



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TÉCNICA DE PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON EL
SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM COLTENE
WHALEDENT, 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:

BRENDA ALEJANDRA LOMELÍ VÁZQUEZ

TUTOR: C.D. GERARDO DANIEL MEDINA MORALES

ASESORA: Esp. MIDORI DANIELA KAWAKAMI CAMPOS



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.

A Dios le dedico todo mi esfuerzo, mi cansancio, mis triunfos y fracasos...mis sueños, ya que me ha permitido llegar a este punto de mi vida llena de bendiciones y por no dejarme caer nunca, siempre vas conmigo de la mano.

A mi mamá por ser mi mayor ejemplo de fe, esperanza y perseverancia, por ser mi pilar y mi guía, por creer siempre en mí y luchar junto a mí como si también fueran tus sueños, por todo tu esfuerzo e incansable dedicación para hacer de mí un gran ser humano. No hay palabras para expresar lo afortunada y agradecida que estoy por tenerte a mi lado, sin tí no sería lo que hoy soy. Te amo.

A mi hermanita Tety por apoyarme siempre, animarme con tu constante ejemplo de dedicación ya que me has enseñado que no existen los límites y no hay nada imposible por conseguir, por creer y no dejar de repetirme nunca que soy la mejor.

A mi abuelito Mario por todo tu amor y cariño, por creer en mí con los ojos cerrados y apoyarme en todos mis sueños, eres el mejor.

A mis amigas Charlotte, Lis e Iván porque son parte fundamental de mi vida y siempre han estado a mi lado a cada momento. Hoy después de tanto tiempo y esfuerzo concluimos una etapa más juntos, gracias por todo.

A mis profesores gracias por compartir su conocimiento y experiencias, por dedicarme una parte de su vida y en especial a aquellos que me hicieron creer en mí y me mostraron hasta dónde puedo llegar si me lo propongo.

Finalmente quiero agradecer a mi amada universidad por abrirme sus puertas y verme crecer, en ella me he formado no solo profesionalmente si no como ser humano, no hubo mejor lugar para convertirme en lo que hoy soy, Gracias.

Por Mi Raza Hablará El Espíritu.



Índice

Introducción	5
Propósito	6
Objetivos	7
Antecedentes	8
Historia de los instrumentos endodóncicos.....	8
Descubrimiento del Níquel-Titanio.....	13
Aplicaciones del Níquel-Titanio.....	14
Primeros instrumentos endodóncicos de Níquel-Titanio.....	15
Generaciones de sistemas rotatorios de Níquel-titanio.....	16
1. Aleaciones de Níquel-Titanio.....	21
1.1 Porcentajes de la aleación.....	21
1.2 Estructuras cristalinas y funcionamiento del Níquel-Titanio.....	22
1.3 Propiedades del Níquel-Titanio.....	27
2. Sistemas Rotatorios.....	28
2.1 Ventajas y desventajas que ofrecen.....	29
2.2 Características Morfológicas de los instrumentos rotatorios.....	30
2.2.1 Montura.....	31
2.2.2 Vástago.....	31
2.2.3 Parte activa.....	32
2.2.3.1 Calibre y conicidad	32
2.2.3.2 Sección transversal.....	34
2.2.3.3 Plano de estabilización radial.....	35
2.2.3.4 Área de escape.....	35
2.2.3.5 Núcleo de la lima.....	36
2.2.3.6 Ángulo de corte.....	37
2.2.3.7 Pitch y repetividad de espiras.....	39
2.2.3.8 Ángulo helicoidal.....	39
2.2.4 Punta o guía de penetración.....	40
2.3 Principios básicos para el trabajo biomecánico con instrumentos rotatorios.....	42
3. Sistema rotatorio HyFlex® CM.....	44
3.1 Proceso de fabricación de la aleación CM.....	45
3.2 Características cristalinas de la aleación CM.....	45
3.3 Propiedades físico-mecánicas de la aleación CM.....	46



3.4 Características morfológicas de los instrumentos del sistema HyFlex®	
CM.....	47
3.4.1 Montura.....	47
3.4.2 Parte activa.....	48
3.4.2.1 Calibre y conicidad.....	48
3.4.2.2 Sección transversal.....	49
3.4.2.3 Área de escape y plano de estabilización radial.....	50
3.4.2.4 Núcleo de la lima.....	51
3.4.2.5 Ángulo de corte.....	51
3.4.2.6 Pitch y repetitividad de espiras.....	52
3.4.2.7 Ángulo Helicoidal.....	52
3.4.3 Punta o guía de penetración.....	53
3.5 Descripción de las limas.....	53
3.5.1 Presentación en el mercado.....	54
3.5.1.1 Kit SML.....	54
3.5.1.2 Kit MED.....	55
3.5.1.3 Kit LRG.....	56
3.5.1.4 Kit ASST.....	57
3.6 Recomendaciones de uso sugeridas por el fabricante.....	57
3.6.1 Instrucciones de limpieza y esterilización.....	58
3.7 Técnicas de instrumentación.....	58
3.7.1 Material y equipo para la instrumentación.....	59
3.7.2 Técnica de Longitud Única (híbrida).....	60
3.7.3 Técnica Crown–Down.....	62
3.7.3.1 Conductos estrechos.....	63
3.7.3.2 Conductos medianos.....	63
3.7.3.3 Conductos amplios.....	64
3.7.3.4 Secuencia Crown- Down de tres instrumentos.....	65
3.8 Otras especificaciones.....	66
Discusión.....	70
Conclusión.....	73
Referencias Bibliográficas.....	74



Introducción

El objetivo principal del tratamiento de conductos es mantener un diente en boca mediante la eliminación del tejido pulpar inflamado irreversiblemente o infectado con la finalidad de devolver la salud a los tejidos periapicales cuando estos se encuentran afectados. Esto se logra mediante la limpieza, desinfección, conformación, y obturación del sistema de conductos radiculares.

Los instrumentos endodóncicos juegan un papel indispensable para llevar a cabo dicho tratamiento, sin embargo, desde sus primeros diseños se tuvieron algunas complicaciones para lograr los objetivos de este debido a su composición y diseño. Es por esto que a través del tiempo se han creado novedosos instrumentos con materiales y diseños que mejoran su eficacia.

En las últimas décadas el descubrimiento del Níquel-Titanio y su introducción en la odontología ha traído grandes aportaciones y beneficios en Endodoncia, ya que debido a sus propiedades únicas como la memoria de forma y súperelasticidad se han podido superar grandes obstáculos en la manera de llevar a cabo el tratamiento de conductos. A pesar de esto no se ha podido conseguir un instrumento que reúna todas las características ideales. En los últimos años los fabricantes han hecho mejoras en el diseño de los instrumentos y de las aleaciones con las que se fabrican. En el año 2011 salió al mercado el sistema rotatorio HyFlex® CM de la casa comercial Coltene, un novedoso sistema que se distingue de los demás de acuerdo al fabricante por presentar una característica denominada control de memoria (CM) y extrema flexibilidad en comparación con las aleaciones convencionales de Ni-Ti con las que se fabrican otros sistemas.



Propósito

Realizar un estudio mediante revisión bibliográfica del sistema HyFlex® para conocer las características, propiedades y técnica de utilización de este instrumento.



Objetivos

- 1-. Conocer las características de este sistema, así como sus propiedades para entender su funcionamiento y diferencias con respecto a otros sistemas rotatorios de Níquel-Titanio.
- 2-. Conocer las diferentes técnicas de instrumentación que nos ofrece el sistema HyFlex® CM dependiendo de las condiciones clínicas de cada caso en particular.

ANTECEDENTES

A través del tiempo han existido grandes cambios y mejoras en los instrumentos endodóncicos para lograr una terapéutica eficiente, segura y previsible en la limpieza, desinfección, conformación y obturación del SCR¹.

Historia de los instrumentos endodóncicos

El primer instrumento endodóncico, fue creado por Maynard (Figura 1) en el año de 1838, teniendo como modelo un muelle de reloj (Figura 2), cuya finalidad era la limpieza y conformación del conducto radicular en sentido corono-apical. Era un reconocido doctor que egresó e impartía clases en el Colegio de Cirugía Dental de Baltimore (Baltimore College of Dental Surgery)^{1,2,3}.



Fig.1 Doctor Maynard².



Fig. 2 Muelle de reloj como modelo para la fabricación de limas².

En esa época no existían normas para la fabricación de los instrumentos, ni una estandarización en cuanto a la forma, tipo y características sobre la parte activa de los mismos, únicamente existían criterios establecidos para el aumento del diámetro, siendo numerados del 1 al 6 y del 7 al 12. Sin embargo cada fabricante



determinaba el diámetro y la longitud de cada instrumento, de tal manera que los instrumentos de cada fabricante no eran compatibles en términos de numeración y serie².

Los primeros instrumentos fueron fabricados a partir de una aleación de acero-carbono, ya que esta aleación era muy eficiente gracias a su elevada dureza, debido a la presencia de carbón, permitiendo un mayor desgaste sobre las paredes dentinarias y no sobre el instrumento¹.

Estos primeros instrumentos endodóncicos, no tuvieron grandes cambios, sino hasta la década de los años 50's². En el año de 1955 John I. Ingle (Figura 3) profesor de la Universidad de Washington, EEUU, propuso la posibilidad de fabricar instrumentos con una estandarización para la secuencia en el aumento de los diámetros con una nueva numeración y el diámetro de la punta activa debía estar expresada en décimas de milímetro².

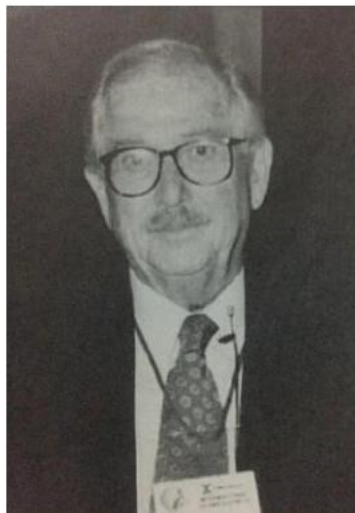


Fig. 3 Profesor John Ingle².

En 1958, en la segunda Conferencia Internacional de Endodoncia llevada a cabo en la Universidad de Pensilvania, Louis I. Grossman, Ingle y Levine sugirieron normas para la fabricación de instrumentos, conos para uso en endodoncia y

especificaciones para la uniformidad de diámetro y longitud, así como otros parámetros dimensionales².

En 1961 con la aparición del acero inoxidable se sustituyó la aleación de acero-carbono, debido a que ésta presenta mejores propiedades como, mayor flexibilidad, menor corrosión con los irrigantes y buena capacidad tanto de corte como de durabilidad^{1,2}. En este mismo año Ingle publicó el primer libro sobre instrumentos, conos de gutapercha y puntas de plata estandarizadas, aceptado por la Asociación Americana de Endodoncia (AAE) hasta 1962 y se formó un equipo de trabajo que resultó en la creación de la Organización de Estandarización Internacional, por sus siglas en inglés (ISO). Fue hasta 1981 que se dio a conocer la especificación No. 28 de la ANSI/ADA, siendo definida la estandarización internacional para estos instrumentos².

La compañía Kerr Manufacturing Co. fue la primera en fabricar este tipo de instrumentos, conocidos como limas tipo K² (Figuras 4 y 5).



Fig. 4 Lima tipo K, de la marca Kerr².

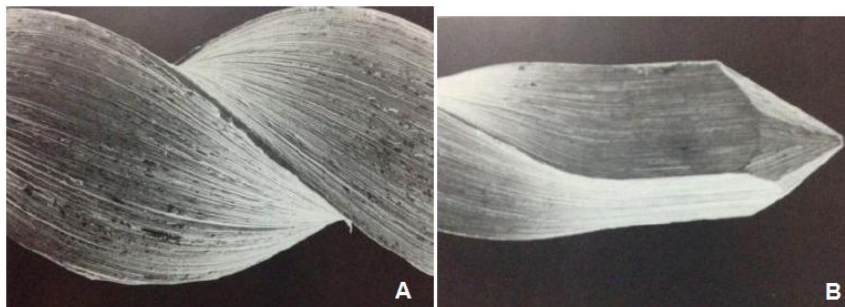


Fig. 5 Fotomicrografía de la lima tipo K: A) Parte activa, B) Punta activa².

En 1982 esta misma compañía lanzó al mercado un nuevo instrumento con un diseño modificado, creada con una aleación de acero inoxidable especial, sección transversal romboidal que provee mayor flexibilidad y mejor capacidad de corte, se dieron a conocer como limas K-Flex®² (Figuras 6 y 7).



Fig. 6 Lima K-Flex® de la marca Kerr².

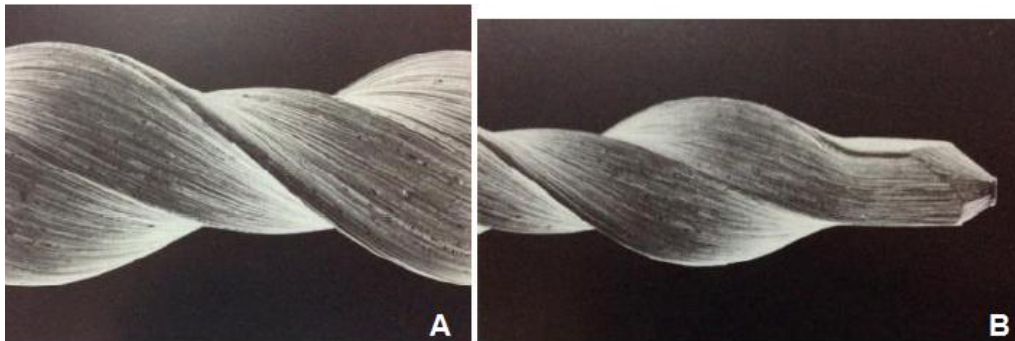


Fig. 7 Fotomicrografía de la lima K-Flex®: A) Parte activa, B) Punta activa².

En 1983, S. Senia y W. Willey presentaron la lima Canal Master U® (Figura 8), que tenía una parte activa de 2mm, punta no cortante y un asta larga y flexible. *Union Broach* lanzó al mercado los primeros instrumentos con punta inactiva conocidos como Flex-R®² (Figuras 9 y 10).

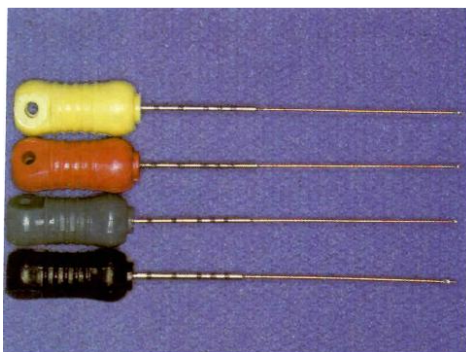


Fig.8 Limas Canal Master U® de Brasseler².



Fig. 9 Lima Flex-R® de Moyco Union Broach².

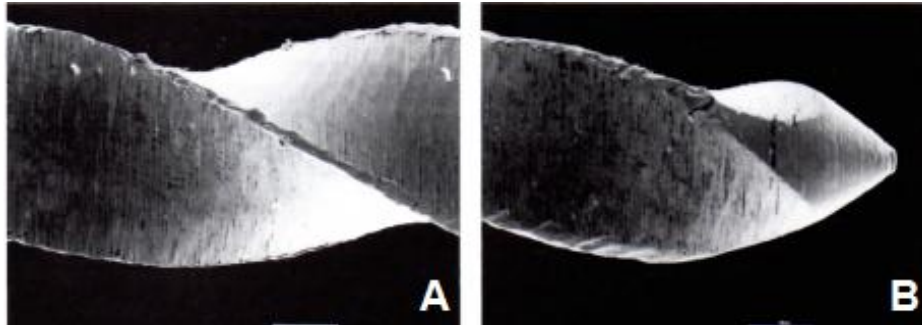


Fig. 10 Fotomicrografía de la lima Flex-R®: A) Parte activa, B) Punta inactiva².

En el año de 1985, después de 12 años de investigación del Dr. Roane et al. comercializaron las limas Flexo-File® (Figuras 11 y 12) de Maillefer con sección transversal triangular y punta batt modificada².



Fig. 11 Lima Flexo-file®².

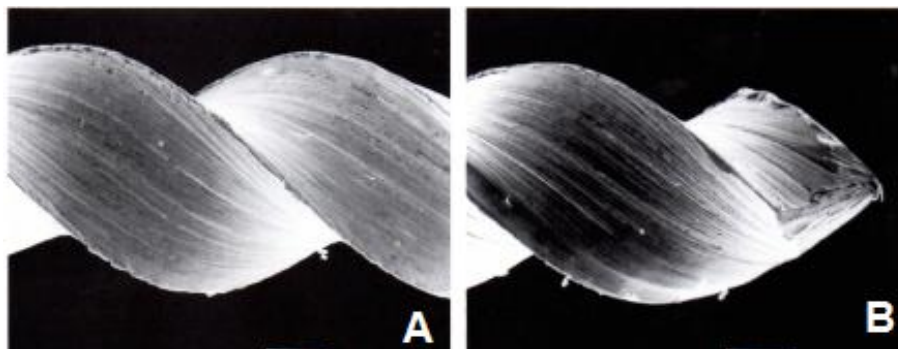


Fig. 12 Fotomicrografía de la lima Flexo-file®: A) Parte activa, B) Punta batt².

Descubrimiento del Níquel –Titanio.

En el año de 1958 el ingeniero metalúrgico W. F. Buehler (Figura 13) trabajó en un proyecto aerodinámico, para la construcción del misil SUBROC⁸, pero fue hasta 1962 junto con Frederick Wang⁵ cuando descubrió la aleación de Níquel-Titanio y sus propiedades, en las investigaciones metalúrgicas para el desarrollo de aleaciones no magnéticas, resistentes al agua y a la sal, en el Naval Ordnance Laboratory (NOL) en Silver Springs, Maryland, USA^{4, 5}.



Fig.13 William J. Buehler⁸.

El descubrimiento del efecto de memoria de forma que presenta esta aleación y la súperelasticidad, data desde el año de 1932 cuando el suizo Arne Olander estudió las aleaciones de oro-cadmio⁵. El nombre con el que se conoce fue dado por los elementos que conforman la aleación Níquel y Titanio, formando así el acrónimo Ni-Ti y agregando el lugar de su invención NOL (Naval Ordnance Laboratory), surgiendo así la palabra Ni-TiNOL⁵.



Aplicaciones del Ni-Ti

Los primeros usos del Níquel-Titanio fueron en la industria naval y aeronáutica, en 1963 la NASA lo utilizó por primera vez para la construcción de antenas de naves espaciales. Se introdujo también en el campo de la medicina para fabricar localizadores de tumores de mama, alambres guía para catéteres, agujas de sutura y anclajes, armazones para anteojos⁷.

La primera vez que se utilizó el Ni-TiNOL en odontología fue en el año de 1971, por el Dr. George F. Andreasen y Hilleman (Figura 14), para la fabricación de arcos en ortodoncia. Una vez que el doctor Andreasen se enteró del descubrimiento de ésta aleación, se puso en contacto con el Dr. Buehler, quien le mandó varias muestras de la aleación, todas con diferentes porcentajes de sus elementos y diferentes procesos de tratamiento. Andreasen realizó extensos estudios sobre las muestras y encontró una muestra que tenía las características que buscaba, llamándola “alambre con memoria de forma”^{1, 7, 8}. Posteriormente también se utilizó el Ni-TiNOL para fabricar fresas⁶.



Fig.14 Dr. George F. Andreasen⁸.

Civjan, Huget y De Simon en el año de 1973, sugirieron la introducción de la aleación de Níquel-Titanio en endodoncia para la confección de instrumentos².

Primeros instrumentos endodóncicos de Níquel-Titanio

En 1988 Walia, Brantley y Gerstein fabricaron las primeras limas de Níquel-Titanio con calibre 15 y con sección transversal triangular, las cuales obtuvieron a partir de un alambre circular para ortodoncia por el método de desgaste, ya que era imposible por el método tradicional de torsión, debido a la gran maleabilidad de la aleación^{1, 2, 9}. Estas primeras limas de Níquel-Titanio que se fabricaron a finales de los años 80's y principios de los 90's, estaban fabricadas de la forma más pura de NiTiNOL, el NiTiNOL SE508; y aunque el diseño tradicional de la parte activa y conicidad fueron modificadas, estas limas siguen en su mayoría las especificaciones ISO/FDI y/o ANSI/ADA y son muy parecidas a las limas tipo K y tipo Hedström².

Un ejemplo de ellas son las limas NITIFLEX® (Figura15), que presentan una punta inactiva, sección transversal triangular con bordes convexos en los instrumentos de menor calibre, una sección transversal triangular con bordes cóncavos en las limas de mayor calibre y están disponibles en calibres del 15 al 40 y en longitudes de 21 y 25mm¹.



Fig. 15 Limas NITIFLEX® fabricadas con NiTiNOL¹².

Generaciones de sistemas rotatorios de Níquel-Titanio.

- Primera generación de limas rotatorias

Fue en el año de 1992, cuando surgió el primer instrumento rotatorio de Ni-Ti, el cual tenía una conicidad constante de .02mm y fue diseñado por el doctor John McSpadden^{6, 9}. Después en 1994 el Dr. Johnson terminó con la conicidad establecida de .02mm, presentando el sistema ProFile® con conicidad 0.04mm y posteriormente el sistema ProFile® 0.06mm^{9,10}.

Otra de las características importantes de estos instrumentos fue que presentaron secciones de corte planas, conocidas como superficies radiales, que evitan el atornillamiento en la dentina mientras giran dentro del conducto y cortan de forma pasiva^{9,10}. Otros sistemas pertenecientes a esta generación son LightSpeed®, Quantec® y Greater Taper® (GT) (Figuras 16, 17, 18 y 19), desarrollados por el Dr. Steve Buchanan⁹.

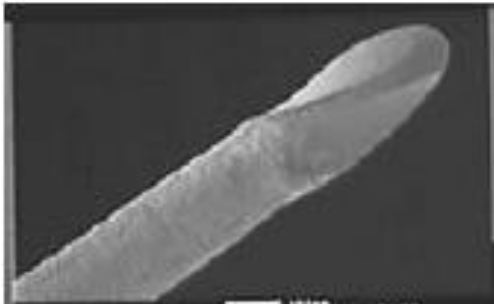


Fig.16 Lima Lightspeed®¹⁰.

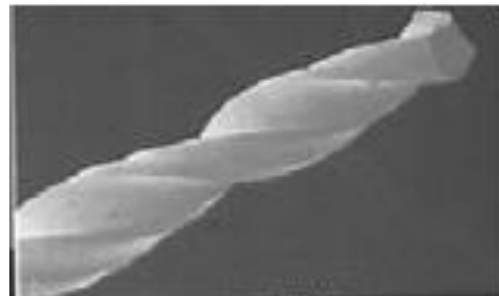


Fig.17 Lima Quantec®¹⁰.



Fig.18 Lima Profile®¹⁰.

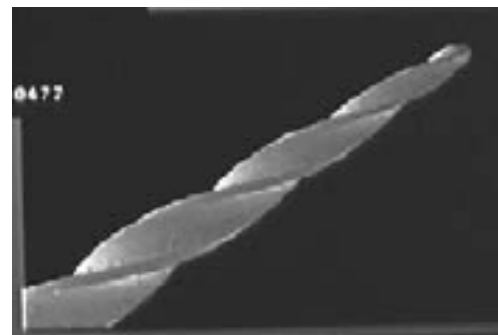


Fig.19 Lima GT®¹⁰.

- Segunda generación de limas rotatorias

Surgieron a finales de los años 90's, entre sus principales características, presentan ángulos de corte activos que mejoran la eficiencia en el corte y no presentan superficies radiales, en general se requiere de un menor número de instrumentos para la limpieza y conformación del SCR⁹.

El ángulo entre la hoja de corte y el eje longitudinal de la lima, es menor que el de las limas de la primera generación, esto con el fin de evitar el efecto de atornillamiento. Los instrumentos como EndoSequence® y BioRace® tienen puntos alternados de contacto sobre la pared dentinaria, con el fin de evitar este efecto y presentan una conicidad constante a lo largo de su parte activa⁹.

ProTaper® Universal, también es un sistema que pertenece a esta generación, con la particularidad de que cuenta con una conicidad variable, ya que decrece o incrementa a lo largo de su parte activa (Figura 20). La conicidad progresiva, permite a los instrumentos trabajar zonas específicas dentro del SCR, haciendo posible la utilización de un menor número de instrumentos y una forma más segura de conformación⁹.



Fig.20 Limas ProTaper® Universal que muestran conicidad variable¹¹.

También durante este periodo, los fabricantes dieron tratamientos de terminado con electropulido a las superficies de los instrumentos, con el fin de disminuir el riesgo de separación, ya que debido al estrés que se genera cuando trabajan dentro del



conducto, las fracturas se originan a partir de las irregularidades de las superficies que dejan los procesos tradicionales de fabricación por fresado⁹.

- Tercera Generación de limas rotatorias

En esta generación hubo una mejora en la metalurgia del Ni-Ti, haciendo tratamientos térmicos durante su fabricación para cambiar la temperatura de transición de las aleaciones; resultando en mejores propiedades, como por ejemplo aumentando la resistencia a la fatiga de los instrumentos⁹.

Estos tratamientos se realizaron para disminuir la fatiga cíclica y ofrecer mayor seguridad durante la conformación de conductos con curvaturas acentuadas. Algunas de las aleaciones que se han obtenido mediante estos procesos tienen una fase de transformación entre martensita y austenita que ofrece clínicamente mejores propiedades que el Ni-Ti convencional⁹.

En el año 2007 se creó la aleación M-wire, que se obtiene a partir de una serie de tratamientos con calor a los alambres de Ni-Ti, algunos ejemplos de sistemas que la emplean son Profile GT®, Profile Vortex® y Vortex Blue® de Dentsply⁹.

En el año 2008 la casa comercial Sybron Endo, presentó la primera lima de Ni-Ti fabricada por torsión, lo cual es posible gracias a un proceso térmico que induce la fase R del Ni-Ti, salió al mercado con el nombre de Twisted File®⁹.

En el año 2011 surgió la aleación Ni-Ti CM la cual tiene control de memoria y se obtiene mediante un proceso patentado termomecánico que consta de ciclos de calentamiento y enfriamiento, los cuales proporcionan una mayor flexibilidad pero sin el efecto de memoria de forma del Ni-Ti convencional. Las limas HyFlex® CM (Figura 21) y Thyphoon® CM son ejemplo de este tipo de aleación, además presentan una menor cantidad de Níquel en su composición en comparación a las demás aleaciones⁹.



Fig.21 Limas HyFlex[®] fabricadas con Ni-Ti CM¹².

- Cuarta Generación de limas rotatorias

Un gran cambio surgió en la cinemática de los instrumentos que eran utilizados con movimientos rotatorios continuos de 360°, surgiendo el movimiento recíprocante que puede definirse cómo movimientos repetitivos de ida y vuelta o de entrada y salida. Todos los sistemas recíprocantes utilizan ángulos de movimiento a favor o en contra de las manecillas del reloj iguales o menores a 30°. En el año 2011 salieron a la venta dos sistemas que cuentan únicamente con un instrumento para limpiar y conformar el SCR, Wave One[®] (Figura 22) y Reciproc[®] basados en el movimiento recíprocante⁹.



Fig. 22 Lima Wave One[®] de movimiento recíprocante¹¹.

- Quinta Generación de limas rotatorias

Esta generación se caracteriza por presentar novedosos diseños en la parte activa, por ejemplo algunas de ellas tienen un diseño en el que la masa y el eje de rotación, no son céntricos, en este caso en particular cuando el instrumento rota se crea un movimiento ondulante a lo largo de la parte activa del instrumento, disminuyendo el efecto de atornillamiento y la compactación lateral de detritos dentinarios dentro del conducto. Algunos ejemplos de sistemas con estas características son ProTaper® Next (figura 23) y Revo-S®⁹.

One Shape® es una lima que tienen diferentes formas de sección transversal a lo largo del instrumento, proporcionando un corte óptimo en los tres tercios del conducto y es el único sistema de una lima que utiliza rotación continua⁹.

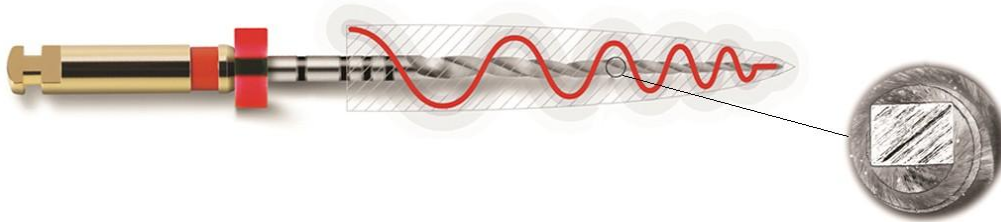


Fig. 23 Movimiento ondulatorio de una lima con eje de rotación no céntrico¹¹.



1. Aleaciones de Níquel-Titanio

La aleación de Níquel-Titanio es la más usada dentro del grupo de las aleaciones con memoria de forma, (SMA) por sus siglas en inglés Shape-Memory Alloys, también conocidas como “inteligentes”. Dentro de este grupo, también podemos encontrar aleaciones de cobre-zinc-aluminio-níquel y cobre-aluminio-níquel, sin embargo éstas no poseen las características físicas y mecánicas de la aleación Ni-Ti^{8, 10, 13}.

Una de sus principales características es la memoria de forma, que es la capacidad de volver a su forma y tamaño original después de aplicar estrés sobre ella, sin llegar a ser deformada plásticamente, esta propiedad se obtiene una vez que ha sido sometida a un tratamiento térmico adecuado⁸. Tienen otra característica conocida como súperelasticidad, que es la capacidad de soportar grandes deformaciones de entre el 8 y el 10% en comparación al 1% del acero inoxidable y poder recuperar su forma original a temperatura ambiente una vez que se elimina la carga sobre ellos. Esto permite que los instrumentos puedan seguir anatomías complejas que presentan algunos conductos radiculares¹³.

Otros beneficios que permiten su uso en el área de la salud, son su mejor biocompatibilidad, menor corrosión e inalteración ante los fluidos orales y la esterilización¹³.

1.1 Porcentajes de la aleación.

La aleación para la fabricación de instrumentos endodóncicos generalmente se emplea en una proporción del 49 a 51% de Níquel y del 49 al 51% de Titanio, y van a depender de este porcentaje las propiedades y la estructura atómica que presenta cada aleación.

Se conoce como aleación binaria simple a aquella que contiene el 50% tanto de níquel como de titanio y se denomina a esto como relación equiatómica; 55% en peso de Níquel y 45% de titanio llamada Ni-TiNol 55. Esta última aleación es más flexible y en general presenta mejores propiedades, por eso es la de elección para la fabricación de instrumentos rotatorios^{10, 14,15}.

Otro tipo de aleación es el Ni-TiNOL 60, el cual comparado con el Ni-TiNOL 55 contiene 5% más de Níquel en su composición y es utilizado principalmente para la elaboración de limas manuales, ya que es un poco más rígido que el 55^{10, 14}.

1.2 Estructuras cristalinas y funcionamiento del Níquel-Titanio.

Esta aleación puede tener dos diferentes estructuras cristalinas conocidas como austenita y martensita, esta organización cristalina puede ser transformada de una estructura a otra ya sea por la aplicación de calor o estrés^{9, 13, 5,7}.

La fase austenita se conoce como fase madre y se obtiene cuando la aleación se somete a altas temperaturas, teniendo una configuración cristalina cúbica simple. La fase martensita o fase hija se configura a bajas temperaturas y tiene una red cristalina monoclinica más compleja^{14,5,8} (Figura 24).

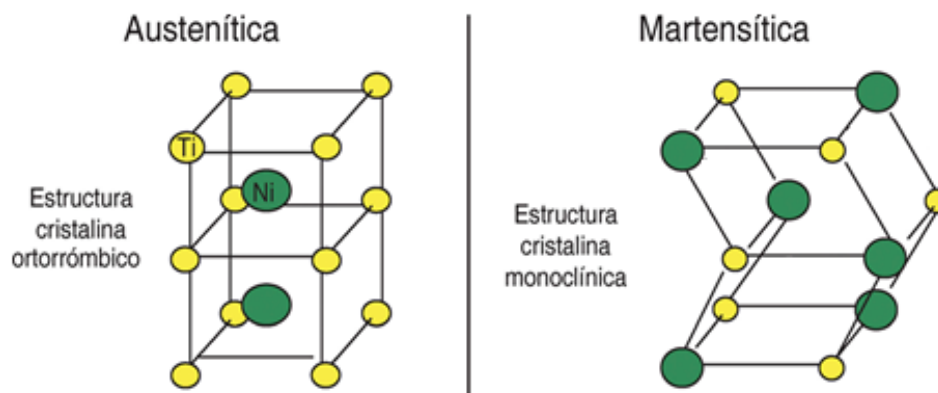


Fig. 24 Estructura cristalina austenita y martensita del Ni-Ti¹³.

El mecanismo de transformación de una fase a otra comienza cuando la aleación en estado de austenita con una forma externa inicial determinada es enfriada, pasando al estado de martensita de baja temperatura sin que ocurran cambios en la forma exterior inicial, esto se debe a un acomodamiento de los átomos en forma de espejo, lo que significa que los átomos de una región se reflejan en la misma disposición que los de una región adyacente y todas las regiones son iguales; este fenómeno se conoce como maclado^{7,13}.

En esta fase la aleación es muy maleable y puede deformarse fácilmente, por lo que si se aplica tensión se podrá deformar la aleación permanentemente, cambiando su forma inicial externa. En esta etapa de la transformación los espejos reflejados se desplazan y unas regiones crecen a costa de otras, a este proceso se le conoce como desmaclado y la estructura cristalina se denomina entonces martensita deformada^{7, 13}.

Para que la aleación pueda volver a su forma inicial y organización cristalina de austenita, se tiene que someter a calor. A este fenómeno se le denomina memoria de forma^{7,13} (Figura 25).

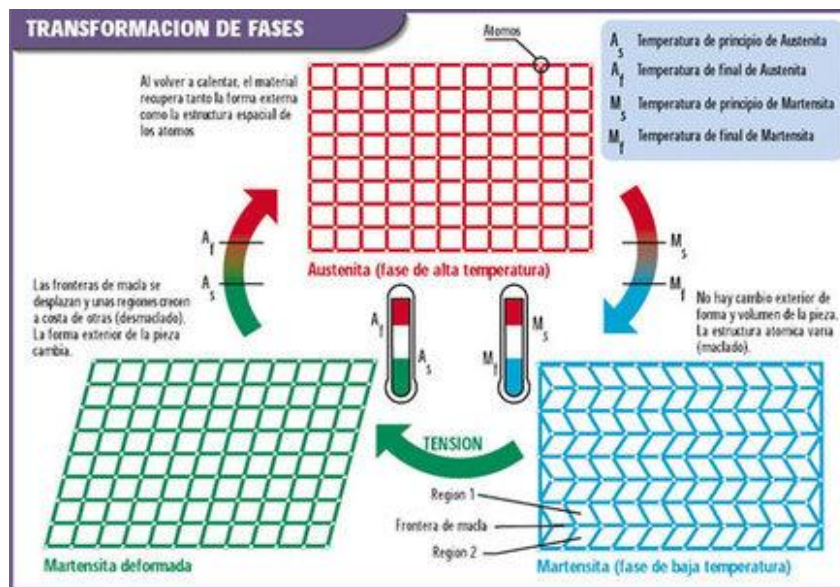


Fig.25 Proceso de transformación de fases²¹.

Para que estos cambios cristalinos sucedan, la aleación se debe someter a rangos específicos de temperatura, pudiendo pasar entonces de la estructura austenita a martensita y viceversa; a estos rangos se les conoce como temperatura de transformación o transición^{5, 7, 10,15}.

La temperatura de transformación puede tener grandes variaciones, dependiendo del radio atómico de la aleación, del porcentaje de los elementos que la conforman y va desde -50°C hasta los 166°C , dándole así a cada aleación sus características y propiedades particulares^{8,14,15}.

Existen 4 temperaturas de transformación y representan los comienzos y finales del cambio de una fase a otra, M_s (inicio de transformación a martensita) comienza cuando la totalidad de la aleación presenta una configuración austenita, la temperatura desciende y entonces empieza la transformación a la fase martensita. La M_f (finalización de transformación a martensita) es la temperatura a la que la aleación terminó la transformación y se encuentra totalmente en una configuración martensita. La temperatura A_s (inicio de transformación a austenita), comienza cuando la aleación está completamente en martensita y la temperatura comienza a aumentar, hasta alcanzar una transformación completa a austenita (Figura 26) donde se encuentra la A_f (finalización de transformación austenita)^{5, 7, 14, 15}.

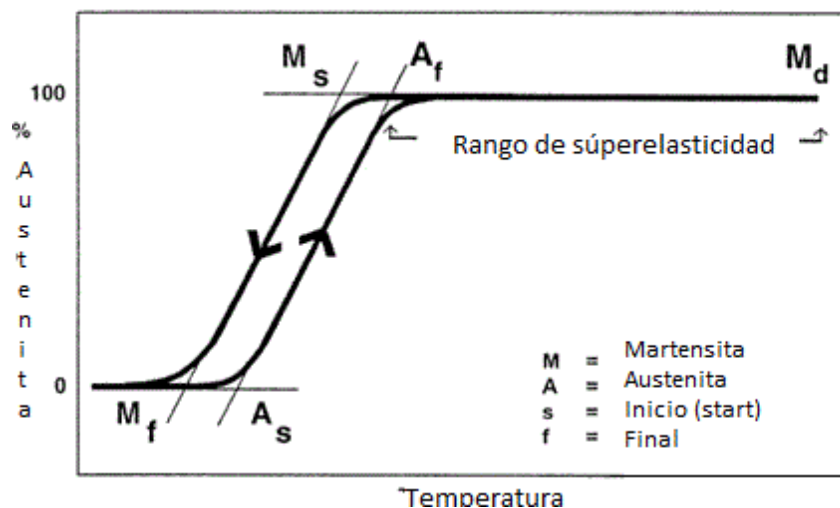


Fig.26 Temperaturas de transformación del Ni-Ti⁷.



Bahia et al. Reportaron las temperaturas de transformación para los instrumentos endodóncicos de Ni-Ti, para Ms es de 18.2°C, para Mf es de -2,3°C, para As es de 3,4°C y para Af es de 22.9°C¹³. Esto pone de manifiesto que la aleación de una lima, a temperatura ambiente se encuentra en la forma austenita¹³, presente en los instrumentos con aleación de Ni-Ti convencional de la primera y segunda generación^{5,9,13}. Recientemente los fabricantes han desarrollado diferentes procesos termomecánicos de fabricación con el fin de obtener la fase martensita o una combinación de ambas a temperatura ambiente ya que presentan mejores propiedades. Este nuevo tipo de aleaciones se puede encontrar en los instrumentos de la 3ra, 4ta y 5ta generación⁹.

Aunque los cambios cristalinos obtenidos mediante procesos térmicos, se utilizan principalmente durante la fabricación de la aleación y los instrumentos, el trabajo dentro de los conductos genera estrés sobre la lima, lo cual también genera cambios en la estructura cristalina. A este cambio se le conoce como martensita inducida por estrés, presentándose así una tercera forma, entre las dos fases antes mencionadas^{10, 13}.

Este fenómeno sucede a un rango de temperatura ambiente, algunos grados por encima de la Af que es de 22.9°C donde la aleación se encuentra en estado completo de austenita. La lima cuando está en reposo se encuentra en fase austenita y al trabajar dentro del conducto el estrés induce la formación de martensita pero una vez eliminado el estrés sobre la lima, vuelve a la forma interna austenita y a su forma externa original, sin la necesidad de ser calentada como se mencionó antes, a este fenómeno se le denomina súperelasticidad^{7,9,16,18} (Figura 27).

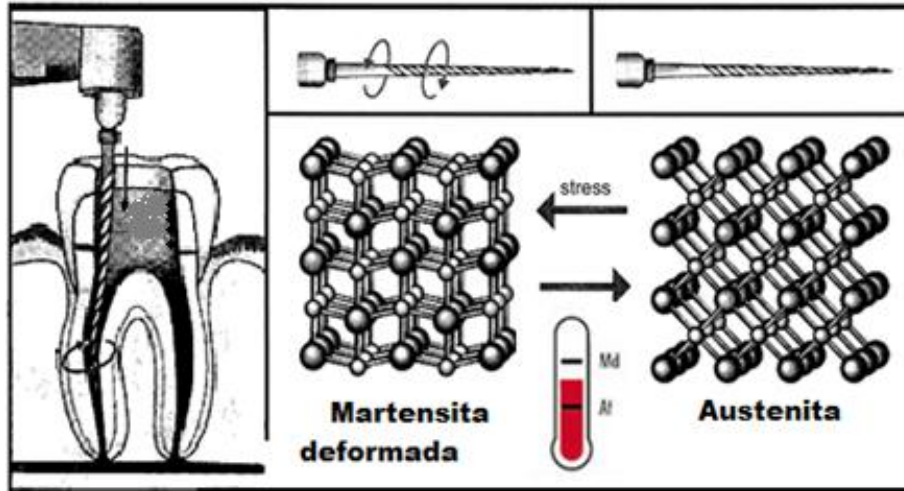


Fig. 27 Fenómeno de súperelasticidad en una lima de Ni-Ti²⁰.

Si este proceso se hiciera por debajo de la temperatura A_f , no se observaría esta propiedad ya que la lima permanecería deformada e internamente la aleación seguiría en martensita después de eliminar el estrés^{7,9,16,19} (Figura 28).

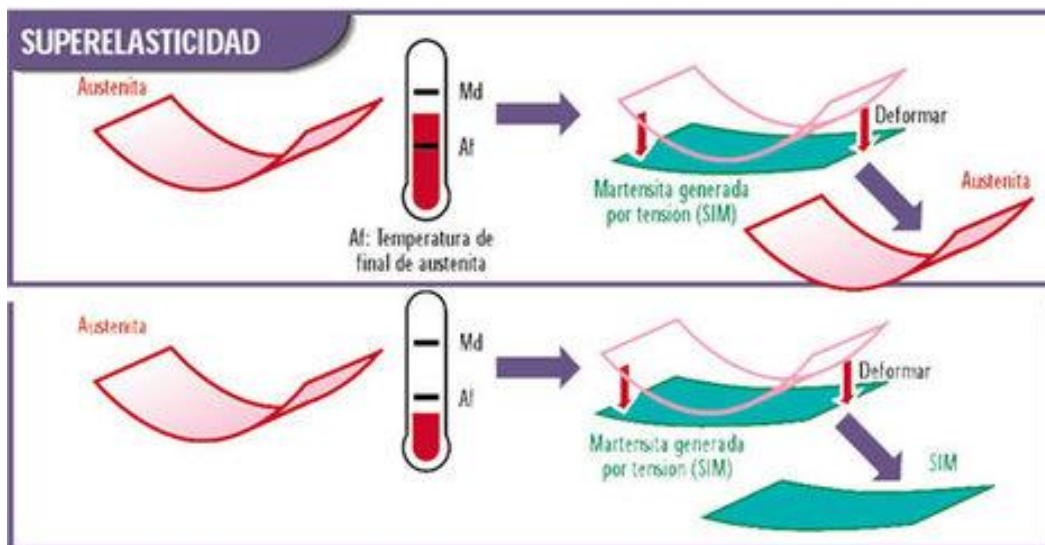


Fig. 28 La aleación permanece deformada después de aplicar estrés por debajo de la A_f ²¹.



1.3 Propiedades del Níquel-Titanio.

Es importante conocer que cada fase, presenta propiedades particulares ^{9,13,15}:

- Fase Austenita: rígida, dura y no presentan deformación plástica.
- Fase Martensita: blanda, dúctil, fácil deformación plástica.
- Martensita de baja temperatura: no se producen cambios externos, hay cambios internos por el proceso de maclado.
- Martensita deformada: hay un cambio en la forma exterior debido al proceso de desmaclado en la estructura cristalina.
- Martensita inducida por estrés: súper elasticidad, esta estructura al ser inducida puede soportar un mayor estrés sin que aumente la tensión.

Propiedad	NiTi	Acero Inoxidable
Recuperación elástica	8%	0.8%
Biocompatibilidad	Excelente	Mala
Módulo	33 GPa	193 GPa
Límite elástico	1650 MPa	1720 MPa
Torqueabilidad	Excelente	Pobre
Densidad	6.45g/cm ³	8.03g/cm ³
Magnetismo	No	Si
Resistencia tensil	1,240 MPa	760 MPa
Coefficiente expansión térmica	6.6 a 11x10 ⁻⁶ cm/cm/deg.C	17.3x10 ⁻⁶ cm/cm/deg.C
Resistencia	80 a 100micro-ohm cm	72 micro-ohm cm

Tabla.1 Comparación de las propiedades del Ni-Ti y el Acero Inoxidable ^{15,22}.



2. Sistemas Rotatorios

El desarrollo tecnológico ha permitido la asociación entre la metalurgia y la endodoncia, haciendo posible desde hace aproximadamente 20 años la introducción de la aleación de Ni-Ti para la fabricación de instrumentos en endodoncia, permitiendo un cambio en la forma de llevar a cabo la preparación del SCR haciendo posible una mejor instrumentación al disminuir el riesgo de errores como transporte apical, desviaciones, perforaciones y escalones, principalmente en la instrumentación de conductos con curvaturas acentuadas manteniendo finalmente sus características anatómicas lo más parecidas a su conformación original y asegurando así una mayor tasa de éxito del tratamiento².

Las dificultades anatómicas, las limitantes de los instrumentos convencionales, la fatiga del operador y paciente, han motivado la búsqueda de nuevas alternativas para la preparación del SCR, para crear instrumentos y técnicas que posibiliten la preparación biomecánica del conducto. Este avance en la forma de instrumentación se debe a las propiedades únicas de la aleación de Ni-ti, los diseños innovadores de los instrumentos y la técnica de instrumentación Crown-Down (Corono-Apical).

Los instrumentos para la conformación de los conductos radiculares se clasifican en seis grupos^{24,26}, siendo los del sexto grupo los que se detallarán en este apartado.

Grupo I: Instrumentos para preparar los conductos de forma manual.

Grupo II: Instrumentos de baja velocidad con una conexión tipo pistillo: Gates-Glidden, Peeso, etc.

Grupo III: Instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio accionados por motor.

Grupo IV: Instrumentos accionados por motor que se adaptan tridimensionalmente al conducto.



Grupo V: Instrumentos recíprocos accionados por motor.

Grupo VI: Instrumentos Ultrasónicos.

Estos son algunos de los avances más importantes que permitieron el surgimiento de la endodoncia mecanizada:

1-.Instrumentos con variedad de formas en su sección transversal, que mejoran la capacidad de corte y resistencia a la fractura²³.

2-.Ángulos de transición más suaves y puntas redondeadas que disminuyen el riesgo de transportación²³.

3-. Instrumentos fabricados con Ni-Ti aumentando así su flexibilidad²³.

4-.La fabricación de instrumentos con mayores conicidad que aceleran y mejoran la conformación del conducto radicular, permitiendo trabajar zonas específicas del conducto²³.

5-.La disponibilidad de motores con velocidad y torque controlados, según el sistema a utilizar²³.

2.1 Ventajas y Desventajas que ofrecen

VENTAJAS

- Mayor flexibilidad permitiendo así una mejor capacidad para seguir los trayectos de curvaturas muy pronunciadas^{2,13}.
- Mayor biocompatibilidad^{2,13}.
- Mejores propiedades anticorrosivas^{2,13}.
- La resistencia a la fractura y la eficacia de corte aumentan debido a su fabricación con electropulido^{2,13}.



- Conversión de manual a rotatoria y viceversa, usando adaptadores con mangos de conversión en algunos sistemas rotatorios^{2,13}.
- Son más eficaces y seguros debido a que se utilizan con torque y velocidad controlados^{2,13}.
- Su resistencia a la torsión no se altera después de los procedimientos de esterilización^{2,13}.

DESVENTAJAS

- Mayor incidencia de separación dentro del conducto^{2,13}.
- Su resistencia a la deformación plástica no permite que sean precurvadas^{2,13}.
- Menor capacidad de corte en comparación con las de acero inoxidable^{2,13}.
- No brindan la misma sensación táctil que las manuales^{2,13}.
- Tienden a fracturarse de manera imprevista^{2,13}.
- Costo elevado^{2,13}.
- Se requiere equipo especial para su utilización^{2,13}.

2.2 Características morfológicas de los instrumentos rotatorios

Estos instrumentos en general están formados por una montura, un vástago que determina la longitud total del instrumento, una parte activa que es la que se encarga de limpiar y conformar el SCR, dentro de esta se encuentra una punta o guía de penetración (Figura 29), los cuales se describirán a continuación²⁴.



Fig. 29 Partes que conforman a una lima rotatoria¹¹.

2.2.1 Montura

En este tipo de instrumentos el mango es reemplazado por una montura para poder ser colocados y accionados por contraángulos. Así como en los instrumentos manuales, deben estar indicados el calibre y la conicidad ya sea por anillos, números y colores (Figura 30), sin embargo los fabricantes tienen la libertad de seleccionar como lo hacen, pudiendo crear confusión en su identificación^{13, 22}.



Fig.30 Montura de una lima rotatoria donde se especifica su calibre y conicidad según cada fabricante²².

2.2.2 Vástago

El vástago de los instrumentos es la parte de alambre liso que conecta la parte activa con la montura, al variar su longitud va a determinar la longitud total de la lima, ya que la parte activa debe medir siempre 16mm de longitud de acuerdo a los criterios de estandarización. La longitud total puede ser de 19, 21, 25 y 31 mm según el vástago y generalmente viene acompañado de un tope de silicón¹³.

2.2.3 Parte Activa

La parte activa de los instrumentos es la que le va a dar las características a cada uno de ellos y por regla general debe medir 16mm de longitud, inicia en la punta, se extiende hasta el cabo y finaliza en su base (Figura 31). Se puede representar geoméricamente como un cono que tiene un diámetro menor (punta), otro mayor (base) y una altura²⁴.



Fig. 31 Forma cónica de la parte activa de una lima.

2.2.3.1 Calibre y conicidad

Las limas manuales tipo K convencionales de acero inoxidable, tienen una conicidad estándar de 0.02 (2%) y un calibre determinado según la norma (ISO), la cual limita el diseño de los instrumentos y sus propiedades como la flexibilidad que son imprescindibles para el funcionamiento óptimo de estos instrumentos^{1,2, 10 13}.

De este modo surgieron instrumentos con calibres distintos a la norma que estandariza la parte activa, con el fin de crear una conicidad más progresiva del conducto. Estos calibres se pueden considerar intermedios a los estándares, algunos de ellos son 12, 17, 22, 27; cada sistema puede tener calibres distintos mejorando la accesibilidad, flexibilidad, capacidad de corte y ensanchamiento de los instrumentos¹³.

Las conicidades que podemos encontrar en estos instrumentos rotatorios, se encuentran en mayor porcentaje y van del 0.02 a 0.12mm. Se dice que una conicidad doble corresponde a un aumento de 0.04mm o 4%, una triple a 0.06mm o 6%, cuádruple de 0.08mm u 8%, quíntuple es de 0.10mm o del 10% hasta llegar conicidades de 0.12mm^{1,10}.

Una de las grandes novedades de estos instrumentos, es que la conicidad puede o no ser constante, lo que significa que la conicidad tiene el mismo aumento a lo largo del instrumento, en la mayoría de estos sistemas es variable o múltiple, lo que significa que dentro de un mismo instrumento podemos encontrar distintas conicidades a lo largo del instrumento, justificando así la forma en la que trabajan la mayoría de los sistemas rotatorios: técnica Crown- Down^{1, 2,10} (Figura 32).

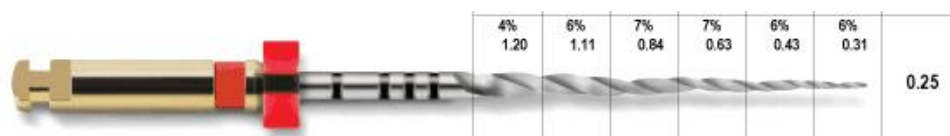


Fig. 32 Conicidad variable de un instrumento ProTaper®¹¹.

El aumento de las conicidades trajo como resultado que sólo una parte del instrumento entrara en contacto con las paredes del conducto, proporcionando un

desgaste más efectivo y trabajando zonas específicas, por ejemplo las de mayor conicidad son generalmente las primeras en utilizarse con el fin de eliminar la constricción cervical para permitir que las limas de menor conicidad penetren sin obstáculos y en línea recta hacia la zona apical. También se disminuye el riesgo de fractura al no estar sometida a estrés toda la parte activa de éste.

Dentro de esta variedad de conicidades también se pueden encontrar, conicidades reversas, lo que significa que la conicidad puede ir disminuyendo a lo largo del instrumento¹⁰.

2.2.3.2 Sección transversal

La sección transversal del instrumento muestra la forma que tiene el alambre visto desde un corte transversal (Figura 33), nos va a indicar la eficiencia de corte dependiendo de la cantidad de puntos que entran en contacto con la pared dentinaria y el área de escape o número de hendiduras que tendrá el barrillo dentinario para ser removido. También depende de esta forma la flexibilidad que tienen los instrumentos ya que a mayor masa serán más rígidos y viceversa.

Estos instrumentos presentan secciones transversales con diseños muy particulares a los convencionales. Pueden presentar la misma sección o ir variando la forma a lo largo del instrumento con el fin de brindar mayor flexibilidad y un corte más efectivo.

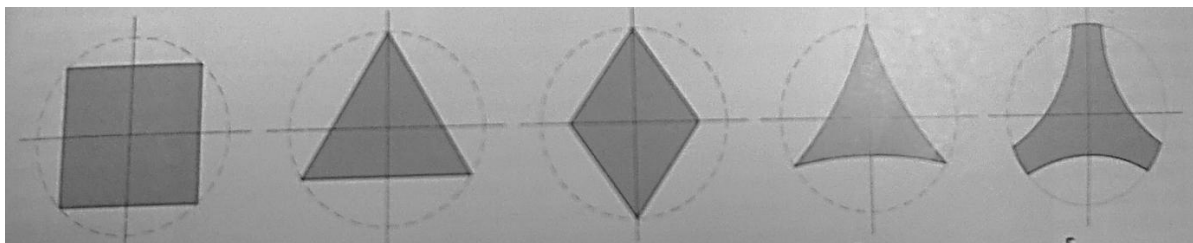


Fig. 33 Diferentes formas de sección transversal en las limas rotatorias¹.

2.2.3.3 Plano de estabilización radial

Son superficies planas que se encuentran entre las hendiduras y son paralelas al eje longitudinal del instrumento (Figura 34), estos incluyen los bordes cortantes y determinan la circunferencia de la lima. Este plano da la capacidad de centrar el instrumento dentro del conducto, reduce la tendencia de atornillado y la transportación del conducto^{2,13,22}.

Una de sus desventajas es que si es muy ancho abra un efecto de abrasión y un aumento en la resistencia al corte¹.



Fig.34 Plano de estabilización radial de una lima rotatoria²².

2.2.3.4 Área de escape

En estos instrumentos se puede observar en su sección transversal, ranuras o hendiduras localizadas entre dos bordes de corte o “radial lands” denominadas áreas de escape (Figura 35). Tienen la función de recibir y movilizar la limalla en sentido coronal durante la instrumentación, con el fin de evitar el atascamiento o extrusión del mismo hacia la zona periapical. Pueden ser de forma cóncava, convexa, doble cóncava, en S itálica, rectas o combinadas y su eficacia depende de su profundidad, anchura, repetividad y terminado superficial^{2,13, 25,22}.



Fig. 35 Área de escape de una lima²².

2.2.3.5 Núcleo de la lima

En estos instrumentos el alma puede ser cilíndrica o cónica (Figura 36) dependiendo de la conicidad del instrumento, de si este la sigue o no y de la profundidad de las espirales^{1, 13, 22}.

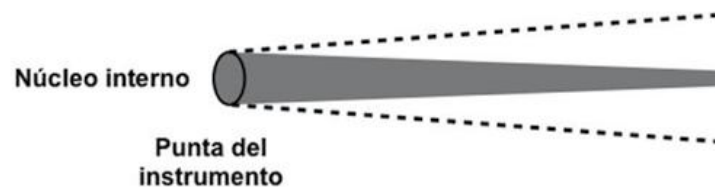


Fig.36 Núcleo cónico de una lima.

Otra variante es que ese núcleo puede estar centrado o no dependiendo de la simetría del instrumento, al no estar centrado va a generar movimientos ondulantes (Figura 37) cuando esté rotando evitando que todas las partes del instrumento entren en contacto con las paredes del conducto^{1,13,22}.

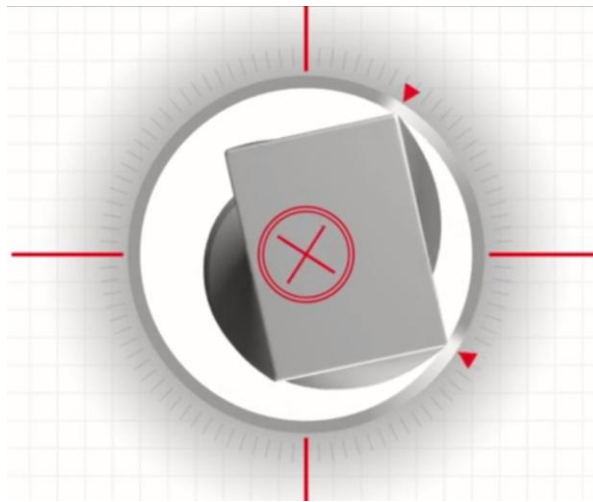


Fig.37 Núcleo no centralizado de una lima Protaper® Next¹¹.

2.2.3.6 Ángulo de corte

El ángulo de corte es el que se forma entre la arista anterior y la pared dentinaria a ser cortada. Si el ángulo formado es obtuso se dice que es un ángulo positivo o cortante y si el ángulo formado es agudo se dice que es negativo o de raspado^{1,13,27} (Figura38).

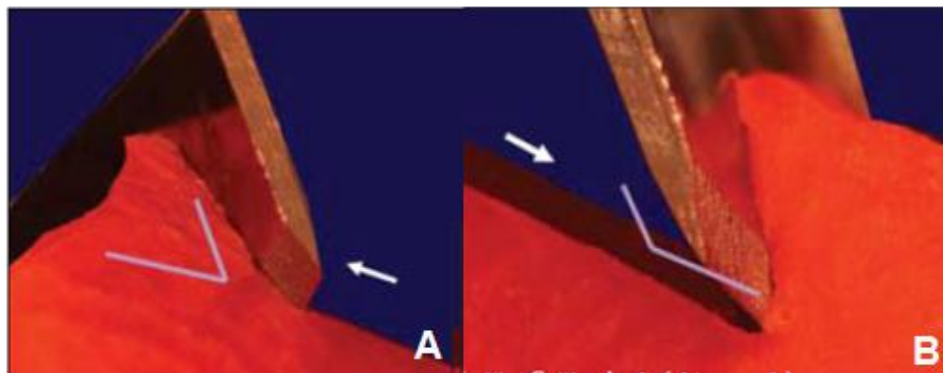


Fig. 38 Ángulos de corte: A) Negativo, B) Positivo²².

Un mismo instrumento puede tener hojas con inclinación positiva y hojas con inclinación negativa, como lo presenta el sistema Quantec®¹³. El ángulo de corte y el de corte efectivo es igual si las estrías son simétricas (Figura 39), como en los sistemas ProTaper®, RaCe®, Profile® y GT®, pero estos dos ángulos no serán iguales si las estrías son asimétricas; cuando el ángulo de barrido es negativo, el de corte efectivo es ligeramente positivo (Figura 40), algunos sistemas con estas características son MTwo® NiTi-TEE®, Quantec®^{13,22}.

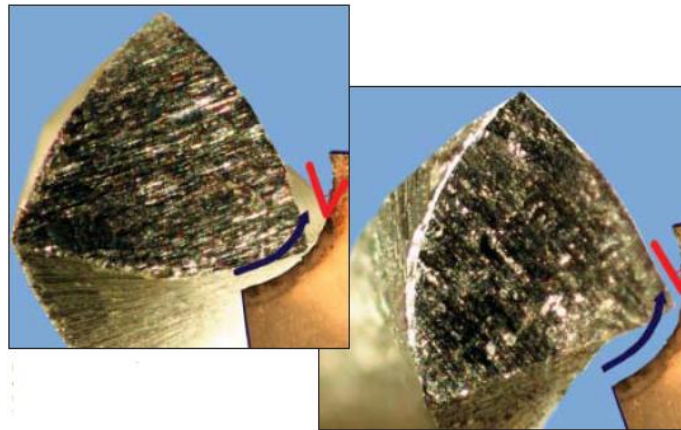


Fig.39. Ángulos de corte iguales de ProTaper®²².

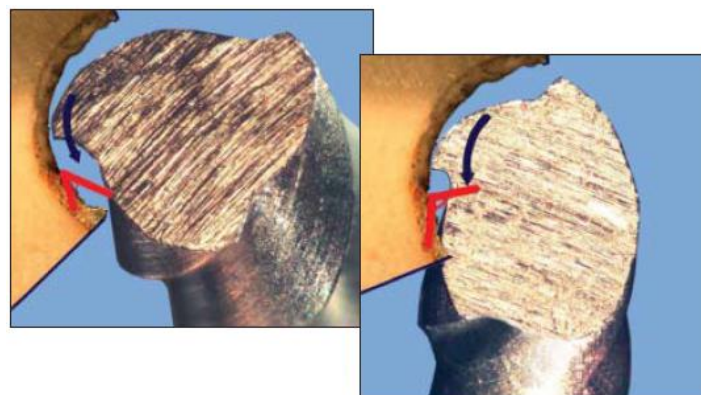


Fig.40. Diferentes ángulos de corte de una lima Quantec®²².

2.2.3.7 Pitch y Repetividad de espiras

El pitch se conoce como la distancia entre una arista anterior y el punto correspondiente a la arista adyacente (Figura 41), a una menor distancia entre estas aristas, la lima tendrá una mayor repetividad o cantidad de espiras a lo largo de su longitud y el ángulo helicoidal será mayor. En la actualidad la mayoría de las limas rotatorias, tienen un paso de rosca variable que va cambiando a lo largo de la parte activa, patrones alternados y/o que se repiten^{1,10,13,22}.

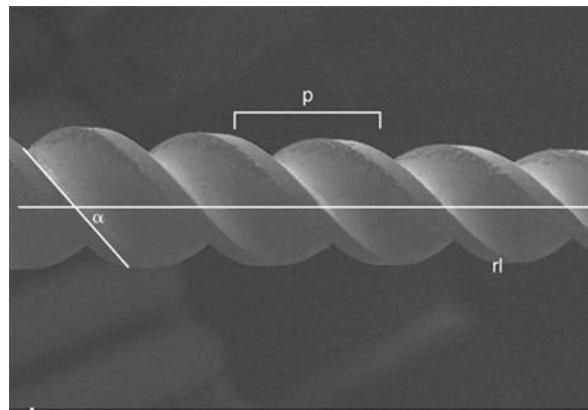


Fig.41. Pitch de una lima rotatoria²⁰.

2.2.3.8 Ángulo Helicoidal

Se forma entre el eje longitudinal de la lima y las aristas de corte. Los que poseen un ángulo mayor, tienen una mejor eficacia de corte con una velocidad constante, mientras que los de menor ángulo tienen una eficacia menor. Los ángulos que se aproximan a 45° o son mayores tienden a tener mayor efecto de atornillamiento, mientras que los más próximos a 0° evitan la torsión. Algunos de estos instrumentos poseen ángulos de aproximadamente 35°, así se mantiene un equilibrio entre velocidad y eficacia de corte, pero también hay instrumentos que presentan

variaciones del ángulo a lo largo de la parte activa (Figura 42), con el fin de disminuir el efecto de atornillado, mejorar la flexibilidad y eficiencia de corte^{2,13,27}. También si el ángulo helicoidal es constante, tendrá una menor eficiencia de corte, pero si es variable la eficiencia mejora¹.

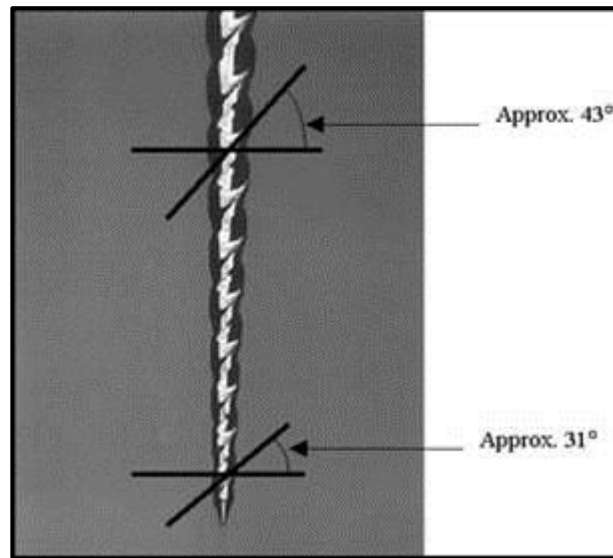


Fig.42. Diferentes ángulos helicoidales en una lima K3²⁸.

2.2.4 Punta o guía de penetración

Se encuentra en el extremo de la parte activa, tiene forma de cono o pirámide con un vértice especial para cada tipo de lima. En la mayoría de los diseños es no cortante o inactiva, lo que significa que se ha eliminado al ángulo de transición el cual determina la capacidad de corte de la punta. Existen diseños con forma convexa o redondeada y su fin es servir como una guía ya que se utilizan después de que el conducto se ha permeabilizado con instrumentos tipo K que cuentan con puntas activas. De acuerdo a su forma se pueden clasificar en activas, parcialmente activas y pasivas aunque no hay una diferencia clara entre ellas^{1, 2, 10,13, 22, 27}. (Figura 43).

A partir de las modificaciones se crearon dos tipos de puntas, la cónica tiene ángulos de transición afilados y superficies lisas, lo que le permite una disminución del corte en sentido apical pero no en sentido de corte lateral haciendo posible la transportación del conducto y la punta bicónica tiene ángulos de transición disminuidos y superficies anchas desde estos hasta la primera espira, sirven como guía ya que al entrar en contacto con la pared del conducto en lugar de hacer un desgaste se deslizan sobre ella posibilitando la flexión del instrumento para seguir las curvaturas¹³.



Figura.43 Puntas inactivas de limas rotatorias².

2.3 Principios básicos para el trabajo biomecánico con instrumentos rotatorios

Se sugiere seguir estos pasos para utilizar de forma correcta cada sistema, mejorando la eficacia de la preparación biomecánica y disminuyendo al mínimo los riesgos:



- 1- Evaluar radiográficamente la anatomía del diente a tratar²³.
- 2- Adecuada preparación del acceso, para evitar errores durante el procedimiento²³.
- 3- Permeabilizar el conducto con instrumentos manuales de pequeño calibre, como #15 y #20 antes de utilizar cualquier instrumento rotatorio²³.
- 4- Realizar acceso cervical y/o desgaste anticurvatura²³.
- 5- Utilizar el torque y velocidad recomendada por el fabricante. Mantenerlo constante durante el procedimiento²³.
- 6- Realizar la conformación, con la técnica sugerida para cada sistema²³.
- 7- Medir y examinar cada instrumento, antes y después de su inserción en el conducto. Al primer rasgo de deformación, desechar el instrumento²³.
- 8- Entrar y salir del conducto, con el instrumento girando²³.
- 9- Verificar con un instrumento manual pequeño, entre cada lima rotatoria si no hay obstrucciones en el conducto²³.
- 10- Irrigar abundantemente entre cada instrumento, si es necesario utilizar algún lubricante²³.
- 11- Trabajar con presión apical suave, el avance o empuje excesivo del instrumento puede incrementar el estrés en el metal²³.
- 12- Evitar cambios repentinos en la dirección del instrumento²³.
- 13- En los dientes multirradiculares, se recomienda instrumentar primero los conductos más rectos, seguido de los conductos más curvos²³.
- 14- Los conductos en bayoneta o forma de S, deben instrumentarse posteriormente al ensanchado cervical²³.



15- Es importante llevar un control de las veces que se utiliza cada instrumento²³.



3. Sistema Rotatorio HyFlex® CM

Este sistema salió al mercado en el año 2011 y es fabricado por la casa comercial Coltene-Whaledent, (Allstetten, Switzerland). Están fabricadas con una aleación nueva de Ni-Ti, la cual se conoce como CM (Controlled Memory). Su proceso de fabricación termomecánico es único y patentado, otorgándole así la característica de memoria de forma controlada siendo su principal característica, aumentando la flexibilidad y eliminando la característica de súperelasticidad a temperatura ambiente, que se da por una fase de transformación inducida por estrés que caracteriza a las aleaciones convencionales de níquel-titanio³¹.

Una de las características de esta aleación es su menor proporción de níquel, utilizado en un 52%, dándole así a la lima la propiedad ya mencionada, de curvarla sin que retorne a su forma original a diferencia de otros sistemas y aumentando su flexibilidad¹⁴.

Se cree que esta característica del instrumento de retomar su forma original después de ser esterilizado, ofrece una gran ventaja sobre otros instrumentos que están indicados para un uso único, ya que se previene la infección cruzada después de este proceso, disminuye el costo del tratamiento y nos da la posibilidad de detectar cuándo el instrumento está a punto de fracturarse al ya no retornar a su forma original, disminuyendo la incidencia de separación del instrumento³².



3.1 Proceso de fabricación de la aleación CM

El proceso de fabricación de las limas HyFlex® CM, no se ha revelado con claridad ya que es un proceso patentado, pero se sabe que se da a partir de un complejo proceso termomecánico que consta de ciclos de calentamiento y enfriamiento de los alambres de Ni-ti y finalmente se obtienen por el proceso de fresado convencional³⁰.

Se han realizado ligeros cambios en la proporción de los elementos que conforman la aleación de NiTi teniendo como resultado una gran diferencia en sus propiedades, principalmente modificando las temperaturas de transformación, que como ya se mencionó son los rangos de temperatura en los cuales las fases pasan de austenita a martensita y viceversa. En este caso el níquel se encuentra presente en una proporción del 52%, brindando mayor flexibilidad a la aleación, en comparación con la mayoría de los sistemas rotatorios presentes en el mercado que se fabrican con aleaciones de NiTi convencional que contienen del 54.5 al 57% de níquel^{13,14}.

3.2 Características cristalinas de la aleación CM

No se sabe con claridad qué tipo de aleación presentan las limas HyFlex® CM, algunos autores sugieren que se encuentra en una organización cristalina combinada entre la fase martensita y austenita a temperatura ambiente^{28,29} aunque con mayor presencia de martensita o totalmente en martensita a temperatura ambiente³⁰, debido al comportamiento que presenta que se conoce como memoria de forma, ya que es dúctil y deformable plásticamente, lo que significa que una vez retirada la fuerza del instrumento no regresará a su forma original^{15, 29}.

Al estar en reposo la lima a temperatura ambiente se va a encontrar en la fase martensita pudiendo deformarla al aplicar una fuerza sobre ella y permanecer deformada al retirar la fuerza. Cuando la aleación es sometida a una alta temperatura para su esterilización se transformará en austenita y tendrá la capacidad de retornar a su forma original después de eliminar el estrés sobre ella, lo que se conoce como memoria de forma, pero cuando la aleación comienza a enfriarse y vuelve a la temperatura ambiente regresa a su estado de martensita para poder volver a deformarse (Figura 44). Solo podrá retornar a su forma original al ser sometida a calor⁵.

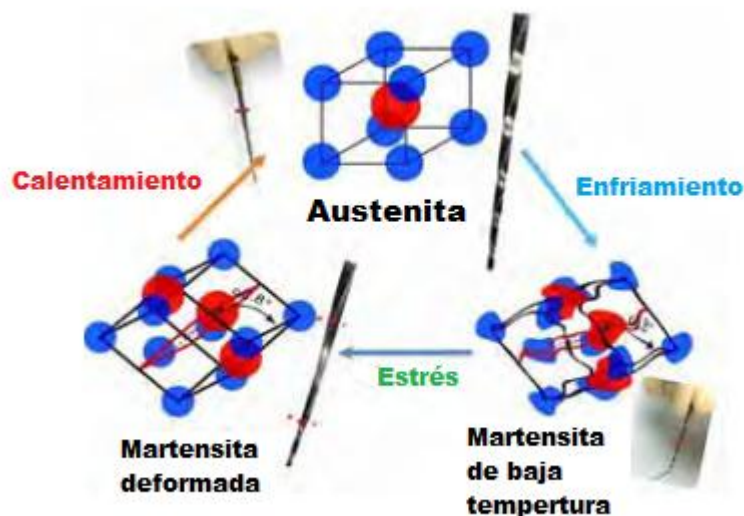


Fig.44. Representación de la transformación de fases en la aleación Ni-Ti CM⁵.

3.3 Propiedades físico-mecánicas de la aleación CM

El fabricante argumenta que el tratamiento térmico con el que se elabora y se obtiene el alambre CM le confiere una configuración cristalina muy particular, ofreciendo a los instrumentos mayor resistencia a la fatiga cíclica que va de 300 al 800% veces mayor en comparación con otras aleaciones convencionales de Ni-Ti^{5,16}

Las limas presentan extrema flexibilidad debido a que la aleación tiene un menor módulo de elasticidad que va 20–50 GPa y un límite de elasticidad de 138 GPa en comparación con la fase austenita que tiene un módulo de elasticidad de 40 a 90 GPa y un límite de elasticidad 379 MPa, esto significa que la martensita requiere menor esfuerzo para su deformación, mientras que la austenita requiere un mayor estrés, ya que poseen mayor resistencia a esta. La martensita reduce el riesgo de fractura del instrumento bajo mucho estrés debido a su deformación plástica que permite seguir muy de cerca la anatomía del conducto y recuperar su forma mediante calor después de su empleo^{2,29}.

3.4 Características morfológicas de los instrumentos del sistema HyFlex® CM.

3.4.1 Montura

El calibre está representado en la montura de las limas con anillos de colores (Figura 45. A) según la norma ISO, no. 15 anillo blanco, no. 20 anillo amarillo, no. 25 anillo rojo, no. 30 anillo azul, no.35 anillo verde, no. 40 anillo negro.

La conicidad de estos instrumentos se encuentra representada con un valor numérico en la montura y también está acompañado con un tope de color en el vástago (Figura 45B).

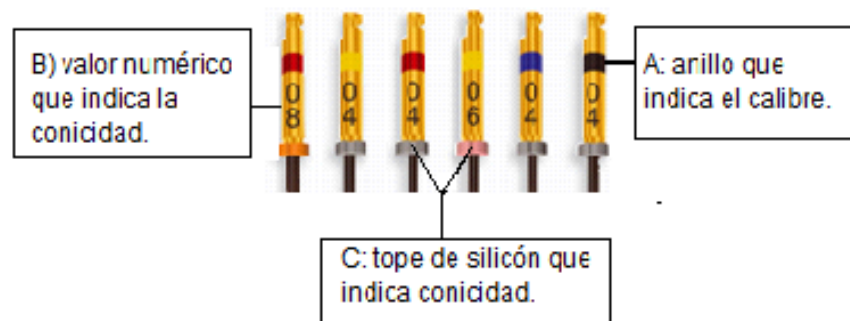


Fig. 45. A) Anillo de calibre, B) Valor numérico de conicidad, C) tope de silicón.

3.4.2. Parte activa

La parte activa de estos instrumentos mide 16mm, excepto el abridor que tienen una longitud de trabajo de 14mm.



Fig. 46 Fotografía de las limas HyFlex® CM que muestra la longitud de su parte activa ³⁷.

3.4.2.1 Conicidad y calibre

Estas limas se encuentran disponibles en calibres del número 15, 20, 25, 30, 35, 40, 40, 45, 50 y 60.

Todos los instrumentos tienen una conicidad constante, algunas presentan conicidad de .04 acompañadas de un tope azul, otras .06 acompañadas de un tope rosa y el abridor es el único que presenta conicidad .08 con un tope naranja^{1,5,13,36} (figura 45C).

3.4.2.2 Sección transversal

La sección transversal que presentan puede ser de dos formas, cuadrangular simétrica a lo largo de toda la lima en los calibres más pequeños o triangular simétrica (Figura 47) en los calibres y conicidades mayores^{1,5,13,33,34}, haciendo una combinación entre calibre, conicidad y sección transversal (Tabla 2). El diseño que tienen les da mayor resistencia, pero a la vez las hace más flexibles ya que al tener una sección cuadrangular en los calibres pequeños, les proporciona mayor masa para resistir la fatiga y al tener una forma triangular en las de mayor calibre y conicidad les confiere una menor masa haciéndolas más flexibles¹³.

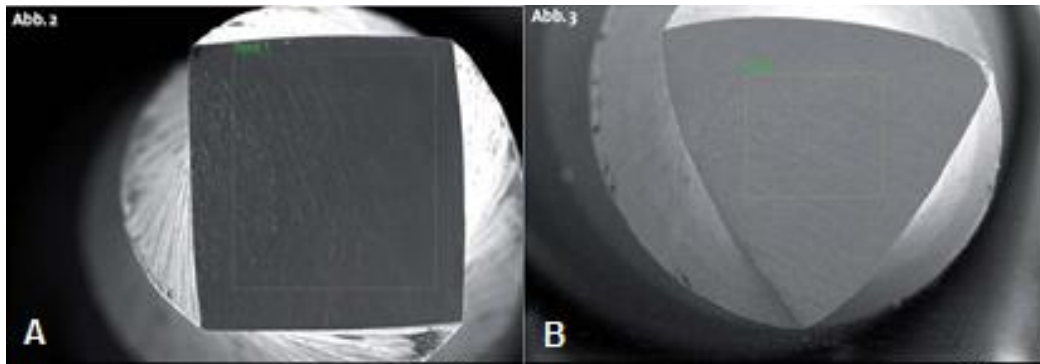


Fig.47 Sección transversal de las limas HyFlex® CM: A) Cuadrada, B) triangular³³.



Sección transversal	Calibre	Conicidad
	15 20 25	.04
	30 35 40 45 50 60	.04
	20 25 30 35 40	.06
	25	.08

Tabla.2 Relación de la sección transversal con el calibre y conicidad de las limas HyFlex® CM¹³.

3.4.2.3 Área de escape y plano de estabilización radial

Ninguna de las limas HyFlex® presenta “radial lands” en su sección transversal (Figura 48). En las limas de sección transversal triangular, el área de escape para remover la dentina cortada es de aproximadamente 52%³⁴.

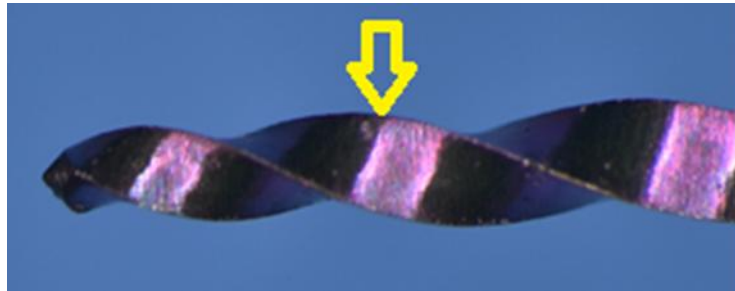


Fig. 48 Espiras de una lima HyFlex®, no hay presencia de “radial lands”³⁷.

Según la sección transversal pueden presentar diferente número de áreas de escape, 3 para las triangulares y 4 para las cuadradas⁵ (Figura 49).

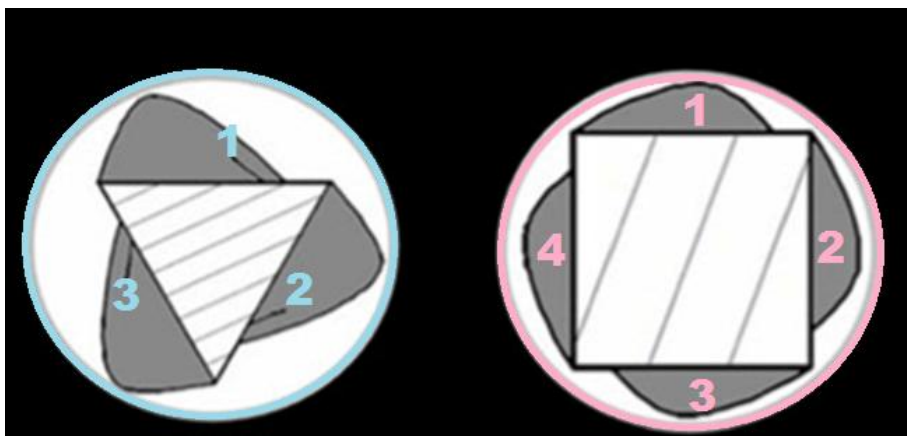


Fig.49 Áreas de escape de las limas HyFlex®: A) triangular 3 áreas, B) cuadrangular 4 áreas⁵.

3.4.2.4 Núcleo de la lima

El núcleo de las limas con sección triangular representa un área de aproximadamente el 67%³⁴ (figura 50). De acuerdo a la revisión bibliográfica, la descripción del área del núcleo de limas HyFlex® con sección cuadrangular está ausente.

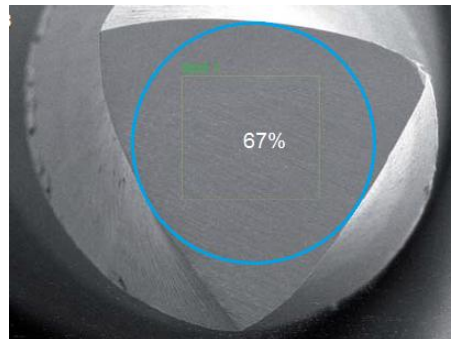


Fig.50 Núcleo de una lima HyFlex® con sección triangular³³.

3.4.2.5 Ángulo de corte

Las limas con sección triangular presentan tres ángulos simétricos de corte negativo que miden aproximadamente 35° cada uno³⁴ (Figura 51). De acuerdo a la revisión bibliográfica, la descripción del ángulo de corte para la sección cuadrangular está ausente.

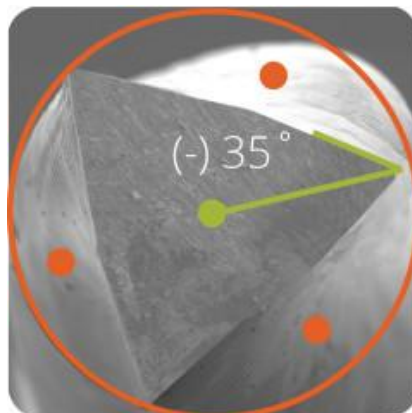


Fig.51 Ángulo de corte negativo de una lima HyFlex® CM³⁴.

3.4.2.6 Pitch y repetitividad de espiras

Tienen una repetitividad de espiras variable (Figura 52) a lo largo de la parte activa de 16mm^{1, 5, 13}.

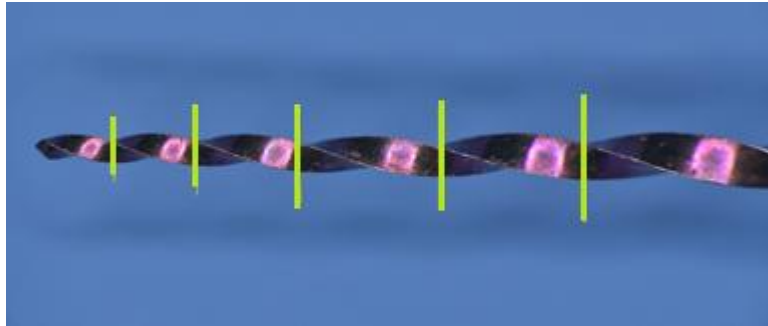


Fig. 52 Pitch variable de las limas HyFlex® CM³⁷.

3.4.2.7 Ángulo Helicoidal.

Tienen un ángulo helicoidal variable (Figura 53) a lo largo de la parte activa y este puede cambiar cuando las espiras se desenrollan durante su trabajo dentro del conducto³⁴.

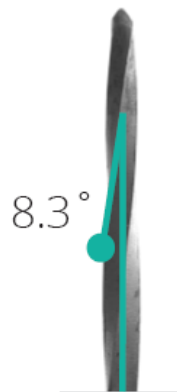


Fig.53 Ángulo helicoidal de una lima HyFlex® CM³⁴.

3.4.3 Punta o guía de penetración

Estas limas poseen un punta batt o inactiva^{13, 34} (Figura 54).



Fig. 54 Punta inactiva de una lima HyFlex® CM³⁴.

3.5 Descripción de las limas

El sistema rotatorio HyFlex® cuenta con una variedad de 15 instrumentos, ya que la propuesta del fabricante es ofrecer limas con diferentes calibre y conicidad, para poder utilizarlas según los requerimientos específicos de cada caso en particular^{1, 13, 35}.

El abridor para la preparación cervical, tiene una punta de calibre 25 con una conicidad de .08mm, es el único instrumento con esta conicidad y una longitud de 19mm. Las de calibre 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50 y 60 tienen una conicidad de .04mm en longitudes de 21, 25 o 31mm, hay disponibles también limas de calibre 20, 25, 30, 35 y 40 con una conicidad de .06mm en longitudes de 21, 25 o 31mm^{1, 13, 35,36} (Tabla 3).



Tamaño	Longitud
08/25	19 mm
04/15	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/20	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/25	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/30	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/35	21 mm / 25 mm
04/40	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/45	21 mm / 25 mm
04/50	21 mm / 25 mm / 31 mm
04/60	21 mm / 25 mm / 31 mm
06/20	21 mm / 25 mm / 31 mm
06/25	21 mm / 25 mm
06/30	21 mm / 25 mm / 31 mm
06/35	21 mm / 25 mm
06/40	21 mm / 25 mm / 31 mm

Tabla 3. Disponibilidad de limas según su calibre, conicidad y longitud^{35, 36}.

3.5.1 Presentaciones en el mercado

Actualmente se pueden encontrar disponibles en el mercado 4 Kits diferentes, cada uno contiene distintas limas con indicaciones específicas según la técnica a emplear³⁶.

3.5.1.1 Kit SML

Está indicado para la preparación de conductos estrechos, contiene un abridor de calibre 25, conicidad constante de .08mm y con longitud de 19mm, contienen limas del número 15, 20, 25, 30 y 35 con conicidad constante de .04mm para utilizarse con la técnica Crown-Down. Existen en longitudes de 21, 25 y 31mm³⁶ (Tabla 4).



Calibre	Conicidad	Longitud
25	.08	19mm
15	.04	21, 25, 31mm
20	.04	21, 25 y 31mm
25	.04	21, 25 y 31mm
30	.04	21, 25, 31mm
35	.04	21, 25mm

Tabla 4. Limas que contiene el Kit SML³⁶.

3.5.1.2 Kit MED

Está indicado para la conformación de conductos medianos, contiene un abridor de calibre 25 con conicidad constante de .08mm y longitud de 19 mm, también contiene limas del número 35, 40, 45, 50 y 60 con conicidad constante de .04mm para utilizarse con la técnica Crown-Down. Se encuentran disponibles en longitudes de 21, 25 y 31mm³⁶ (Tabla 5).

Calibre	Conicidad	Longitud
25	.08	19 mm
35	.04	21, 25, 31mm
40	.04	21, 25, 31mm
45	.04	21, 25mm
50	.04	21, 25, 31mm
60	.04	21, 25, 31mm

Tabla 5. Limas que contiene el kit MED³⁶.



3.5.1.3 Kit LRG

Está indicado para la conformación de conductos amplios, contiene un abridor de calibre 25 y conicidad constante de .08mm y con longitud 19mm. También contiene a las limas del número 20, 25, 30, 35 y 40 con conicidad constante de .06mm para utilizarse con la técnica Crown-Down. Se encuentran disponibles en longitudes de 21, 25 y 31mm³⁶ (Tabla 6).

Calibre	Conicidad	Longitud
25	.08	19 mm
20	.06	21, 25, 31mm
25	.06	21, 25mm
30	.06	21, 25, 31 mm
35	.06	21, 25mm
40	.06	21, 25, 31mm

Tabla 6. Limas que contiene el Kit LRG³⁶.

3.5.1.4 Kit ASST empleo generalizado

Contiene un abridor calibre 25 con conicidad constante de .08mm y longitud de 19mm, contienen las limas 20/.04, 25/.04, 20/.06, 30/.04 y 40/.04 disponibles en longitudes de 21, 25 y 31mm para utilizarse con la técnica de longitud única o híbrida^{13,36} (Tabla 7).



Calibre	Conicidad	Longitud
25	.08	19 mm
20	.04	21, 25, 31mm
25	.04	21, 25, 31 mm
20	.06	21, 25, 31 mm
30	.04	21, 25, 31mm
40	.04	21, 25, 31mm

Tabla 7. Limas que contiene el Kit ASST³⁶.

3.6 Recomendaciones de uso sugeridas por el fabricante

El fabricante sugiere seguir las siguientes recomendaciones durante el trabajo biomecánico en cualquiera de las técnicas, para obtener mejores resultados.

1. Esterilizar las limas antes de su uso^{5, 35, 36}.
2. Utilizar con una pieza de mano de baja velocidad a 500rpm y con un torque de 2.5N.cm^{5, 35, 36}.
3. Irrigar y lubricar el conducto después de cada instrumento y durante su uso^{5, 35, 36}.
4. Limpiar el exceso de dentina en las espiras de las limas, después de retirarlas del conducto^{5, 35, 36}.
5. Patentizar el conducto con una lima 20/.02 entre cada instrumento^{5, 35, 36}.



3.6.1 Instrucciones de limpieza y esterilización

- Sumergir todos los instrumentos en una solución con detergente y desinfectante combinada con alguna enzima proteolítica inmediatamente después de su uso si es posible^{5, 36}.
- Si quedan residuos en la lima, limpiar con un cepillo de dientes suave^{5, 36}.
- Utilizar un limpiador ultrasónico con limpiador multiusos durante 30 minutos^{5, 36}.
- Comprobar visualmente que la lima esté limpia^{5, 36}.
- Colocar las limas de manera que no exista contacto entre ellas^{5, 36}.
- Si la solución desinfectante contiene algún inhibidor para la corrosión, se recomienda enjuagar los instrumentos antes de la esterilización en autoclave^{5, 36}.
- Ponga el kit en una envoltura esterilizable o contenedor^{5, 36}.
- Esterilizar en autoclave a 134 ° C / 273 ° F durante 6 a 18 minutos^{5, 36}.
- Mantener los dispositivos en el envase de esterilización almacenado en un lugar seco y limpio^{5, 36}.

3.7 Técnicas de instrumentación

Las técnicas sugeridas por el fabricante son la técnica de longitud única, técnica Crown-Down y Step-back, sin embargo el fabricante no describe la secuencia de instrumentos de esta última técnica^{5,35,36}.

3.7.1 Material y equipo para la instrumentación

Es indispensable contar con el material e instrumental adecuado para llevar a cabo las técnicas de instrumentación de la mejor manera posible (Figura 55). En este caso es indispensable contar con un motor de baja velocidad que nos permita controlar el torque y la velocidad de las limas, según las especificaciones del fabricante. También será de suma importancia contar con un esterilizador de cuarzo para someter las limas al calor después de su uso y que estas retomen su forma inicial³⁶.

- A) Topes de silicón.
- B) Punta para irrigar.
- C) Jeringa para irrigar.
- D) Eyector endodónico.
- E) Regla milimétrica.
- F) Clean stand.
- G) Limas tipo K de calibre 10,15 y 20.
- H) Sistema rotatorio HyFlex®.
- I) Irrigante y lubricante.
- J) Esterilizador de cuarzo.
- K) Motor de baja velocidad.



Fig. 55 Equipo y material para la instrumentación. (Fuente Propia)



3.7.2 Técnica de Longitud Única (híbrida)

Para poder comenzar la instrumentación, se deberá tener un acceso coronal en línea recta, posteriormente se debe determinar la longitud de trabajo con un localizador de foramen apical y finalmente se debe patentizar el conducto con limas tipo K 10 y 15 hasta una lima de calibre 20 para crear una guía a los instrumentos^{5, 35, 36}.

En esta técnica todas las limas van a llegar a la longitud de trabajo, excepto el abridor que trabaja en el tercio cervical y medio del conducto y la lima 20/.06 que aunque llega a la longitud de trabajo, únicamente conforma el tercio medio del conducto debido a su conicidad (Figura 56)³⁶.

Deben realizarse los siguientes pasos entre cada instrumento: introducir suavemente realizando movimientos de “picoteo” y sin realizar presión apical, una vez que se sienta resistencia, se debe retirar el instrumento ya que ha cumplido con su trabajo en el área específica. Finalmente debe irrigarse el conducto y patentizar con un instrumento tipo K de calibre 20 a longitud de trabajo, puede colocarse algún tipo de lubricante dentro del conducto.

Paso 1: El primer instrumento que se utiliza es la lima de calibre 25/.08, que realiza una función de abridor en el tercio cervical del conducto y que no llega a la longitud de trabajo.

Paso 2: El segundo instrumento es la lima 20/.04, la cual debe llegar a la longitud de trabajo y comenzar a trabajar en la zona apical.

Paso 3: El tercer instrumento es la lima 25/.04, que debe llegar a la longitud de trabajo y sigue conformando la zona pical.

Paso 4: El cuarto instrumento que se utiliza es la lima 20/.06, la cual llega a la longitud de trabajo, pero limpia y conforma el tercio medio.

Paso 5: El quinto instrumento es la lima 30/.04, debe llegar a la longitud de trabajo y continúa trabajando en la porción apical.

Paso 6: El último instrumento es la lima 40/.04 que va a dar el terminado a la porción apical.

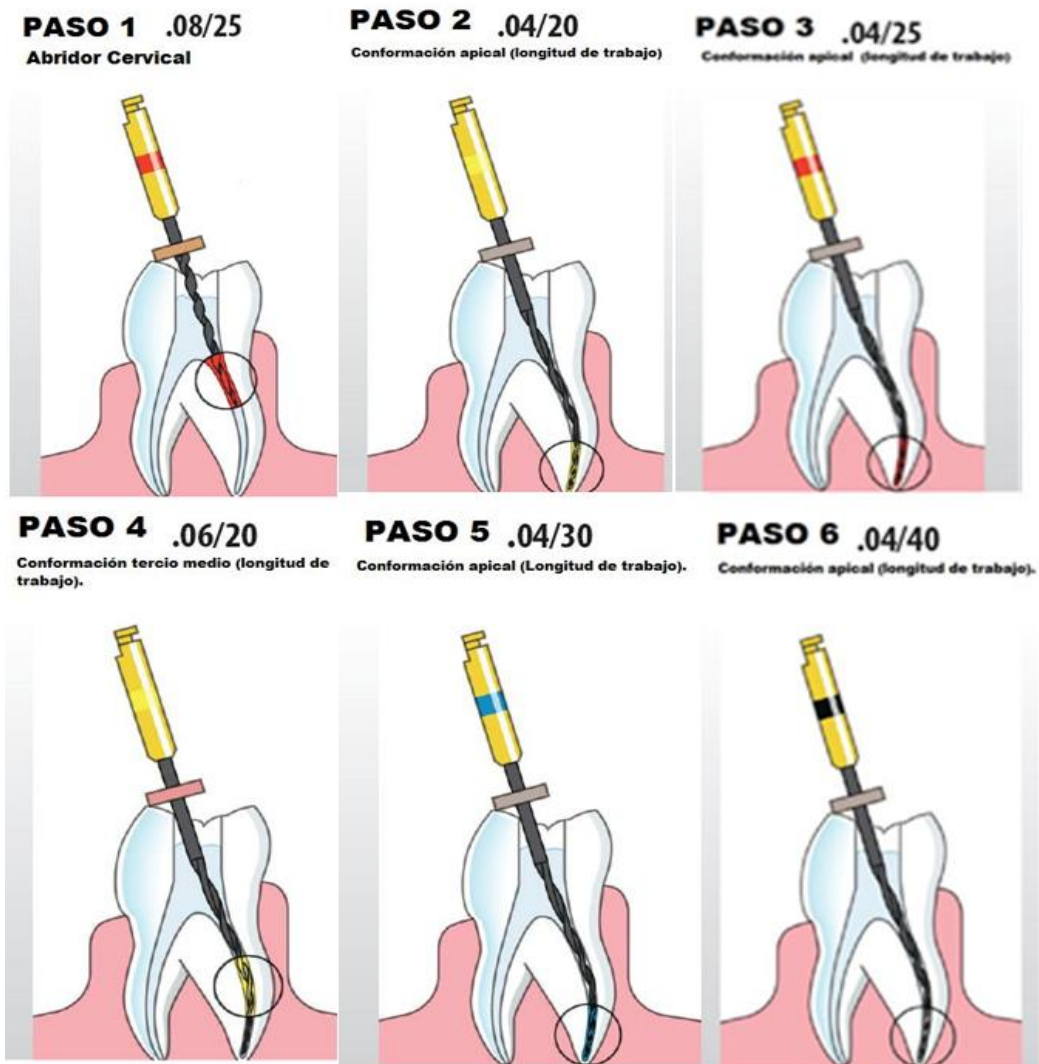


Fig. 56 Secuencia de instrumentación con la técnica de longitud única³⁶.

Paso opcional:

Si en el primer paso donde se utiliza la lima 25/.08, se llega a la longitud de trabajo en conductos amplios, puede pasar directamente al paso número 4 según la tabla de arriba (Figura 56), donde se utiliza la lima 20/.06 y se termina la instrumentación hasta el sexto paso (Figura 57)^{5,36}.

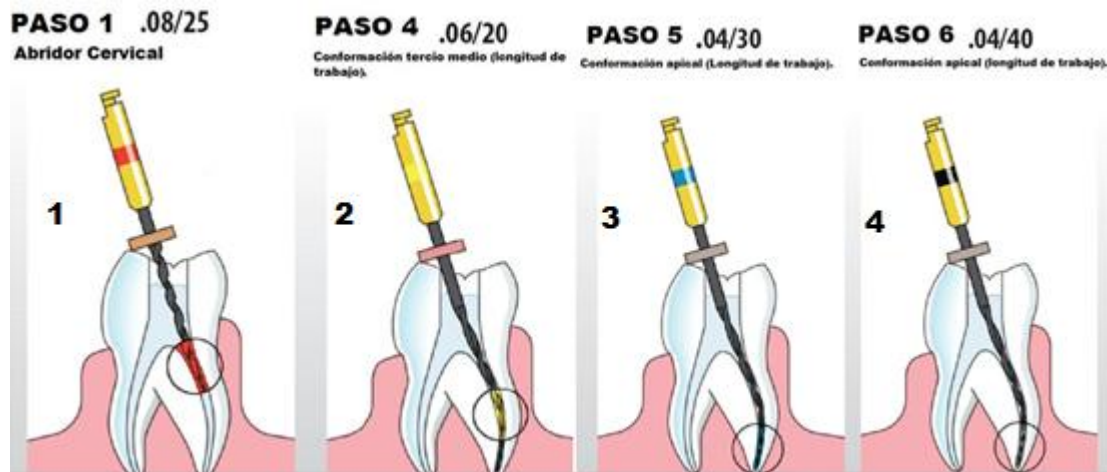


Fig.57 Paso opcional³⁶.

3.7.3 Técnica Crown –Down

Otra técnica que recomienda el fabricante es la técnica Crown-Down, que según el tipo de conducto que vaya a ser tratado se utilizará una secuencia de limas con un calibre de mayor a menor y con diferente conicidad describiendo finalmente una secuencia diferente de instrumentos para conducto estrechos, medianos y amplios³⁶.

Una vez que el conducto ha sido permeabilizado hasta la longitud de trabajo con una lima tipo K de calibre 20, se comenzará la instrumentación mecanizada que



consta de una secuencia de seis instrumentos (Figura 58 A, B, C), esto debe realizarse antes de cualquier técnica.

3.7.3.1 Conductos estrechos

Una vez que el conducto ha sido permeabilizado hasta la longitud de trabajo con una lima tipo K de calibre 20, se comenzará la instrumentación mecanizada que consta de una secuencia de seis instrumentos (Figura 58 A), esto debe realizarse antes de cualquier técnica.

- 1-. El primer instrumento a utilizar es la lima 25/.08 para conformación cervical y media.
- 2-.El siguiente instrumento es el 35/.04.
- 3-.El tercer instrumento es el de calibre 30/.04.
- 4-.Posteriormente se utiliza el instrumento 25/.04.
- 5-.El quinto instrumento es el de calibre 20/.04.
- 6-.Finalmente se llega a longitud de trabajo con la lima 15/.04.

En general la conicidad que se utiliza para este tipo de conductos es de .04mm en toda la secuencia de instrumentos, excepto por el abridor de conicidad .08mm.

3.7.3.2 Conductos medianos

- 1-.El primero y que va a trabajar la zona cervical es el 25/.08.
- 2-.El siguiente instrumento es el 60/.04.
- 3-.Seguir con el instrumento 50/.04.



4-.El cuarto instrumento por utilizar es el 45/.04.

5-.El quinto instrumento es el 40/.04.

6-. Finalmente se llega a la longitud de trabajo con un instrumento 35/.04.

Para este tipo de conductos la conicidad de los instrumentos seguirá siendo de .04mm, ahora comenzando con un calibre 60 después del abridor y terminando en el tercio apical con un calibre 35 (Figura 58 B).

3.7.3.3 Conductos amplios

1-.Para el acceso cervical se utiliza la lima 25/.08 de 19mm.

2-.La secuencia continúa con la lima 40/.06.

3-.El siguiente instrumento es el 35/.06.

4-.El cuarto instrumento que va a trabajar es el 30/.06.

5-.Posteriormente se utiliza la lima 25/.06.

6-.Finalmente el instrumento que va a conformar la zona apical es el 20/.06.

Para estos conductos, después de utilizar el abridor se comienza con un instrumento de calibre 40 y se termina con un calibre 20, utilizando en todos los instrumentos una conicidad de .06mm (Figura 58 C).

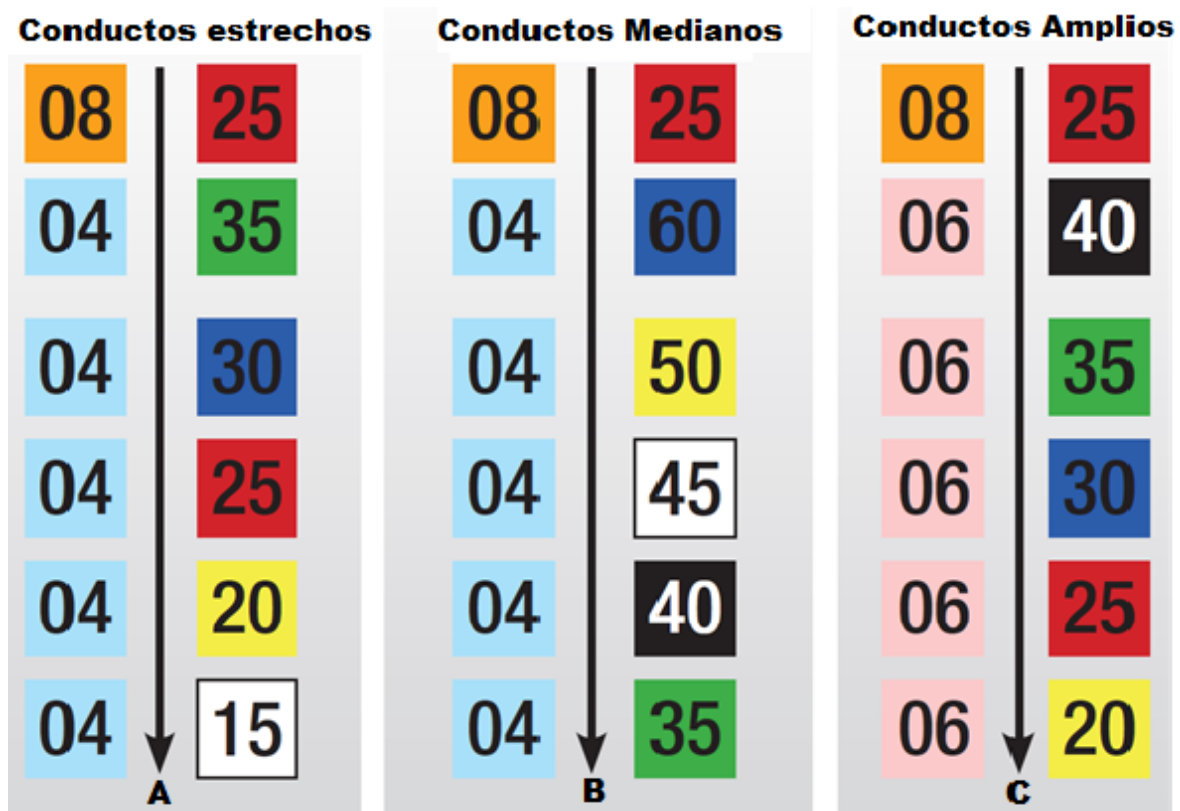


Fig. 58 Secuencia Crown-Down: A) Conductos estrechos, B) Conductos medianos, C) Conductos amplios³⁶.

3.7.3.4 Secuencia Crown- Down de tres instrumentos

En la mayoría de las situaciones clínicas, el número de limas se puede reducir a tres limas³⁵, las cuales serán suficientes para dar forma al conducto radicular. El odontólogo deberá seleccionar las limas que va a utilizar según cada caso individual³⁵.

Como en las técnicas pasadas una vez que se tiene un acceso en línea recta y se ha permeabilizado el conducto hasta una lima número 20, se puede comenzar la instrumentación mecanizada con las limas HyFlex® CM³⁵.

El primer instrumento es el 25/.08 para preparar la entrada del conducto radicular, avanzar lentamente hasta que la lima encuentre resistencia, posteriormente en conductos estrechos, se recomienda continuar con los instrumentos 25/.06 y 25/.04, mientras que en conductos medianos, la secuencia recomendada por el fabricante es 35/.06 y 35/.04³⁵ (Figura 59).

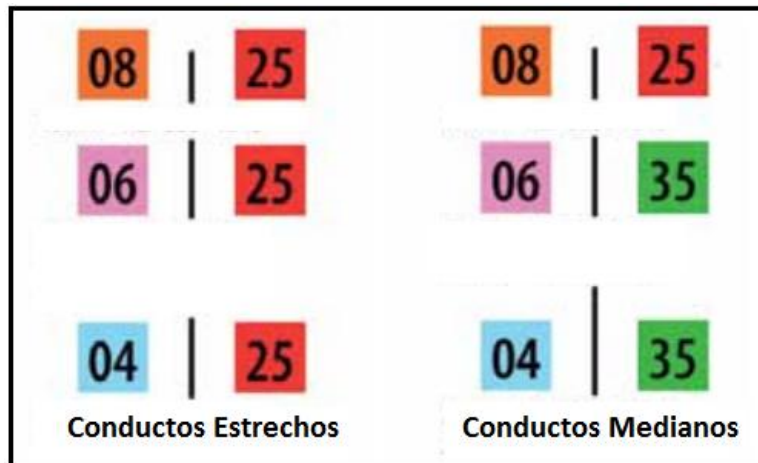


Fig. 59 Secuencia Crown-Down de tres instrumentos³⁵.

3.8 Otras especificaciones

Estas limas tienen la capacidad de ser precurvadas antes de entrar en el conducto radicular debido a que como ya se mencionó, el estado de la aleación se encuentra en forma martensita a temperatura ambiente³⁰ dándole la capacidad de deformar la lima antes de entrar en el conducto radicular, permitiendo seguir de cerca su trayectoria y respetar la anatomía original³⁶ (Figura 60).

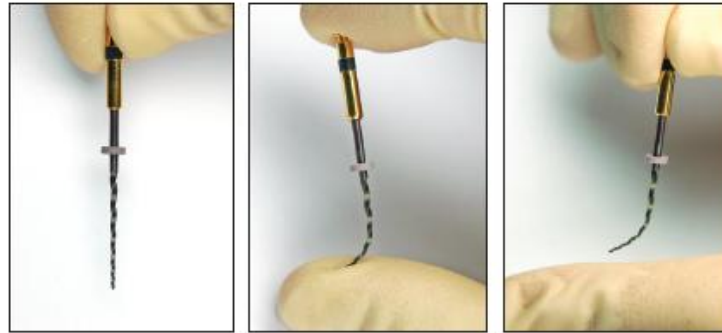


Fig.60 Precurvamiento de una lima HyFlex® CM debido a su aleación en estado de martensita³⁶.

Una vez que el instrumento ha trabajado y es retirado del conducto, se puede observar aún la curvatura de la lima aunque en menor medida y un desenrollamiento de las espiras (Figura 61). Esto con el fin de disminuir el estrés en el instrumento, evitar el efecto de atornillamiento dentro del conducto y que el barrillo dentinario pueda ser extruido a la zona apical y empacado contra las paredes.

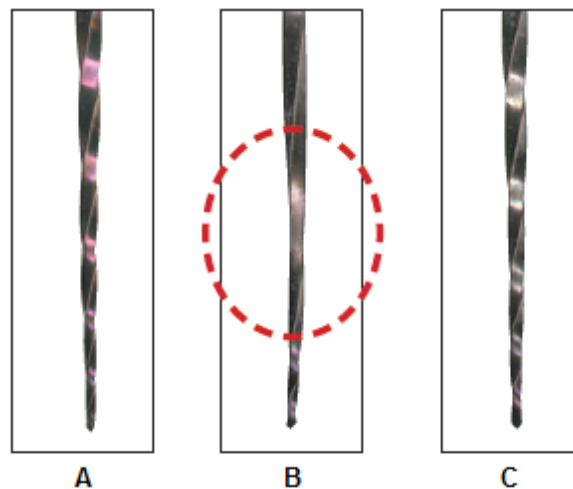


Fig.61 A) Lima antes de ser utilizada, B) Lima después de su uso dentro de un conducto, la zona punteada muestra el desenrollamiento, C) Lima después de ser sometida a calor, retorna a su forma original³⁶.

Para que el instrumento regrese a su forma original y las estrías se reubiquen, debe someterse el instrumento a calor, donde internamente la aleación pasará al estado austenita presentándose entonces el efecto de memoria de forma. Para conseguirlo se puede introducir el instrumento en un esterilizador de bolas de cristal también conocido como esterilizador de cuarzo durante 10 segundos o realizar el proceso de esterilización en autoclave a 134°C^{36} (Figura 62).



Fig. 62 Lima HyFlex® que se somete a calor para retomar su forma inicial (Fuente propia).

El fabricante argumenta que esta característica del sistema, ofrece una gran ventaja sobre otros sistemas que también están fabricados con Ni-Ti, ya que después de cierto número de usos cuando el instrumento se somete a calor, las estrías no se reubicarán, indicando que el instrumento ha perdido sus propiedades tanto físicas como mecánicas y por lo tanto debe ser descartado (Figura 63)³⁶. Esto ofrece un rango de seguridad al instrumento, en comparación con los sistemas convencionales de Ni-Ti ya que este instrumento nos indica cuando está a punto de suceder la fractura de este, clínicamente esto se traduce en una disminución en la separación de instrumentos dentro del SCR³².



Regeneración mediante tratamiento térmico



Antes de su uso



Tras el tratamiento con calor



Después de su uso



No roscada (descartar)

Fig. 63 Posición de las espiras de corte antes y después del tratamiento térmico³⁶.



Discusión

Estudios como el de Shen et. al en el año 2011 confirman que la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos HyFlex es de 300 a 800 veces mayor en comparación con otros sistemas fabricados con Ni-Ti convencional y con la misma sección transversal¹⁶. Peters en el 2012 concuerda con que poseen una mayor resistencia ante la fatiga cíclica encontrando que las limas de calibre 30 y 40 resistían fuerzas aún mayores a su torque de trabajo y que las limas de calibres pequeños pueden fracturarse con menor esfuerzo, sin embargo no encontró diferencias en cuanto a la resistencia de fatiga torsional³⁸.

Se han realizado algunos estudios para analizar los defectos que aparecen en la superficie de los instrumentos después de utilizarlos y su capacidad para retomar su forma original cuando son sometidos a calor como el fabricante menciona³⁶. Shen et. al. en el año 2013 mostró que los instrumentos sufrían desenrollamiento después de su uso ya sea con la técnica de longitud única o la técnica Crown-Down volviendo a su forma original después de ser esterilizados, recomienda su uso hasta en tres casos¹⁷. Sudani también observó que las limas de menor calibre como la 20/.04 y 20/.06 mostraron signos graves de deformación y una menor capacidad para retomar su forma original³¹. Estos autores sugieren que estos instrumentos sean de uso único^{17, 31} para evitar su separación dentro del conducto ya que tanto la instrumentación como la esterilización provoca cambios microestructurales en ellas¹⁷ y como el fabricante lo menciona, cuando los instrumentos no retomen su forma después de aplicar calor, deben ser descartados. Alfoqom et al. en el año 2015 no encontraron diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la deformación de las limas en relación a la técnica de instrumentación o con la forma del conducto, pero si encontraron diferencias significativas de acuerdo al calibre de los instrumentos³² y concuerda con Sudani



y Shen, en que las limas de menor calibre incluida la 30/.04 son las que sufren mayor deformación y menor capacidad de regresar a la forma original³².

Con respecto a la capacidad de seguir las curvaturas originales de los conductos, autores como Kumar et. al.³⁹ y Zhao et. al.⁴⁰ reportan que HyFlex® CM tiene una buena capacidad de mantener centrado el conducto, sin embargo Kumar menciona que HyFlex® tiene una mejor capacidad de centrado en los tercios cervical y medio³⁹, coincidiendo los dos autores en que no existe una diferencia significativa en cuanto al transporte apical, en comparación con el sistema TwistedFile®^{39,40}. Bürklein menciona que utilizando la técnica de longitud única HyFlex® y Mtwo® mantuvieron de mejor manera la curvatura original en comparación con RevoS®⁴¹. Saber et. al. concuerdan con los autores anteriores en que HyFlex® respeta y sigue la anatomía original de los conductos al igual que IRace® en comparación con ProTaper® Next, y mencionan que podría deberse a la conicidad que presentan los instrumentos que es de .04mm para HyFlex® e IRace® y de .07mm para ProTaper® Next⁴².

Poggio en su estudio sobre la capacidad de remoción del barrillo dentinario durante la instrumentación, concluye que el sistema HyFlex® tiene significativamente menor capacidad de remoción en comparación con los sistemas Mtwo® y Revo-S®⁴³. Podría sugerirse que se debe a que cuando la lima se somete a estrés dentro del conducto sus estrías se desenrollan, disminuyendo el ángulo helicoidal y por consiguiente la capacidad de corte de la lima.

Aunque el fabricante no lo menciona, se sugiere terminar la preparación del conducto con instrumentos manuales de calibre mayor, de acuerdo a las necesidades de cada caso y principalmente en situaciones de conductos necróticos, ya que para la técnica Crown-Down en conductos delgados el fabricante indica terminar con un instrumento de calibre 15 y en conductos amplios refiere terminar con calibre 20, debido a que estos conductos podrían presentar un calibre apical superior a estos diámetros.



Se sugiere realizar estudios que corroboren esta información, ya que debido a que es un sistema de reciente aparición en el mercado no hay información estadísticamente significativa, sin embargo los pocos estudios realizados indican que si existe una mejora significativa de las propiedades de esta aleación, observándose clínicamente una mayor vida útil de los instrumentos y una disminución de accidentes operatorios.



Conclusión

De acuerdo a la investigación bibliográfica realizada el sistema rotatorio HyFlex® ofrece cierta ventaja en comparación con otros sistemas, ya que puede ser precurvado para seguir curvaturas y respetar la anatomía original del conducto, es más seguro debido a que presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica. Según el fabricante puede utilizarse varias ocasiones pero cuando se llegara a observar deformaciones irreversibles en la lima esto nos indicaría que deben desecharse. No existe una ventaja en cuanto a la fatiga torsional en comparación con otros sistemas. Pueden emplearse diferentes técnicas de instrumentación según la necesidad de cada caso, debido a la gran variedad de limas que ofrece el sistema.



Referencias Bibliográficas

1. De Lima Machado, M.E Endodoncia de la biología a la técnica. Venezuela: AMOLCA, 2009.
2. Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. Sao Paulo, Brazil: Artes Médicas, 2008.
3. Castellucci A. A brief history of endodontics. Endodontics; 2004: 2-5.
4. Kuffman G.B, Mayo I. The Story of Nitinol: the serendipitous Discovery of the Memory Metal and its Aplications. Chem Educ. 1996; 2 (2): 1-21.
5. Caicedo R., Clark S.J. HyFlex® CM rotary files: An Excellent Innovation for Endodontic Treatment. Endodontic Practice. 2012; 4(6): 10-17
6. Ove A. P. Rotary Instrumentation: An Endodontic Perspective. ENDODONTICS: Colleagues for Excellence newsletter [Internet]. 2008 [consultado 10 Septiembre 2016];1-8. Disponible en: <http://www.aae.org/publications-and-research/endodontics-colleagues-for-excellence-newsletter/rotary-instrumentation--an-endodontic-perspective.aspx>
7. Thompson SA. An overview of nickel-Titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000; 33: 297-310.
8. Teramoto A. Sentalloy: The story of superelasticity. Ortho 2012; 1: 30-40.
9. Akriti G, Rastogi R, Choudary T, Rajkumar B, Boruah L, Gupta V et al. An overview of modern endodontic Niti Systems. International Journal of Science and Research; 2016: 4(4): 595-597.
10. Baumann MA. Nickel- Titanium: options and challenges. Dent Clin North Am. 2004 Jan; 48 (1): 55-67.
11. DENTSPLY for BETTER DENTISTRY [Internet]. 2016 [Consultado Octubre 2016].Disponible en: <http://www.dentsply.com>
12. Dentalix, tu deposito dental online [Internet]. 2016 [Consultado Octubre 2016]. Disponible en: <https://www.dentalix.com>



13. Lopreite G, Basilaki J. Claves de la endodoncia mecanizada: Conceptos, recursos, y conductas. Grupo Guía S.A; 2015.
14. Testarelli L. et al. Bending Properties of a new Nickel-Titanium Alloy whit a Lower Percent by Weight of Nickel. J Endod; 2011: 37(9): 1293-1295.
15. Ferreira MA, Luersen MA, Borges PC, Nickel-titanium alloys: A systematic review. Dental Press J Orthod; 2012: 17 (3):71-82.
16. Shen Y, Qian W, Abtin H, et al. "Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments". J Endod 2011; 37: 997–1001.
17. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. Int Endod J; 2013: 46(8):720-729.
18. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int Endod J; 2012: 45: 469–474.
19. Civian S, Huget EF, Desimon LB (1975) Potential applications of certain Nickel–Titanium (Nitinol) alloys. J Dent Res; 1975: 54(1): 89–96.
20. Chapter 9 Cleaning and Shaping of the Root Canal System [Internet]. Lib.convdocs.org. 2016 [Consultado Octubre 2016]. Disponible en: <http://lib.convdocs.org/docs/index-120361.html?page=4>
21. Class G1 - Ciència dels Materials [Internet]. Cienciamaterials.wikifoundry.com. 2016 [Consultado Septiembre 2016]. Disponible en: <http://cienciamaterials.wikifoundry.com/page/Class+G1>
22. McSpadden JT. Mastering Endodontic Instrumentation. Canada: Cloudland Institute; 2006.
23. De Lima Machado, M. Endodoncia: ciencia y tecnología. Venezuela: Amolca. 2016.
24. Cohen S, Kenneth M. Viás de la pula. 10a edición, España; Elsevier, 2011.



25. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: técnica y fundamentos. 1ra Ed. Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2008.
26. Canalda SC, Brau AE. Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas. Ed. Masson. Barcelona 2001.
27. Nicola M.G., Plotino G., Butti A., Buono L. Modern Endodontic NiTi Systems: Morphological and Technical Characteristics Part I: “New Generation” NiTi Systems. ENDODONTIC THERAPY; 2005:5(1).
28. Fagundo C. Limas K3: Secuencia clínica. Rev Oper Dent Endod; 2005: 5: 23-29.
29. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Prabhakaran G, Rajadurai A. Mechanical behavior of deep cryogenically treated martensitic shape memory nickel–titanium rotary endodontic instruments. Eur J Dent 2016; 10:183-187.
30. F. Lo Savio, E. Pedullà, E. Rapisarda, G. La Rosa. Influence of heat treatment on torsional resistance to fracture of nickel. Procedia Structural Integrity; 2016: 2: 1311–1318.
31. Sudani DA. Topographic analysis of HyFlex® controlled memory Nickel-Titanium files. J Int Oral Health; 2014: 6 (6): 1-4.
32. Alfoqom AM, Bryant ST, Dummer PMH. Deformation Of HyFlex® CM™ instruments and their shape recovery following heat sterilization. Int Endod J; 2015: 48: 593- 601.
33. Rieger T. Wurzelkanalaufbereitungssystem im praxistest. Endodontie Journal [Internet]. 2012 [Consultado Octubre 2016]; 12(3): 28-29. Disponible en: <http://www.zwp-online.info/epaper/pub/sim/ej/2012/ej0312/page28.html#/28>
34. HyFlex CM: Tip Evaluation (1st 3mm) | The One Endo File [Internet]. Nanoendo.com. 2015 [Consultado Septiembre 2016]. Disponible en: <https://nanoendo.com/blog/hyflex-cm-tip-evaluation-1st-3mm/>
35. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile, Canal Abierto. (En línea) Disponible en: <http://www.socendochile.cl/revistas/32.pdf> Pp. 41-47.
36. HyFlex® CM™ Endo Rotary Files / HOME [Internet]. Hyflexcm.com. 2016 [Consultado Septiembre 2016]. Disponible en: <http://www.HyFlexCM.com>
www.HyFlexCM.com



37. Fotografías tomadas por el Mtro. Ricardo Ortiz Sánchez, sala de realidad virtual de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México. Instrumentos aportados por la alumna Brenda Alejandra Lomelí Vázquez de la misma universidad. México, Cd. Mx. Octubre 2016.
38. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium instruments. *Int Endod J*; 2012; 45: 1027–1034.
39. Kumar BS, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattanshetty KS, Prasad S. An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and HyFlex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *J Int Oral Health*; 2013; 5(5):107-114.
40. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro– computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *Journal of Endodontics*; 2013; 39: 385–388.
41. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with HyFlex CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments. *Int Endod J*; 2014; 47: 470–476.
42. Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and HyFlex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J*; 2015; 48: 131–136.
43. Claudio Poggio, Alberto Dagna, Marco Chiesa, Riccardo Beltrami,* and Stefano Bianchi. Cleaning Effectiveness of Three NiTi Rotary Instruments: A Focus on Biomaterial Properties. *J. Funct. Biomater*; 2015; 6: 66-76.
44. Santos LA, Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VT. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *J Endod*; 2013; 39:1444–1447.
45. Fuente propia.