.1 Características generales.

De acuerdo con las especificaciones de la ADA, los instrumentos endodóncicos solo podrían ser comercializados siguiendo determinados estándares, los cuales perduran hasta la actualidad. Por lo tanto, las limas manuales están disponibles básicamente en tres tamaños (21, 25 y 31 mm) y están conformadas por el mango, un tallo o vástago intermedio y la parte activa del instrumento.⁵

3.1.1 Elementos de diseño.

Los instrumentos de preparación de los conductos radiculares, como las limas k y los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, cumplen diversos principios de diseño relacionados con las fresas y ensanchadores y otros instrumentos como las limas Hedström.³

3.1.1.1 Mango.

Normalmente el mango es fabricado con un plástico térmico resistente que recibe una coloración dependiendo del calibre del instrumento. Esta estandarización posee una secuencia obligatoria de seis colores (blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro) dando origen a las llamadas series 1, 2 y 3, sin embargo, también se utilizan otros colores en las series especiales (rosa, gris y lila).⁵ La figura 8 muestra algunos tipos de mango de instrumentos mecanizados.⁶



Figura 8

3.1.1.2 Vástago.

La zona intermedia no posee corte e incluye la zona de transición que conecta al mango con la parte activa. De todo el instrumento, es la única longitud que puede variar para obtener diferentes tamaños de la lima, los cuales pueden ser de 21, 25 y 31 mm. En esta parte del instrumento se encuentra un tope de silicón, el cual en los instrumentos manuales es del mismo color y en los instrumentos rotatorios varía de acuerdo al calibre del instrumento.⁵ Figura 9.⁶



Figura 9

3.1.1.3 Parte activa.

La parte activa incluye las espiras de la lima, que presentan un corte variado de acuerdo con las características de cada instrumento. Esta parte activa siempre tendrá una longitud fija de 16 mm, independientemente de la lima.⁵ (Figura 10).⁶



Figura 10

3.1.1.4 Punta.

La punta es la porción terminal aguda de la extremidad de la parte de trabajo de un instrumento. La punta es también denominada guía de penetración. La forma de la punta es opcional y varía de acuerdo al fabricante (Figura 11).⁶

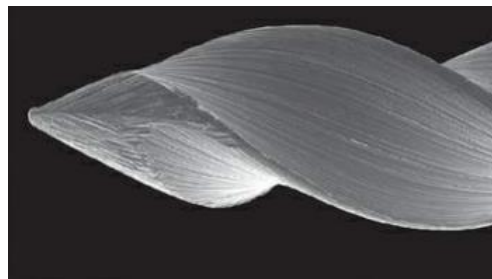


Figura 11

La base de la punta es la región que se encuentra desde la punta de corte del instrumento hacia la primera asta del corte. Aquí se encuentra el

ángulo de transición, con el objetivo de suavizar el pasaje de la lima. La longitud de la punta es la distancia existente entre la extremidad (vértice de la punta) y la base de la punta.⁵

En la figura 12 las flechas indican la base de la punta.⁶

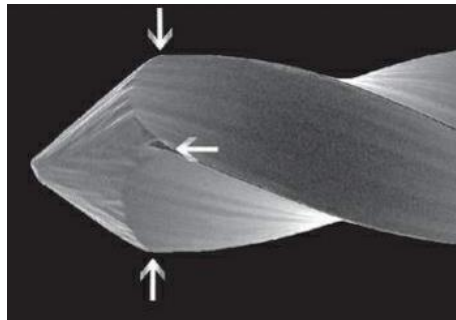


Figura 12.

3.1.1.5 Diseño de la punta.

Los instrumentos pueden asumir dos clasificaciones con respecto a su punta: activa o inactiva. La punta activa posee forma cónica con una terminación estrecha en ángulo agudo. Esta transfiere a la lima la capacidad de corte generado por la fricción de este ángulo con la pared dentinaria, lo que torna aún más agresiva la punta cuando el instrumento posee poca flexibilidad. Mientras tanto, la punta inactiva asume un perfil trapezoidal como consecuencia de su punta roma. Esta es una punta más segura y evita posibles alteraciones anatómicas en la preparación del conducto.⁵

En la preparación de los conductos radiculares, la punta del instrumento tiene dos funciones: guiar la lima a través del conducto y ayudar a que penetre en este. El ángulo y el radio del borde cortante guía y la proximidad de la estría hasta el extremo real de la punta son los que determinan la capacidad de corte de la punta. La punta del instrumento tiene dos funciones: ensanchar el conducto y guiar la lima a través del canal.⁴

En las limas rotatorias de Ni-Ti suelen utilizarse puntas no cortantes redondeadas, que previenen de manera eficaz los errores de preparación que se encontraban en las puntas cortantes antes consideradas seguras.³ La figura 13 presenta los diferentes diseños de punta.⁶

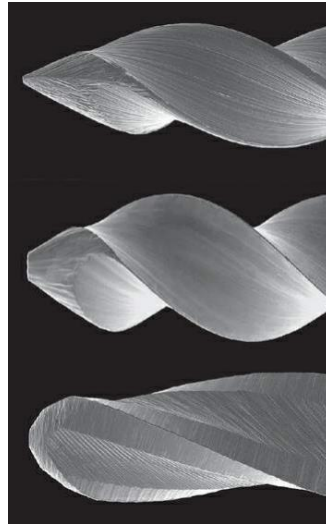


Figura 13.

3.1.1.6 Sección transversal.

La sección transversal se obtiene cortando la parte activa de forma perpendicular, así se observa una figura geométrica característica para cada sistema rotatorio. Algunos sistemas pueden presentar diferentes perfiles o ser igual a lo largo del eje del instrumento.⁶

Algunas limas presentan una sección triangular ya desde el calibre 15, en otras, el perfil de la sección es romboidal, lo que determina menor rigidez. Las limas de sección triangular son más flexibles que las de sección romboidal, y estas más que las de sección cuadrangular. Heath en 1988 modificó el perfil de los lados rectos de la sección triangular, tallándolos cóncavos para disminuir la masa de metal con lo que disminuía la rigidez a las que les llamo limas U. Algunos fabricantes mejoran la flexibilidad de los instrumentos utilizando níquel-titanio (Figura 14).⁴

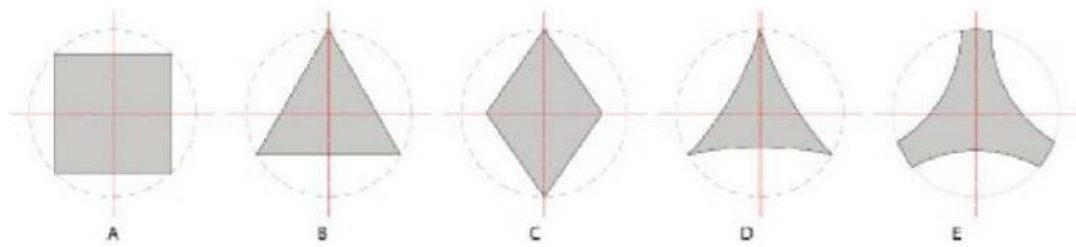


Figura 14.

3.1.1.7 Conicidad.

La conicidad significa la cantidad de diámetro de la lima que aumenta cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango. Vale la pena mencionar que cada región de milímetro a milímetro recibe el nombre "D", que corresponde con el diámetro de esa región y es seguido por el número del milímetro en el que se encuentra.^{3,5}

La conicidad o también llamada taper, representa la medida de aumento del diámetro en la parte activa. Por ejemplo, una lima de tamaño 25 con una conicidad 0.02 tendrá un diámetro de 0.27 a 1 mm de la punta, de 0.29 a 2 mm de la punta, de 0.31 a 3 mm de la punta, y así sucesivamente. Los instrumentos pueden tener una conicidad constante o variable. Los instrumentos con conicidades más elevadas están diseñadas de manera que la punta del instrumento actúa como una guía, y las partes media y coronal de la parte activa entran en contacto con las paredes del conducto.³

En las limas manuales, el índice de conicidad está estandarizado en 2%, pero índices de conicidad como 4%, 6%, 7%, entre otros, también existen e incluyen a los sistemas rotatorios, y es importante resaltar que a mayor índice de conicidad del instrumento, más cónica será su parte activa.⁵

3.1.1.8 Superficie radial.

También llamada guía lateral de penetración. Es el área del instrumento que se encuentra en contacto directo con la pared del conducto radicular.

Esto permite que el instrumento se deslice por las paredes dentinarias e impedir que se atasque en las paredes del conducto cuando se hace presión apical.

La superficie radial reduce el efecto de enroscado en el conducto radicular.^{5,6}

3.1.1.9 Estría o surco.

Se encuentra en la parte activa del instrumento, es una depresión en donde se acumulan las virutas de dentina y tejidos removidos del conducto radicular. La eficacia de las estrías depende de la profundidad, anchura, acabado superficial y configuración (Figura 15).⁶



Figura 15.

3.1.1.10 Ángulo helicoidal.

El ángulo helicoidal es formado por la superficie cortante y el eje del instrumento. Cuando el ángulo es mayor, más rápido será el desgaste de dentina, cuando el ángulo es pequeño, el instrumento debe actuar durante más tiempo para tener la misma eficacia que uno de ángulo mayor.

El ángulo promedio que deben tener los instrumentos es de 35°, cuando el ángulo es mayor de 45°, hay una probabilidad alta para que el instrumento se atasque en las paredes y se fracture (Figura 16).^{5,6}



Figura 16.

3.1.1.11 Masa interna o núcleo.

Es la porción central del instrumento, desde la base hasta la punta (Figura 17).⁶

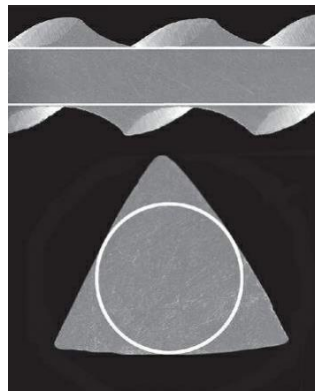


Figura 17.

3.1.1.12 Pitch.

Es la distancia entre espiras de la lima, indicada por la distancia entre un borde del punto guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente. Cuando la distancia es más corta entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal (Figura 18).¹⁰

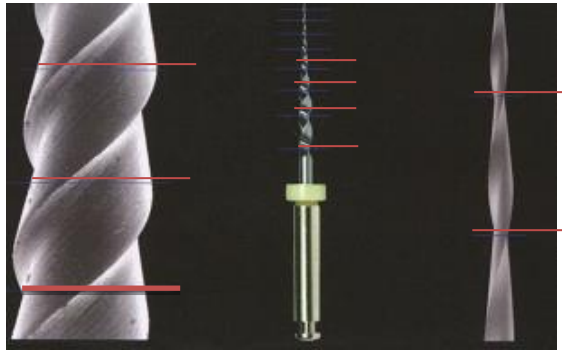


Figura 18.3.2

3.2 Causa de fractura de los instrumentos.

El accidente más frecuente en los instrumentos es su fractura.

3.2.1 Causas clínicas.

3.2.1.1 Apertura coronaria.

Cuando el acceso no ha sido realizado de manera correcta y aún existen interferencias cervicales, estas no permiten que las limas empleadas en la preparación del conducto, tengan un acceso en línea recta y queden sometidos a un estrés, logrando que estos disminuyan su esfuerzo de corte y la posibilidad de atornillamiento.¹¹

3.2.1.2 Ausencia de patencia previa.

Es necesario realizar un sondaje con limas tipo K antes de accionar cualquier instrumento rotatorio. Esto ayudara a disminuir la diferencia entre el diámetro de la punta del instrumento y del conducto.¹¹

3.2.2 Causas metalúrgicas.

Se producen cuando el instrumento gira en el interior del conducto y sufre estrés, por torsión o flexión.¹¹

3.2.2.1 Fatiga torsional.

La fatiga torsional depende de varios factores: el área de contacto entre el filo del instrumento y las paredes del conducto, la presión ejercida por el operador, el diámetro de sección del instrumento, así como la amplitud del lumen del conducto en el que se está trabajando, la conicidad, el diámetro de la punta del instrumento, el área del instrumento donde recae la tensión por torsión, la fuerza intrínseca del instrumento, el diseño de las cucharillas y, por último, la tensión aplicada al instrumento.⁵

La fractura por torsión se presenta cuando una parte del instrumento rotatorio, que generalmente es la punta, rota a una velocidad diferente o permanece bloqueada con respecto a la otra que continua rotando, es decir, una parte del instrumento se encuentra atorada en el conducto y la otra gira, superando el límite de elasticidad de la aleación y como consecuencia hay una deformación o rotura del instrumento.^{1,5,12}

Los instrumentos que sufren mayor fractura generada por torsión, son los que tienen menor diámetro en la punta y comúnmente presentan signos de deformación de las espiras.⁵ (Figura 19).¹¹

Las fractura de instrumentos siguen siendo importantes a pesar de los avances en el diseño de las limas y la metalurgia.¹²



Figura 19.

3.2.2.2 Fatiga cíclica.

La tensión por flexión depende básicamente de la anatomía original del conducto, el radio de la curvatura del conducto, la velocidad de rotación, la flexibilidad del instrumento, la presencia de interferencias intrarradiculares y cambios bruscos en la trayectoria, como el producido en el caso de fusión de conductos radiculares. Esta es cuando el instrumento gira en un canal curvo por repetidos esfuerzos de compresión y tensión. Esto determina un proceso de fatiga cíclica, ya que ocurren alteraciones en la estructura atómica de la aleación metálica, que modifica la fase austenítica, la cual tiene mayor resistencia a la fractura, hacia la fase martensítica que es menos resistente.^{1,5,12}

La fractura por fatiga cíclica es debido a que el instrumento es sometido a periodos prolongados de estrés repetido o ciclos de estiramiento. Los instrumentos que presentan diámetros mayores son más susceptibles a la separación por fatiga cíclica.⁵ (Figura 20).¹¹



Figura 20.

4. Níquel-Titanio.

4.1 Antecedentes.

La aleación con memoria de forma más común es una aleación de níquel y titanio llamada Nitinol. William Beuhler descubrió la aleación de níquel-titanio (NiTi, 55% de níquel y 45% de titanio) en 1961. La denominó Nitinol

(Ni por níquel, ti por titanio y nol por Naval Ordnance Laboratory). La misma aleación había sido fabricada en Shanghái, China, desde 1979 como "Nitialloy", que contiene 56% de níquel y 44% de titanio.^{2,7}

4.2 Actualidad.

En la actualidad existen principalmente dos tipos diferentes de aleaciones utilizados en los instrumentos endodóncicos: acero inoxidable y níquel-titanio. Los instrumentos diseñados para la instrumentación rotaria suelen estar hechos de níquel-titanio. Esta aleación ofrece propiedades especiales, en concreto una mejor flexibilidad y resistencia a la corrosión.³

Las aleaciones con memoria de forma (SMA por sus siglas en inglés, shape memory alloys) son nuevos materiales que tienen la capacidad de volver a una forma predeterminada cuando se calienta y la capacidad de "recordar" una forma determinada, incluso después de severas deformaciones. Cuando se encuentran en frío, o por debajo de su temperatura de transformación, tiene un límite elástico muy bajo y se puede deformar con bastante facilidad en cualquier forma nueva que se mantendrá. Sin embargo, cuando el material se calienta por encima de su temperatura de transformación experimenta un cambio en la estructura de cristal que hace que vuelva a su forma original. Si la aleación se encuentra con cualquier resistencia durante esta transformación, puede generar fuerzas muy grandes.^{13,14}

Esta aleación en particular, tiene muy buenas propiedades eléctricas y mecánicas, resistencia a la fatiga en general y particularmente en el área de endodoncia resistencia a la fatiga cíclica y torsional, y una importante resistencia a la corrosión. De igual manera, es una de las aleaciones con memoria de forma de mayor utilización hoy en día, junto a las de base cobre. William Buehler y Frederick Wang, observaron en estos un comportamiento de memoria de forma superior a las conocidas.^{13,15}

Las aleaciones NiTi se basan en compuestos intermetálicos próximos a la composición equiatómica. La microestructura de las aleaciones NiTi equiatómicas se caracteriza entonces por una matriz de NiTi con precipitados dentro de ella . La aleación equiatómica NiTi es una aleación que posee propiedades de memoria de forma y superelasticidad, debido a la transformación martensítica termoelástica entre una fase austenítica y una fase martensítica.¹³

El interés para los materiales con memoria de forma ha ido incrementando en los últimos años debido a que es un material que tiene la capacidad de recuperar una forma determinada después de haber sufrido una gran deformación y por la buena biocompatibilidad que tienen.

En la actualidad, las aleaciones de NiTi se emplean con éxito en aplicaciones tan variadas como hilos de ortodoncia, endodoncia, grapas de osteosíntesis o stents cardiovasculares, así como en diversas áreas de la industria como la robótica.¹⁴

El NiTi presenta todas las propiedades típicas en las Aleaciones con memoria de forma o SMA (por sus siglas en inglés):

- Transformación martensítica termoelástica.
- Memoria de forma simple.
- Memoria de forma doble.
- Superelasticidad.
- Pseudoelasticidad.
- Capacidad de amortiguamiento.

4.3 Propiedades mecánicas.

La austenita es la fase más dura y resistente, mientras que la fase martensítica es fácilmente deformable y más blanda. Una de las ventajas del uso de NiTi en aplicaciones dentales es su bajo módulo elástico, parecido al módulo elástico del hueso, lo que disminuye el problema de apantallamiento de tensiones.¹⁵

Como todas las aleaciones con memoria de forma, las de NiTi presentan una estructura molecular cúbica estable y más resistente llamada austenita, que bajo tensión se transforma en una nueva disposición espacial molecular hexaédrica más inestable, pero también más flexible, denominada martensita. Con la liberación del esfuerzo la aleación recupera su forma estable auténtica. Este cambio, producto de la fricción o de la deformación del instrumento se produce de forma gradual, por lo que ambas fases coexisten entremezcladas en la estructura.¹³

La fase intermedia, denominada fase R o romboidal es la fase de transición entre las dos anteriores con una configuración y una orientación de los cristales diferentes, en el ámbito de esta fase existen diversas formas intermedias a las cuales en el producto terminado y/o en las fases de producción hoy en día se les atribuye la posibilidad de mejorar las propiedades de la aleación para el uso clínico endodóncico.

El nitinol posee la capacidad de detectar un cambio en la temperatura ambiente y es capaz de convertir su forma a una estructura pre-programada. Mientras es suave y fácilmente deformable en su forma de más baja temperatura (martensita), recupera su forma y rigidez original cuando se calienta hasta su forma de más alta temperatura (austenita). Esto se conoce como efecto de memoria de forma de un solo sentido. La capacidad de las aleaciones con memoria de forma de recuperar una forma preestablecida al calentarse por encima de las temperaturas de transformación y para volver a una cierta forma alternativa al enfriarse se conoce como el efecto de memoria de dos vías de forma.^{13,15}

En el caso de las aleaciones metálicas, el efecto de memoria de forma se basa en la transición que se produce entre dos fases sólidas, una de baja temperatura o martensítica y otra de alta temperatura o austenítica. Las aleaciones con memoria de forma, como el nitinol, se someten a una transformación de fase en su estructura cristalina al enfriarse desde una fase más fuerte, la forma de alta temperatura (austenita) a una fase más débil, la forma de baja temperatura (martensita), como se simula en la

figura 21. Esta transformación de fase natural es la base de las propiedades únicas de estas aleaciones en particular, la memoria de forma y superelasticidad.¹⁴

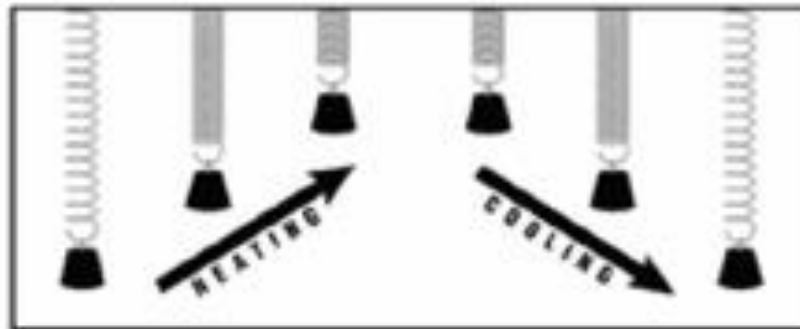


Figura 21 Efecto de memoria de forma por temperatura.

El material se deforma en la fase martensítica y recupera, de forma reversible, sus dimensiones originales mediante el calentamiento por encima de una temperatura crítica de transición; en resumen es un cambio de sólido a sólido en el que se produce una modificación de forma.^{13,14}

Estas aleaciones únicas también muestran un comportamiento superelástico, cuando son deformadas a una temperatura que es ligeramente superior a las temperaturas de transformación. Este efecto es causado por la formación de martensita inducida por el estrés por encima de su temperatura normal de formación. Debido a que se ha formado por encima de su temperatura normal, la martensita vuelve inmediatamente a austenita deformada en cuanto desaparece el estrés. Este proceso proporciona una gran elasticidad, elasticidad "como de hule" en estas aleaciones (como se muestra en la figura 22).^{13,15}

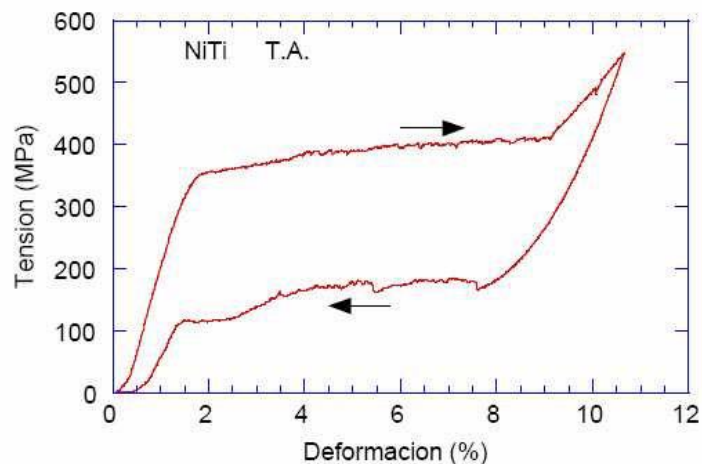


Figura 22 Curva clásica de efecto de superelasticidad en aleaciones de NiTi.

4.4 Instrumentos de níquel-titanio.

La introducción de los sistemas rotatorios de níquel-titanio (NiTi) ha revolucionado la instrumentación del tratamiento de los conductos radiculares al reducir los índices de fatiga (cíclica y torsional) y el tiempo necesarios para completar el procedimiento. Hay menos errores de procedimiento, como la deformación y transportación del sistema de conductos radiculares, que se asocian principalmente con una menor utilización de limas de acero inoxidable flexible que se usan con instrumentos manuales generalmente. A pesar de la mayor flexibilidad, la separación de las limas de NiTi todavía puede ocurrir. En la actualidad sabemos que el pronóstico de un procedimiento endodóncico depende de la correcta limpieza, conformación y desinfección del sistema de conductos.²

Andreasen y Hilleman la utilizaron en ortodoncia en 1971, y no fue hasta finales de los años ochenta del siglo pasando cuando el níquel-titanio se usó en la fabricación de limas, muy flexibles y con alta resistencia a la fractura por torsión, para uso en endodoncia.²

En el año de 1988, Walia, Gerstein y Bryant realizaron la primera serie de estudios y ensayos comparativos que comenzaban a demostrar las

ventajas de las limas para endodoncia fabricadas a partir de un alambre de Nitinol originalmente para ortodoncia, evidenciando una flexibilidad tres veces mayor. .

En mayo de 1992, Serene introdujo estas limas nuevas para los estudiantes de la Escuela de Medicina Dental de la Universidad de Medicina de Carolina del Sur. Más tarde estas limas se tornaron disponibles para la profesión en general.⁷

Para el año 1991 se introdujeron las primeras limas comerciales de níquel titanio manuales y rotatorias ,sus principales propiedades eran la gran resistencia a la corrosión y una buena biocompatibilidad, así como la propiedad de super elasticidad y el efecto de memoria de forma. En endodoncia como en otras áreas en que se utilizó el níquel titanio la aleación más utilizada fue la llamada equiatómica, que corresponde a un porcentaje aproximado al 50% (+-1) de cada metal y el agregado de mínimos porcentajes de otros elementos como el aluminio y otros.¹³

Las mismas propiedades del níquel titanio permitieron diseñar instrumentos con nuevas formas y diseños, combinaciones de partes activas, ángulos de corte, conicidades y secciones transversales entre otras, mientras que al mismo tiempo se pudo introducir la mecanización de los instrumentos mediante dispositivos electrónicos que eficientizan y aseguraban la preparación del sistema de conductos radiculares. Como resultado de la superelasticidad, los instrumentos poseen una menor capacidad de corte, ya que la fuerza que opone la dentina para ser desgastada por la acción de limado es mayor que la que pueden ejercer los instrumentos de NiTi por su alta flexibilidad.¹⁴

Por su particular estructura cristalina, una lima de níquel titanio tiene memoria de forma, es decir, que es capaz de recuperar su forma original después de haber sido deformada. Este factor es relevante en el empleo clínico, dada la imposibilidad del instrumento para precurvarse para abordar las anatomías que así lo requieren.¹⁴

4.5 Fabricación de instrumentos de níquel-titanio.

Las limas endodóncicas son los instrumentos por medio de los cuales el clínico puede plasmar sus habilidades y sensibilidad en las paredes del conducto mediante la conformación del mismo.

Existen dos principales procesos de producción, que son por torsión y por desgaste o tallado.¹²

4.5.1 Desgaste.

El alambre de sección circular es introducido en dos tornos que generan desgaste del alambre, dando origen a la configuración seccional deseada. Es importante destacar que las limas fabricadas por desgaste tienden a ser menos resistentes que las limas fabricadas por torsión, pues el desgaste genera pérdida de masa, lo que en consecuencia disminuye la resistencia. Las limas de acero inoxidable aceptan bien los dos procesos de fabricación, sin embargo, las limas de NiTi deben fabricarse a través del proceso de desgaste o fresado, esto se debe a sus características de súper elasticidad y memoria de forma del instrumento que no permiten la deformación permanente del metal (Figura 23).⁶

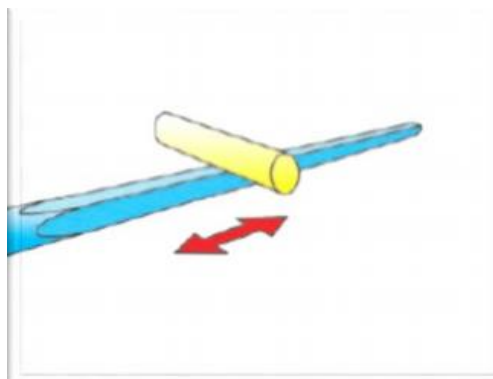


Figura 23.

4.5.2 Torsión

Ocurre cuando el alambre de sección circular, por lo general de acero inoxidable, sufre un desgaste en sus laterales dando como resultado superficies planas que darán origen a la futura sección de la lima. Por lo general estas secciones pueden ser cuadrangulares, triangulares o romboidales. Después de haber logrado la sección, el alambre es sujetado en sus extremos y torcido para obtener las espiras de la parte activa (Figura 24).⁶

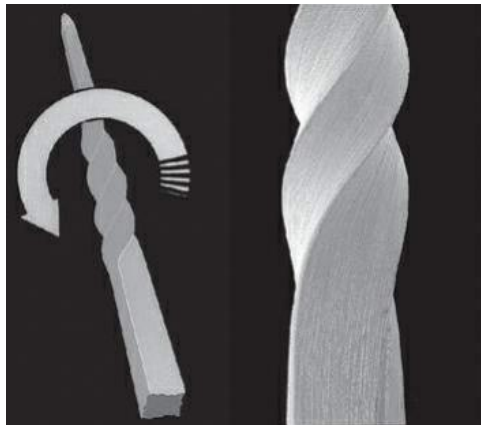


Figura 24

Se han utilizado varias estrategias para mejorar la resistencia a la fatiga de los instrumentos de NiTi para endodoncia. Estas estrategias incluyen electropulido, implantación de iones, recubrimientos superficiales y tratamiento térmico.

Recientemente, el tratamiento térmico se ha utilizado para optimizar las propiedades mecánicas de esta aleación. Un estudio mostró que estos instrumentos tienen una resistencia superior a la fatiga que los instrumentos rotatorios convencionales. Sin embargo, se desconoce el mecanismo fundamental para este rendimiento mejorado.⁸

5. Instrumentación mecanizada.

La preparación automatizada del sistema de conductos radiculares se conoce desde finales del siglo XIX, cuando Rollins utilizó un contra-ángulo de baja velocidad que rotaba tan sólo a 100 revoluciones por minuto.²

Desde el siglo XX los clínicos han tenido interés por preparar los conductos radiculares mediante piezas de mano accionadas de modo mecánico, bien para preparar la totalidad de los conductos o sus porciones más coronales.⁴

En 1964 se presentó la pieza de mano Giromatic, precursora de la instrumentación rotatoria actual . Efectuaba un movimiento alternativo de rotación horaria de 45° y antihoraria de la misma magnitud. Poco a poco, la sumatoria de dificultades con que muchos tropezaron fue llevando a los endodoncistas y a las empresas a tratar de encontrar sistemas adecuados a las necesidades de la endodoncia: eficientes, seguros y rápidos.^{1,4}

Entre los adelantos más significativos que posibilitaron el surgimiento de la actual endodoncia mecanizada, es posible mencionar:

1. La fabricación de instrumentos a partir de vástagos con secciones diferenciadas que mejoran su capacidad de corte y resistencia a la fractura;
2. El diseño de instrumentos con puntas más redondeadas y ángulos de transición más suaves que disminuyen los riesgos de transportación;
3. La confección de instrumentos con una aleación de níquel titanio en sustitución de acero inoxidable, lo que les da mayor flexibilidad;
4. La producción de instrumentos con mayor conicidad para mejorar y acelerar la conformación final del conducto radicular; y

La disponibilidad de motores con velocidad y torque controlados o programados, según el sistema por utilizarse.¹

El uso de instrumentos con la capacidad de extirpar dentina contaminada, y al mismo tiempo conferir al conducto radicular la forma adecuada para

su posterior obturación, evolucionó, invariablemente, logrando mayor rapidez, previsibilidad y resultados de esta fase del tratamiento.⁵

5.1 Movimientos de rotación.

5.1.1 Rotación horaria continua.

La aplicación de aleaciones de níquel-titanio, el uso de instrumentos de conicidad variable pero un mismo calibre en D0, el diseño de nuevos o modificados perfiles de la selección y la presencia de un extremo apical inactivo, con un ángulo de transición suave entre la punta del instrumento y el inicio de los bordes cortantes, permitieron desarrollar el concepto de rotación horaria continua, llamada así por emplearse piezas de mano con un movimiento en rotación horaria.

Se utilizan de forma preferente piezas de mano a baja velocidad, entre 250 y 300 rpm, según el instrumento, aunque actualmente hay instrumentos con los que se puede trabajar a 400-500 rpm. Cuando el instrumento experimenta una fuerza de torsión superior a la programada, el motor cambia el sentido de giro para disminuir el riesgo de fractura del instrumento.⁴

5.1.2 Rotación reciproca asimétrica.

En 2008, Yared propuso preparar todo el conducto radicular con un solo instrumento (ProTaper F2), pero mediante un motor que efectuaba un giro reciproco asimétrico, con un ángulo de giro superior en movimiento horario y uno menor en antihorario. De Deus y colaboradores demostraron una mayor resistencia a la fatiga cíclica con este instrumento en rotación reciproca asimétrica que en horaria continua, sin mayor extrusión de residuos a través del foramen apical.^{2,4}

Actualmente estos sistemas preparan el conducto con una sola lima. Los fabricantes de este tipo de instrumentos aseguran que reduce el estrés torsional que se acumula durante la conformación del conducto, esto lo

hace permanecer dentro del límite plástico permitido de las limas. El movimiento recíproco asimétrico, porque el motor que se utiliza tiene un movimiento horario mayor que el siguiente movimiento antihorario en el que se produce el corte de dentina del conducto radicular.^{2,4}

Algunos autores mencionan que hay un aumento significativo en la resistencia a la fatiga cíclica y a la fractura de los instrumentos en comparación con la rotación continua. El motor tiene que girar entre 150° a 170° en sentido antihorario y entre 30 a 50° de rotación en sentido horario. La velocidad es generalmente de 300 a 350 rpm (Figura 25).²



Figura 25

6. WaveOne Gold.

En marzo del 2015 en la feria dental IDS (International Dental Show) en Colonia, Alemania, WaveOne Gold es presentado a la comunidad odontológica mundial con un éxito sorprendente. El sistema Wave One está hecho en M-Wire, pero el nuevo WaveOne Gold tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada justamente “Gold” (Figura 26).²⁵



Figura 26

WaveOne Gold es una técnica de lima única debido al desgaste resultante ya que su conicidad es variable.²⁶

Este sistema incluye cuatro instrumentos: Small, Primary, Medium y Large con anillos de identificación de colores en el mango de acuerdo a su calibre, amarillo, rojo, verde y blanco y se utiliza con rotación reciproca. Las limas están disponibles en tres longitudes, 21, 25 y 31 mm. Tiene un mango de 11 mm para tener mejor acceso a los dientes posteriores.²⁶

6.1 Características.

La aleación “Gold” aumenta la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica y torsional, pero no deja de ser lo suficientemente rígida para optimizar la eficiencia del corte. Además proporciona, una mayor seguridad de uso con una sensación táctil mejorada, así como una increíble capacidad de gestión de curvaturas complejas.²⁵

Los instrumentos presentan una conicidad variable. La lima Small (amarilla) tiene un calibre en la punta de 0.20 y una conicidad en D1 a D3 del 7%. La lima Primary (roja) tiene un calibre en la punta de 0.25 y una conicidad en D1 a D3 del 7%. La lima Medium (verde) tiene un calibre en la punta de 0.35 y una conicidad en D1 a D3 del 6%. La lima Large (blanca) tiene un calibre en la punta de 0.45 y una conicidad de D1 a D3 del 5%. En la figura 27 se muestran los calibres y conicidades de cada uno de los instrumentos. ²⁶

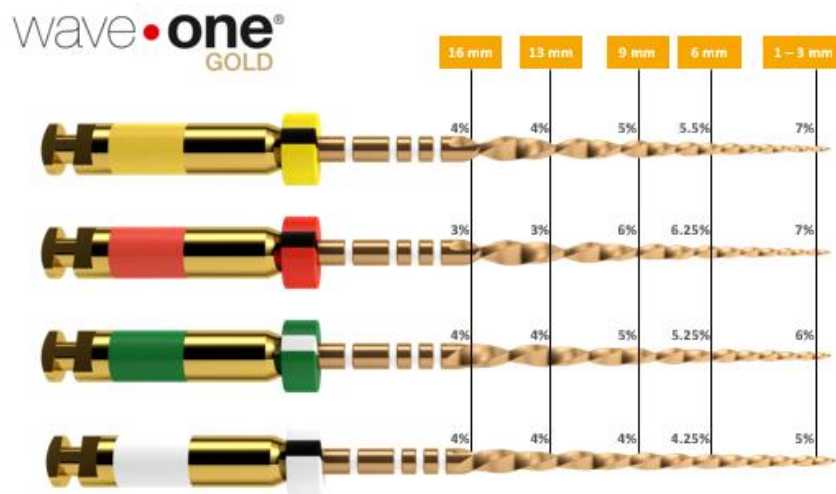


Figura 27

La punta de los instrumentos es semi activa. Esta característica permite que durante el movimiento recíproco, el instrumento avance con poca presión apical reduciendo la fatiga torsional. Otra característica de diseño única, es la sección transversal, de forma rectangular para reducir la masa del instrumento y proporcionar espacio para liberar detritus del conducto radicular. Esta forma rectangular deja una o dos aristas de corte quedando dos o tres para minimizar el estrés torsional del instrumento, reduciendo el efecto tornillo (Figura 28 y 29).^{26,25}

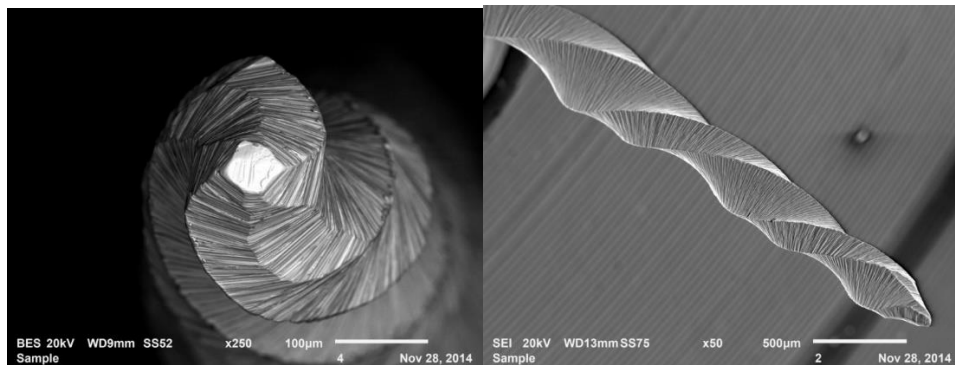


Figura 28

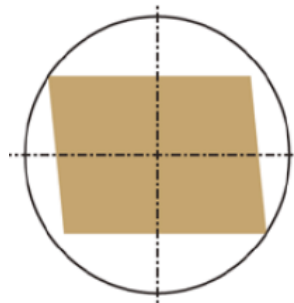


Figura 29

8.2 Secuencia de uso según el fabricante.

- 1) Establecer un acceso coronal y radicular en línea recta.
- 2) Aplicar gel quelante y utilizar una lima manual del calibre 10 para verificar la vía de deslizamiento hasta la longitud apropiada. En conductos más restringidos, utilizar una lima manual del calibre 10 en cualquier región del conducto para crear la vía de deslizamiento.

3) Expandir dicha vía hasta al menos 0,15 mm utilizando una lima manual o mecánica específica, como PathFile, ProGlider o la lima específica WaveOne® Gold Glider.

4) Iniciar SIEMPRE el proceso de conformación con la lima PRIMARY (025/07 roja) aplicando hipoclorito de sodio (NaClO).

5) Aplicar una leve presión hacia dentro y hacer avanzar la lima PRIMARY pasivamente por cualquier zona del conducto donde se haya verificado una vía de deslizamiento. Tras haber conformado 2-3 mm del conducto, retirar y limpiar la lima PRIMARY, irrigar, recapitular con una lima manual del calibre 10 y volver a irrigar.

6) Continuar con la lima PRIMARY y hacer 2 o 3 pasadas para llevar a cabo un ensanchamiento previo de los dos tercios coronales del conducto.

7) Efectuar un movimiento de cepillado hacia el exterior para eliminar interferencias coronales o para mejorar los resultados de conformación en conductos que presenten secciones transversales irregulares.

8) En conductos más restringidos, utilizar una lima manual del calibre 10 y aplicar gel quelante para continuar hasta el término del conducto. Utilizar esta lima con suavidad hasta que quede completamente suelta en toda su longitud.

9) Establecer la longitud de trabajo, confirmar la permeabilidad apical y verificar la vía de deslizamiento.

10) Expandir dicha vía hasta al menos 0,15 mm utilizando una lima de vía de deslizamiento manual o mecánica.

11) Hacer avanzar la lima PRIMARY hasta la longitud de trabajo completa en una o más pasadas. Al alcanzar dicha longitud, retirar la lima para evitar agrandar el foramen en exceso. Inspeccionar las espiras apicales;

si están llenas de restos de dentina, significa que la conformación está acabada*.

12) Si la lima PRIMARY no avanza, utilizar la lima SMALL (020/07 amarilla) en una o más pasadas hasta la longitud de trabajo y, a continuación, utilizar la lima PRIMARY hasta la longitud de trabajo para optimizar la forma.

13) Una vez confirmada la forma, continúe con los protocolos de desinfección 3-D.

* Si la lima PRIMARY está suelta a la longitud dada y no hay restos de dentina en las espiras apicales continuar la conformación con la lima MEDIUM (035/06 verde) o LARGE (045/05 blanca) hasta que se llenen las espiras apicales.²⁷

7. ProTaper Gold.

El instrumento ProTaper Gold (PTG) tiene la misma geometría (forma y dimensiones) que el ProTaper Universal (PTU). Sin embargo, estos instrumentos se fabrican con alambres metálicos de aleación de Ni-Ti con memoria controlada. Esta aleación en comparación con la aleación convencional de Ni-Ti, proporciona una mayor flexibilidad (50% mayor) y una mayor resistencia a la flexión rotacional (fatiga). Debido a la mayor flexibilidad, estos instrumentos mantienen la forma original de los canales curvos. La barra de accionamiento es más corta que la ProTaper Universal (11 mm), lo que favorece el acceso clínico a los conductos radiculares.^{6,16} (Figura 30).¹⁶



Figura 30

6.1 Características.

Fueron desarrollados con metalurgia avanzada patentada y tienen un diseño progresivamente cónico que el fabricante afirma que mejora la eficiencia y la seguridad del corte. Tienen las mismas geometrías que PTU con una sección transversal triangular convexa y conicidad progresiva. Los instrumentos PTG se han desarrollado con metalurgia avanzada mediante tecnología de tratamiento térmico. Tienen un comportamiento de transformación específico de 2 etapas y altas temperaturas, mientras que los instrumentos de PTU tienen una transformación de 1 etapa.¹²

Proporcionan más del doble de resistencia cíclica que PTU y esto es una de sus ventajas más importantes, ya que la fatiga cíclica es una de las principales causa de fractura de las limas.

El diseño de la punta no cortante permite que cada instrumento sea seguro durante el trayecto del conducto y no crear escalones. La pequeña área plana de la punta mejora la capacidad de encontrar su camino a través del tejido blando y residuos de dentina. La velocidad a la que el motor se recomienda utilizar es entre 250 y 350 rpm.¹⁶

Las limas SX, S1 y S2 (shaping) son limas de conformación coronal y medio. La lima SX prepara el tercio coronario y es la única que se comercializa en una presentación 19 mm de longitud. El calibre en la punta es de 0.19 y la conicidad de D1 es de 0.04. La limas S1 tiene un

calibre en la punta de 0.18 y en D1 tiene una conicidad de 0.02. La lima S2 tiene un calibre en la punta de 0.20 y una conicidad en D1 de 0.04. El torque que debe utilizarse con las limas SX y S1 es de 5.1 Ncm y S2 a 1.5 Ncm De estas limas hay presentaciones de 21, 25 y 31 mm. (Figura 31).^{12,16}



Figura 31.

Las limas F1, F2, F3, F4 y F5 (finishing) son limas de conformación apical y su punta es no activa. La lima F1 tiene un calibre en la punta de 0.20 y en D1 tiene una conicidad de .07. La lima F2 tiene un calibre en la punta de 0.25 y en D1 una conicidad de .08. La lima F3 tiene un calibre en la punta de 0.30 y en D1 una conicidad de .09. La lima F4 tiene un calibre en la punta de 0.40 y en D1 una conicidad de .06. La lima F5 tiene un calibre en la punta de 0.50 y en D1 una conicidad de .05. EL torque que debe utilizarse en la lima F1 es de 1.5 Ncm y F2, F3, F4 y F5 es de 3.1 Ncm De estas limas hay presentaciones de 21, 25 y 31mm. (Figura 32).^{12,16}



Figura 32.

6.2 Secuencia de uso según el fabricante.

La técnica corono-apical es la técnica de preferencia para los instrumentos rotatorio:

- Crear un acceso en línea recta al orificio de entrada del conducto.
- En presencia de un gel quelante realice una exploración de los 2/3 coronales con limas manuales del 10 y del 15. Trabaje gradualmente con estos instrumentos hasta confirmar una vía de deslizamiento reproducible. De forma alternativa, puede utilizar limas mecanizadas para vías de deslizamiento (como ProGlider® o PathFiles®) después de usar una lima manual del 10.
- En presencia de NaOCl, haga “flotar” la S1 en el conducto y “siga” pasivamente la vía de deslizamiento. Antes de que encuentre una ligera resistencia, “cepille” lateralmente cortando la dentina con el movimiento de retirada para mejorar el acceso en línea recta y la progresión apical.
- Continúe la conformación con la S1 de la forma descrita hasta alcanzar la profundidad de la limas manual 15.
- Utilice la lima S2, exactamente igual que la S1, hasta alcanzar la profundidad de la lima manual del 15.

- En presencia de un gel quelante o NaOCl, explore el 1/3 apical con limas manuales del 10 y del 15 y trabaje gradualmente con ellas hasta que queden sueltas en toda su longitud.
- Determine la longitud de trabajo, confirme la permeabilidad y verifique la presencia de una vía de deslizamiento suave y reproducible en el 1/3 apical.
- Utilice la S1 con acción de cepillado hasta alcanzar la longitud de trabajo.
- Utilice la S2 con acción de cepillado hasta alcanzar la longitud de trabajo.
- Reconfirme la longitud de trabajo, irrigue, recapitule y vuelva a irrigar, especialmente en los conductos más curvos.
- Utilice la lima de acabado F1 sin acción de cepillado, profundizando cada vez más con cada inserción hasta alcanzar la longitud de trabajo. No deje la lima en la longitud de trabajo durante más de un segundo.
- calibre el foramen con una lima manual del 20. Si el instrumento queda ajustado en la longitud, el conducto está conformado y listo para la obturación.
- Si la lima manual del 20 está floja en la longitud, proceda con la lima F2 y, si es necesario, con las F3, F4 y F5, con el mismo movimiento sin cepillado hasta la longitud de trabajo, calibrando después de cada lima de acabado con limas manuales del 25, 30, 40 o 50 respectivamente.
- Si es necesario, utilice la lima SX con movimiento de cepillado para alejar la parte coronal del conducto de las concavidades del área de la furca y/o para crear mayor ensanchamiento coronal. La SX también se puede utilizar para conformar los conductos de forma óptima en raíces más cortas.

- La secuencia ProTaper Gold® es la misma independientemente de la longitud, diámetro o curvatura del conducto.¹⁷

8. HyFlex CM.

El Sistema HyFlex fue lanzado comercialmente en el 2011 y es fabricada de níquel-titanio con memoria controlada, es decir, un instrumento de sección triangular simétrica que posee un tratamiento termomecánico que mejora la flexibilidad y remueve la característica de memoria de la forma del níquel-titanio convencional, además del uso del níquel en menor proporción, alrededor de un 52%. De esta manera, es posible curvar la lima sin que retorne a la posición original (Figura 33).⁵

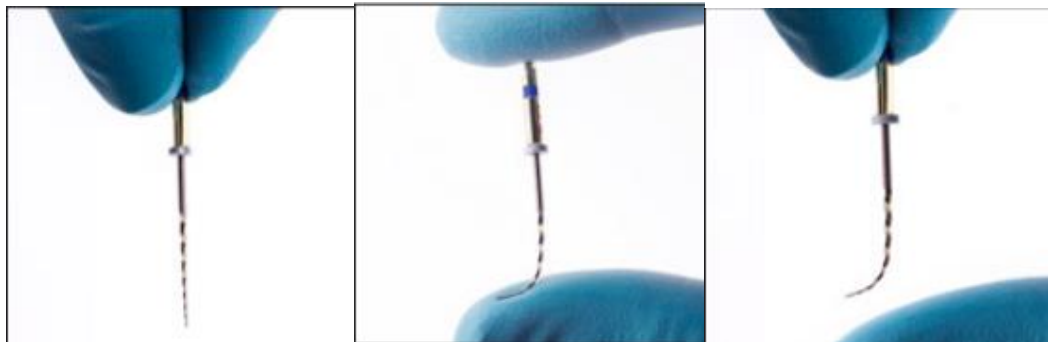


Figura 33.¹⁸

7.1 Características.

Las limas HyFlex CM son elaboradas con un tratamiento termomecánico denominado CM Wire, que le ha brindado a los instrumentos alta flexibilidad, resistencia a la fatiga cíclica y mejor adaptación a la anatomía del sistema de conductos radiculares. Este sistema presenta una resistencia excesiva con el estiramiento de sus espirales, esto ayuda a que los instrumentos no se traben en las paredes y esto aumenta su resistencia a la fractura.^{19,20}

Los procesos de metalurgia se ven influenciados por el cambio de temperatura y los intervalos de tiempo utilizados durante la fabricación de la aleación. Sudani explico un fenómeno que el instrumento presenta en

la fase estable de la martensita que posee memoria de forma, el cual puede deformarse fácilmente, pero tiene la capacidad de recuperar su forma a través del calentamiento por encima de la temperatura de transformación. Esta explicación está basada en que el calentamiento transforma el metal temporalmente a la fase austenítica, lo que hace posible que el instrumento retorne a su forma original antes de enfriarse nuevamente.^{20,21}

Si la lima no recupera su forma tras el tratamiento con calor, se deforma plásticamente, aumentando así el riesgo de fractura del instrumento. La figura 34 muestra esta característica.¹⁸



Figura 34.

Los instrumentos presentan una conicidad constante. Los que se identifican con el tope de color azul su conicidad es de 0.4, el que tiene el tope rosa, su conicidad es de 0.6 y el abridor es el único que presenta una conicidad de 0.8 que se identifica con el tope de color naranja. El calibre de los instrumentos está presentado en el vástago de las limas mediante anillos de colores, amarillo calibre 20, rojo calibre 25, azul calibre 30 y negro calibre 40.²⁰ La figura 35 esquematiza las características de la lima.¹⁸



Figura 35.

Las limas presentan dos formas en la sección transversal, cuadrangular que es simétrica a lo largo de la lima en los calibres pequeños y de forma triangular en los calibres mayores, lo que les brinda mayor resistencia y flexibilidad. (Figura 36).²²

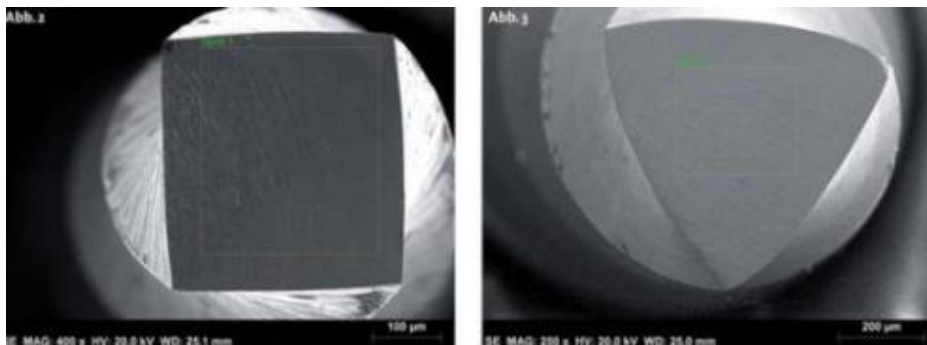


Figura 36

7.2 Secuencia de uso según el fabricante.

Realice el acceso coronal en línea recta, cree una trayectoria de acceso apical con una lima manual de calibre numero 20 como máximo.

PASO 1 - Empiece con la lima 08/25. Utilícela para abrir orificios. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Cuando encuentre resistencia, vaya al paso 2. Compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20, irrigue y lubrique. Paso opcional: Si alcanza la longitud de trabajo en conductos grandes, puede pasar directamente al paso 4.

PASO 2 - Utilice la lima de 04/20 para agrandar en apical hasta la longitud de trabajo. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Si encuentra resistencia, compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20. Irrigue y lubrique.

PASO 3 - Inserte la lima de 04/25 para agrandar en apical hasta la longitud de trabajo. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Si encuentra resistencia, repita el paso anterior. Compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20. Irrigue y lubrique.

PASO 4 - Conforme la parte central del conducto radicular con una lima de 06/20. Esta lima también se puede llevar hasta la longitud de trabajo. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Si encuentra resistencia, repita el paso anterior. Compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20. Irrigue y lubrique.

PASO 5 - Lleve la lima de 04/30 hasta la longitud de trabajo para agrandar la parte apical del conducto. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Si encuentra resistencia, repita el paso anterior. Compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20. Irrigue y lubrique.

PASO 6 - Acabe el tratamiento con una lima de 04/40 hasta la longitud de trabajo. Muévela lentamente hacia delante sin ejercer presión dando pequeños toques. Si encuentra resistencia, repita el paso anterior. Compruebe la permeabilidad con una lima de mano de 02/20. Irrigue y lubrique.²⁴ Los pasos anteriores se esquematizan en la Figura 37.²³

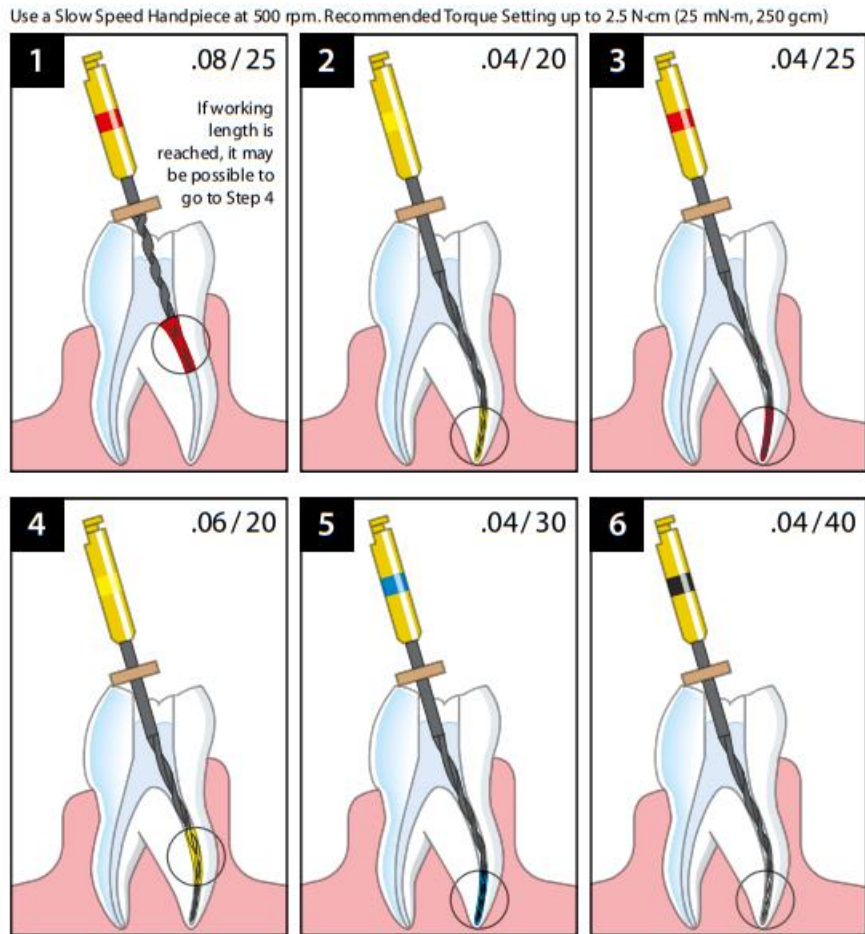


Figura 37.

9. Discusión.

Un estudio reciente examinó la capacidad de los instrumentos mecanizados para mantenerse centrados durante la preparación de los conductos, así como el grado de transportación generado por WaveOne Gold (WOG) después de utilizar varias técnicas de patencia apical y también se evaluaron los resultados sin utilizar ningún tipo de patencia apical. Estas investigaciones no encontraron diferencias estadísticamente significativas en la relación que existe entre mantener una preparación de conducto centrada o realizar transportación del conducto después de que se utilizó WOG después de no hacer ningún tipo de patencia apical o cualquiera de los diversos grupos de patencia apical. Llegaron a la conclusión que el instrumento WOG primary no se vio influenciado por la

utilización del algún tipo de lima o sistema de patencia apical por si sola y por el tipo de aleación, no genera deformaciones en el conducto. Un estudio similar que utilizó un sistema recíproco de lima única, Reciproc (VDW GmbH, Múnich, Alemania), también resultó sin diferencia estadísticamente significativa entre el trabajar sin permeabilidad y varios grupos de permeabilidad apical. Varios estudios han demostrado que los sistemas recíprocos causan menos transporte y logran mantener la anatomía original del conducto mejor que los sistemas de rotación continua.

Según estudios de Berutti y cols esto es particularmente evidente en el tercio apical donde las limas usadas en un movimiento recíproco exhibieron preparaciones más centradas que las logradas con los instrumentos de rotación continua. Los instrumentos WaveOne Gold mostraron significativamente menos transportación y deformación del conducto.

En un estudio de Saber y cols. atribuyeron los resultados favorables al movimiento alternativo o recíproco de WaveOne Gold en comparación con la rotación continua, que mostró resultados menos favorables.

Algunos autores consideran que las técnicas de permeabilidad apical manual y rotatoria son clínicamente seguras.

Burklein y Schafer revisaron varios estudios y concluyeron que la capacidad de mantener preparaciones centradas y los posibles efectos de transporte de los conductos de permeabilidad apical con limas tipo K no se exacerban significativamente. Sin embargo, en el estudio de Plotino y cols, la configuración de los resultados fueron influenciados por la técnica de permeabilidad apical utilizada. Los resultados muestran significativamente mayor transporte en todos los niveles cuando los sistemas de conformación mecanizados se utilizaron después de crear permeabilidad apical con limas tipo K. Los resultados encontrados fueron similares cuando las proporciones de centrado se evaluaron a nivel

coronal. Sin embargo, los resultados fueron favorables al utilizar el movimiento recíproco de WOG después de cualquier técnica de permeabilidad apical, ya sea manual o mecanizada ³²

Recientemente se han utilizado diferentes tratamientos termomecánicos para mejorar la resistencia a la fatiga y la superelasticidad de los instrumentos de NiTi. La propiedad superelástica es el resultado de la fase martensita inducida por estrés. Y tiene lugar en asociación con una fase reversible de transformación entre austenita y martensita; por lo tanto, las temperaturas de transformación tienen una influencia crítica en las propiedades mecánicas de los instrumentos. Algunos autores han demostrado que los instrumentos en fase austenítica son más propensos a fracturarse que los que están en fase martensítica.

Sin embargo, la mayoría de estas pruebas se han realizado a temperatura ambiente y hay bastante evidencia que un aumento en la temperatura podría afectar las propiedades de las aleaciones de NiTi. Cuando los instrumentos giran dentro del conducto radicular, no funcionan a temperatura ambiente sino más bien a la temperatura intraconducto, que es superior. Solo hay 2 estudios in vivo que evaluaron la temperatura dentro del conducto radicular y oscila entre 31 C y 35°C. Recientemente, un estudio informó que cuando Vortex Blue (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), TRUShape (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), Hyflex (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza) y los instrumentos PTU fueron probados a 37 C, hubo una disminución en la vida de fatiga de todos los instrumentos probados . Los resultados de PTU fueron similares a los del estudio de Plotino. Con respecto a Vortex Blue y TRUShape, hubo una enorme disminución de la resistencia a la fatiga entre 20 C y 37°C, mostrando que la temperatura afecta claramente a la aleación. Para explicar este resultado, se deben considerar las temperaturas de transformación de estos instrumentos. Vortex Blue y TRUShape tienen temperaturas de transformación entre fases austeníticas y martensíticas

alrededor de la temperatura corporal por esta razón, funcionan mejor a temperatura ambiente.

En el presente estudio, se han controlado algunos de los inconvenientes de las pruebas de laboratorio de fatiga cíclica; específicamente, las variables que pueden influir en el comportamiento de fatiga de diferentes instrumentos, como el diseño y dimensiones, se eliminaron probando los mismos instrumentos (PTU y PTG). Las únicas variables analizadas fueron la temperatura de prueba y los diferentes procesamientos termomecánicos de los instrumentos.

A pesar del diseño y modo de funcionamiento idénticos de PTU y Instrumentos PTG, los diferentes procesos de fabricación de los instrumentos afectan notablemente su rendimiento de resistencia a la fatiga, siendo PTG estadísticamente más resistente a la fatiga cíclica para ambos tamaños probados. Los instrumentos de PTU tienen una temperatura de transformación entre la temperatura ambiente y temperatura intraconducto; de hecho, en el presente estudio se comportaron estadísticamente mejor a temperatura ambiente que a temperatura intraconducto.

Sin embargo, el procesamiento del metal dorado (gold) de los instrumentos PTG tiene una temperatura de transformación claramente por encima de la temperatura corporal; en consecuencia, estos no se vieron afectados estadísticamente por el aumento de temperatura durante las pruebas de fatiga cíclica realizadas en el presente estudio.³³

Taha Özyürek y cols. realizaron un estudio en el que compararon la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas Reciproc, WaveOne Gold y HyFlex EDM, en el que HyFlex EDM demostró un alta resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los otros dos sistemas.³¹

Ahmed Hieawylos y cols. Consideran que los diferentes procesos de fabricación de los instrumentos afectan claramente sus patrones de

distribución de tensión-deformación y comportamientos de resistencia a la fatiga. La falla cíclica es más común que la falla por torsión para las limas ProTaper Gold.²⁸

Elnaghy y Elsaka realizaron un estudio que evaluó y comparó las propiedades mecánicas de un instrumento ProTaper Gold (PTG) recientemente introducido que ha sido desarrollado con metalurgia avanzada patentada con ProTaper Universal (PTU). Los resultados conducen a que PTG tenía una mayor resistencia a la fatiga cíclica y una mayor flexibilidad en comparación con PTU. El instrumento PTU tuvo una mayor resistencia a la tensión de torsión y microdureza en comparación con el instrumento PTG.¹²

Pedulla y cols. realizaron un estudio comparando las limas 2Shape (TS) y HyFlex CM (HCM) y estas fueron seleccionadas por su flexibilidad en función de los tratamientos térmicos de los fabricantes (es decir, alambre CM). Además, se eligieron las limas HCM y TS porque son sistemas disponibles en diferentes tamaños. Aunque no fue apropiado comparar directamente los sistemas HCM y TS debido a sus diferencias en diseño y sección transversal. HCM presentó una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor que TS. Estos resultados probablemente se deben a los diferentes procesos de diseño y fabricación. Se informó una mayor resistencia a la fatiga cíclica para las limas fabricadas con el proceso de alambre CM en comparación con las limas tradicionales de NiTi o los instrumentos fabricados con diferentes tratamientos térmicos.²⁹

Modesto y cols. realizaron un estudio para evaluar la influencia de la precarga torsional sobre la resistencia a la fatiga cíclica por flexión de instrumentos de NiTi tratados térmicamente. Entre los instrumentos tratados térmicamente, HyFlex CM (HF) presentó una resistencia a la fatiga cíclica por flexión estadística más alta, en comparación con Typhoon CM (TYP) y Vortex Blue (VB).³⁰

10. Conclusiones.

Por medio del presente trabajo se llegó a la conclusión que es de vital importancia entender que debemos conocer y dominar el comportamiento de la aleaciones de las que están hechos los instrumentos endodóncicos, ya que en este punto se centran la gran mayoría de las investigaciones actuales y no es igual un instrumento en fase austenítica que en fase martensítica.

Los instrumentos de níquel- titanio presentan mejores propiedades que los instrumentos de acero inoxidable, como flexibilidad, memoria y resistencia a la fatiga cíclica y torsional. Cuando a los instrumentos de níquel- titanio se les adicionan tratamientos térmicos resultan en una mejora significativa potencializando aún más sus propiedades, reduciendo la memoria, evitando que los instrumentos deformen la anatomía original de los conductos. De igual manera los instrumentos con tratamientos térmicos se deforman de manera evidente durante su uso, lo que permite que nos demos cuenta cuando debe desecharse.

En relación a la comparación de los tres sistemas, WaveOne Gold presenta mejores resultados debido al movimiento mecanizado en el que se utiliza (movimiento recíproco) que es diferente a la rotación continua en la que se utilizan los otros dos sistemas revisados, y esto no es tanto por la aleación, lo que evita el “atornillamiento” dentro del conducto reduciendo la fatiga cíclica y torsional.

Actualmente los sistemas de instrumentación tienden a reducir el número de instrumentos con el afán de disminuir las posibilidades de fractura y algunas otras complicaciones como dolor postoperatorio, en buena medida relacionado con la secreción de algunos neuropéptidos que son proinflamatorios y precursores del dolor. Por eso ProTaper Gold en mi parecer es un buen sistema de instrumentos, con una aleación con muchas propiedades pero que se contraponen con los principios actuales de mínima invasión.

Si bien es cierto que HyFlex CM es un instrumento más flexible en relación a WaveOne Gold y ProTaper Gold, la realidad también nos dice que es un instrumento que tiene menos resistencia a la torsión por presión.

Aun con las limitaciones de esta investigación se puede concluir que es necesario conocer varios sistemas para poder abordar de mejor forma las grandes variantes anatómicas que se nos pueden presentar y que en algunas ocasiones será necesario utilizarse en conjunto dos o más sistemas en beneficio del paciente.

Es necesario estar atentos y ser cautelosos con la bibliografía y literatura consultada ya que pueden ser tendenciosos a causa de un interés comercial.

Referencias bibliográficas.

1. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia Técnica y Fundamentos. 2ª Ed. Medica Panamericana; 2012.
2. García Aranda RL, Briseño Marroquín B. Endodoncia I. Fundamentos y Clínica. 1ª Ed. México: LIBRUNAM; 2016.
3. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen. Vías de la Pulpa 11 ed. Elsevier Health Science, 2016.
4. Canalda SC, Brau E. Endodoncia. Técnicas Clínicas y Bases Científicas. 3ª ed. España. Elsevier, 2014.
5. De Lima Machado ME. Endodoncia. De la Biología a la Técnica. 1ª ed. Colombia. Amolca, 2009.
6. Siquiera JF, Fungi in endodontic infections, Oral surg oral med oral radiol endod, JOE, 97: 632; 2014
7. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen. Vías de la Pulpa 9 ed. Elsevier Health Science, 2007.
8. Ya Shen, Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments, JOE, 2011; 37 (11): 1571.
9. Roane. Gif: <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/imagenes/limpieza/roane.gif>.
10. Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel- Titanio. Sao Paulo, Brasil. Artes Medicas, 2008.
11. Leonardo MR, Leonardo RT. Endodoncia: Conceptos biológicos y recursos tecnológicos. Artes Medicas, 2009

12. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical Properties of ProTaper Gold Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Int. Endod J.* 2016; 49 (11): 1073.
13. Osaka K, Wayman CM. Mecanismos de memoria de forma y superelasticidad en materiales con memoria de forma. Ed Osaka. Cambridge University Pres. Cambridge.
14. Jones ML. Comparación de NiTi superelastico y acero inoxidable multitrenzado. *The JCO*, 1990.
15. S, Domingo. S, Puértolas. F, Sánchez. Aplicación de la superelasticidad del NiTi a los Stents: consideraciones termomecánicas. VII Congreso Nacional de Propiedades Mecánicas de Sólidos. Gandía, 2002.
16. Sirona, Dentsply. ProTaper Gold®. <http://www.dentsplyargentina.com.ar/protapergoldfolleto.PDF>.
17. Sirona, Dentsply. http://www.dentsplymallefer.com/wp-content/uploads/2018/06/PROTAPER_GOLD_DfV_1117_WEB_DSE_ES.pdf.
18. Coltene Endo. <http://lam.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbrot849-03-18-es-hyflex-cm-edm-a4sesaindv1.pdf>.
19. Caicedo SJ. HyFlex CM rotary files: An excellent innovation for endodontic treatment. 2012. *Endod pract.* 4. 10-17.
20. Coltene Endo: <https://lam.coltene.com/products/endodontics/rotary-files/hyflex-rotary-files/hyflexTM-cm-niti-files/>.
21. Sudani DA. Topographic analysis of HyFlex® controlled memory nickel-titanium files. *J. Int Oral Healt.* 2014; 6 (6): 1- 14.
22. Rieger T. <https://media.zwp-online.info/archiv/pub/sim/ej/2012/ej0312/#28>.

23. Coltene, Endo.
<https://lam.coltene.com/pim/DOC/SBS/docsbs3000199-3-11-15-stepbystep-hyflexcm-dbsenaindv1.pdf>.
24. Coltene, Endo.
<https://lam.coltene.com/pim/DOC/IFU/docifu30003116d-es-11-18-hyflex-cm-niti-ifu-ltsesaindv1.pdf>.
25. Aranguren J, Kuttler S. WaveOne Gold surfea el Conducto radicular.
http://www.dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf
26. Ruddle CJ. Shaping Technique.
https://www.endoruddle.com/tc2pdfs/201/WaveOneGold_Jan2016.pdf.
27. Sirona, Dentsply. http://www.dentsplymaillefer.com/wp-content/uploads/2017/03/Dentsply_Maillefer_WAVEONE_GOLD_SYSTEM_DFUE_0117_WEB_DSE_ES.pdf
28. Ahmed Hieawy, Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments, JOE, 2015; 1- 15.
29. Eugenio Pedulla, Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal, JOE, 2019; 1- 6.
30. Modesto, Tulio, Cyclic flexural fatigue resistance of NiTi Controlled Memory and Blue Technology instruments after torsional preloading, J Appl Oral Sci. 2018;26:e20180144.
31. Ösyürek T, Shaping Ability of Reciproc, WaveOne Gold, and HyFlex EDM single file, Systems in simulated S- shaped Canals, J Endod, 2017; 43 (5): 805

32. Peet J. van der Vyver, Root Canal Shaping Using Nickel Titanium, M-Wire, and Gold Wire: A Micro-computed Tomographic Comparative Study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold Instruments in Maxillary First Molars. JOE.

33. Gianluca Plotino, Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files, JOE.