



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

SISTEMA ROTATORIO NiTi HYFLEX® CM™ EN LA  
PRÁCTICA ENDODÓNCICA.

**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:

FÁTIMA ILIANA RÍOS GARCÍA

TUTORA: Esp. ALEJANDRA RODRÍGUEZ HIDALGO

ASESOR: Esp. DANIEL DUHALT IÑIGO



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 mi abuelita*

*Que siempre presumió con que llegaría este día y siempre está presente en mis pensamientos.*

*A mis padres*

*Que me enseñaron, guiaron y son responsables de lo que soy.*

*A mi hermano*

*Que siempre ha sido mi ejemplo y mi admiración.*

*A mi Tutora y a mi Asesor*

*Que por su dedicación, tiempo, y orientación ha sido posible este trabajo.*

*A la UNAM y a la Facultad de Odontología*

*... gracias, por abrirme sus puertas.*



## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.	6
2. PROPÓSITO.	8
3. OBJETIVOS.	9
4. LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS A TRAVÉS DEL TIEMPO.	10
4.1 Fabricación de limas endodóncicas y su estandarización.	12
4.2 Inicios de los Sistemas Rotatorios.	19
4.3 Aleaciones previas al NiTi.	21
4.4 Aleación Níquel Titanio (NiTi) en la fabricación de instrumentos endodóncicos.	23
5. SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL/TITANIO.	25
5.1 Características Generales de los Sistemas Rotatorios de NiTi.	30
5.1.1 Conicidad de los instrumentos rotatorios.	30
5.1.2 Corte transversal.	32
5.1.3 Superficie radial o guía lateral de penetración.	33
5.1.4 Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte.	34
5.1.5 Alivio de la superficie radial.	35



5.1.6 Ángulo helicoidal.	36
5.1.7 Distribución de la masa metálica.	37
5.1.8 Diseño de la punta y ángulo de transición.	38
5.1.9 Área de escape.	39
5.1.1.1 Acabado superficial.	39
6. MOTORES QUE ACCIONAN LOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NiTi.	41
6.1 Eléctricos.	41
7. SISTEMA ROTATORIO NiTi HYFLEX <sup>®</sup> CM <sup>™</sup> .	43
7.1 Cómo afecta la modificación de la Aleación de NiTi a los instrumentos NiTi Hyflex <sup>®</sup> CM <sup>™</sup> .	44
7.2 Características, generales y específicas.	49
7.3 Diseño.	51
7.4 Velocidad y Torque recomendados.	53
7.5 Secuencia técnica e instrucciones de uso.	53
7.6 Indicaciones y recomendación clínica.	57
7.7 Precauciones y vida útil.	57
7.8 Marco teórico que avala los beneficios del uso de este sistema.	59
7.9 Caso Clínico.	64
8. DISCUSIÓN.	71



---

9. CONCLUSIONES.	72
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	74



## 1. INTRODUCCIÓN

Desde la aparición del primer instrumento endodóncico en 1838, por Edward Maynard, basándose en un muelle de reloj, la tecnología de la instrumentación en el campo de la Endodoncia ha ido avanzando a pasos agigantados y constantes, ahora gracias a estos avances nos permitimos ampliar nuestro campo de resolución para todo tipo de casos que a inicios del siglo pasado nos hubieran parecido imposibles de resolver.

El nuevo Sistema Rotatorio NiTi Hyflex<sup>®</sup> CM<sup>™</sup> representa un gran progreso en la forma de limpiar, preparar y conformar los sistemas de conductos radiculares.

Este sistema fue diseñado para brindar una flexibilidad superior a la que brindan todos los demás sistemas rotatorios hechos de NiTi convencional, debido a una modificación en su aleación, a cambios cristalinos en su estructura y a su forma de fabricación patentada, que le provee características inigualables, como la capacidad de controlar su memoria de forma y brindar seguridad al operador, debido a las deformaciones que las limas sufren cuando se encuentran dentro del conducto radicular sometidas a estrés, y que al esterilizarlas o someterlas a calor, regresarán a su forma original para poder utilizarlas en múltiples ocasiones.

Además de que es el único sistema que se deforma de manera permanente, indicándonos que ya no es seguro su uso, para su posterior desecho.

Debido a sus características este sistema es capaz de trabajar conductos con curvaturas abruptas, debido a que se acopla perfectamente a cualquier tipo de anatomía conservándola, incluso después de que se retira del sistema de conductos radiculares, ofreciéndonos un seguimiento fiel del conducto radicular, que nos



---

brindará seguridad, evitando accidentes operatorios como  
transportación de conductos, perforaciones, entre otros.





---

## 2. PROPÓSITO

Debido a su reciente introducción al mercado y a la poca información accesible con la que se cuenta, nos pareció de gran utilidad describir este sistema de manera detallada.



---

### 3. OBJETIVOS

Conocer las características y las propiedades de los materiales con los que se han realizado y actualmente se realizan los diferentes instrumentos endodóncicos.

Dar a conocer las características generales y específicas del nuevo sistema rotatorio NiTi HyFlex® CM™ y su uso en la práctica endodóncica.

## 4. LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS A TRAVÉS DEL TIEMPO.

En 1838, Edward Maynard, un reconocido dentista estadounidense egresado y profesor del Colegio de Cirugía Dental de Baltimore (*Baltimore College of Dental Surgery*) (Figura 1), creó el primer instrumento endodóncico basándose en un muelle de reloj (Figura 2 y 3), cuyo único objetivo era la limpieza y conformación del conducto radicular en sentido ápico-coronal.<sup>1</sup>

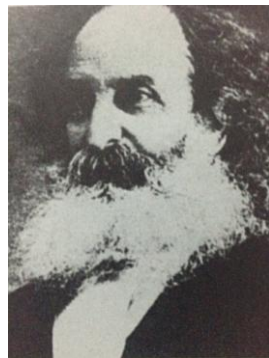


Fig.1 Edward Maynard.



Fig.2 Muelle de reloj.

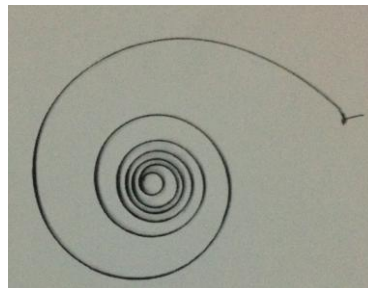


Fig.3 Muelle de reloj a detalle.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio*. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 3.

La instrumentación, en ese entonces, clásica o convencional comprendía en aumentar el diámetro del conducto radicular al ir incrementando el número de los diámetros de los instrumentos, realizando esto en sentido ápico-coronal y a lo largo de todo el conducto radicular. Sin embargo con el paso del tiempo y la experiencia clínica, se demostró que este principio

de instrumentación que abarcaba todo el conducto radicular no tenía éxito en conductos estrechos y curvos y ocasionaba muchos accidentes durante la utilización de estos instrumentos dentro del conducto radicular.<sup>1</sup>

Los instrumentos endodóncicos no tuvieron grandes transformaciones, eran fabricados de acero de carbono y sin ningún criterio científico (Figura 4). Fue hasta 1955, que John I. Ingle (Fig.5), profesor de la facultad de Odontología de la Universidad de Washington, EEUU, manifestó la posibilidad de que éstos se fabricaran de acuerdo a una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con una nueva numeración y que a su vez presentaran el diámetro de su punta activa. En 1961 Ingle publicó un trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y de plata correspondientes.<sup>1</sup>



Fig.4 Microfotografía de una lima tipo K, de la década de los 40's, antes de su estandarización.

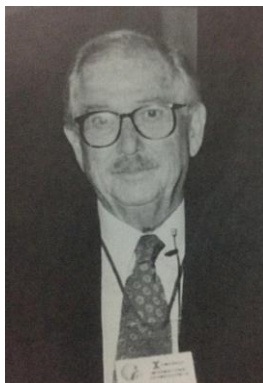


Fig.5 John Ingle.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 4.

Debido a la propuesta anterior, alrededor del año 1962, la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) decidió formar un equipo de trabajo en

la que participaron fabricantes, entre otros, y cuyo resultado final fue la propuesta de las especificaciones para esa estandarización. Esto dio origen a lo que actualmente se conoce como Organización de Estandarización Internacional (*International Standards Organization, ISO*).<sup>1</sup>

Finalmente en marzo de 1981, fueron divulgadas las normas finales y fue definida la estandarización internacional para estos instrumentos.<sup>1</sup>

La compañía *Kerr Manufacturing Co.* fue la primera que construyó estos instrumentos conocidos como instrumentos tipo K, logrando desde ese momento ser los más copiados en el mundo (Figuras 6, 7 y 8).<sup>1</sup>

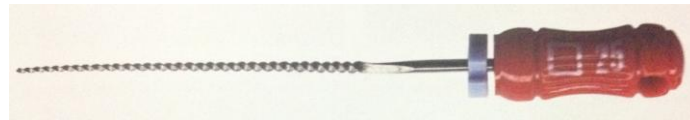


Fig.6 Lima tipo K estandarizada.



Fig.7 y 8 Microfotografías de la parte activa y de la punta activa de la lima tipo K

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio*. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 5.

#### 4.1 Fabricación de Limas Endodóncicas y su estandarización.

Inicialmente las limas se fabricaron torciendo una asta piramidal de acero de carbono y posteriormente de acero inoxidable (Figura 9), sustituyendo al acero de carbono después de 1961 por sus mejores propiedades, produciendo de esta manera unas estrías, a estos instrumentos se les llama instrumentos roscados, un ejemplo de estas limas son las tipo K y los ensanchadores. Los instrumentos ranurados, como las limas tipo

Hedström, se fabrican por desgaste mecánico de un vástago metálico, formando así sus estrías de corte.<sup>1</sup>

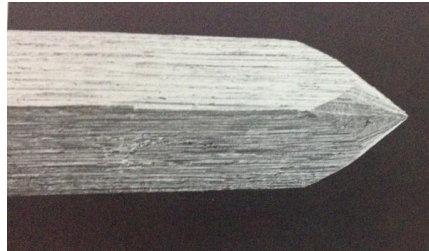


Fig. 9. Microfotografía del asta metálica de acero inoxidable antes del proceso de torsión.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 6.

Cuando se fabrican los instrumentos, la caracterización depende de la forma de la base del asta metálica de cada uno de ellos, pudiendo ser triangular en el caso de los ensanchadores (Figura 10), cuadrangular en el caso de las limas tipo K (Figura 11), y circunferencial cuando se refiera a limas Hedström (Figura 12), tomando en cuenta también la cantidad de torsiones que en ellos se imprimen.<sup>1</sup>



Fig.10 Ensanchador.

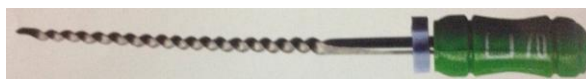


Fig.11 Lima tipo K.

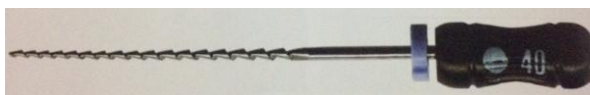


Fig.12 Lima tipo Hedström.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 6 y 7.

Cuando surge la estandarización, se logra que los instrumentos se numeren del 06 al 140 dependiendo del diámetro de cada uno en

centésimos de milímetro medido en el área activa, es decir en la base del asta piramidal triangular, cuadrangular o circunferencial dependiendo del tipo de instrumento. Así por ejemplo, un instrumento 06, debe tener 0,06mm de diámetro en la punta de su parte activa. Se observa el diseño esquemático de una lima tipo K (Figura 13).<sup>1</sup>

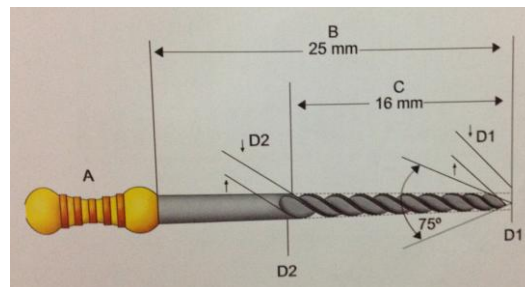


Fig.13 Características del instrumento estandarizado. A)Mango de plástico colorido, B)Asta metálica de acero inoxidable, C)Parte activa (16mm), D1)Diámetro de la punta activa medido en centésimos de milímetro, D2) Diámetro de la base de la parte activa, medido en centésimas de milímetro.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 7.

Las características de un instrumento estandarizado son las que siguen; la parte activa del instrumento se inicia en su punta y se denomina  $D_1$ , extendiéndose hacia el cabo y finalizando en su base a la cual se le denomina  $D_2$ . El diámetro  $D_2$  en la base de la parte activa debe medir 0.32mm más que el diámetro  $D_1$ , correspondiente a la punta de la parte activa, pues el aumento estándar de la conicidad de  $D_1$  a  $D_2$  debe ser de 0.02mm por milímetro de la parte activa y su extensión debe ser de 16mm mínimo. Las longitudes totales de los instrumentos son de 21, 25, 28 y 31mm.<sup>1</sup>

Se codificaron estos instrumentos con colores en los mangos de cada uno, para facilitar la identificación siendo el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la primera (15 a 40) , segunda (45 a 80) y tercera (90 a 140) series (Figuras 14, 15 y 16).<sup>1</sup>

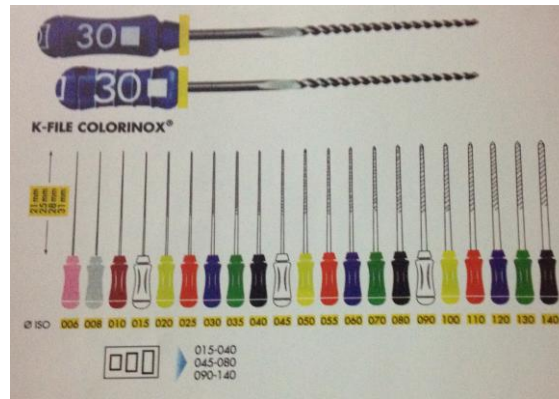


Fig. 14 Limas tipo K (Dentsply/Maillefer) comercializadas con los números especiales 0.6, 0.8 y 10, y en la 1ª, 2ª y 3ª series.



Fig.15 Limas tipo Hedström (Dentsply/Maillefer) ofrecidas en números 0.8, 10 y 1ª, 2ª y 3ª series.



Fig. 16 Ensanchadores (Dentsply/Maillefer) ofrecidos en números 0.8, 10 y 1ª, 2ª, y 3ª series.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 8 y 9.



En 1974, Herbert Schilder (Figura 17), profesor de Endodoncia de la Universidad de Boston, Massachusetts, EEUU., le dio un nuevo concepto a la preparación de conductos radiculares llamándolo “*Cleaning and Shaping*” (limpiando y conformando). Lo que se quería lograr con este nuevo concepto no era sólo limpiar y eliminar la pulpa necrótica, sino también darle una forma al conducto de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical, brindándole un aspecto cónico en sentido corona-ápice, favoreciendo la irrigación y una obturación más hermética. Esta nueva preparación incluía el uso de los instrumentos rotatorios Gates Glidden.<sup>1</sup>



Fig.17 Herbert Schilder

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 10.

En 1980, surgió una nueva técnica conocida como *Crown-Down Pressureless Preparation*, es decir, Preparación Corona-Ápice Sin Presión, dicha técnica fue conceptualizada por Marshall y Pappin, donde se utilizaban los instrumentos rotatorios Gates Glidden (Figura 18) y limas de mayor diámetro para trabajar los tercios cervical y medio del conducto radicular, utilizando posteriormente limas de menor diámetro para trabajar el tercio apical hasta alcanzar la longitud de trabajo.<sup>1</sup>



Fig. 18 Microfotografía de la parte activa del instrumento rotatorio Gates-Glidden.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 11.

En 1982, la fábrica Kerr decidió crear un nuevo instrumento, al que denominaron lima K-Flex (Figuras 19,20 y 21), fabricada con acero inoxidable especial, con sección transversal en forma de rombo, esta nueva lima poseía mayor flexibilidad y mejor capacidad de corte.<sup>1</sup>



Fig. 19 Lima K-flex de Kerr.



Fig. 20 y 21 Microfotografías de la parte activa y punta activa de la lima K-flex.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 13.

En 1983, S. Senia & W. Willey, crearon un instrumento de acero inoxidable denominado *Canal Master U* (Figura 22), que presentaba la parte activa de 2mm, su punta activa era no cortante y su asta era larga y flexible. Por ese tiempo, la compañía *Union Broach*, introdujo los primeros instrumentos que tenían punta inactiva, no cortante, llamadas limas Flex-R (Figuras 23, 24 y 25), las cuales salieron al mercado en 1985. Estas

limas surgieron como resultado de 12 años de investigación por el Dr. Roane, quien las utilizó en la técnica de Fuerzas Balanceadas y a partir de ese entonces se utilizó como nueva técnica de instrumentación.<sup>25</sup> En esas mismas fechas, salieron al mercado unas nuevas limas llamadas Flexofile de la compañía Maillefer (Figuras 26, 27 y 28), con sección triangular y punta batt modificada.<sup>1</sup>

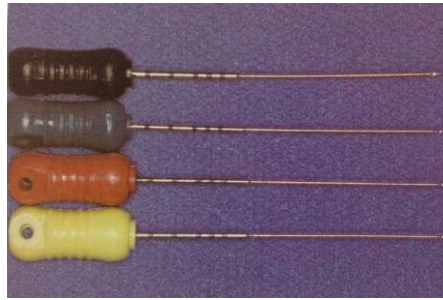


Fig. 22 Limas Canal Master U de Brasseler.

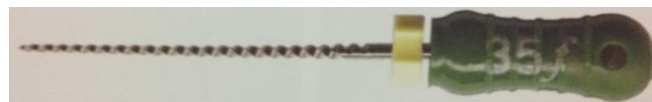


Fig. 23 Lima Flex-R de Moyco Union Broach.

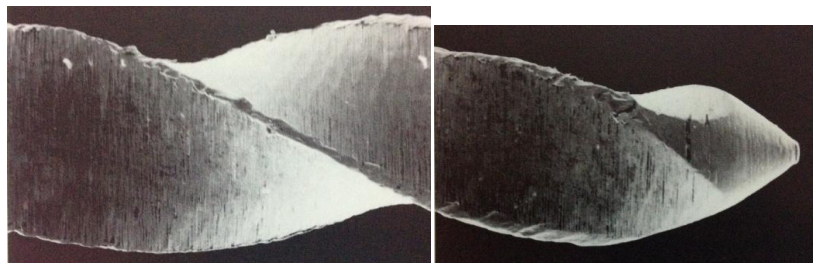


Fig. 24 y 25 Microfotografías de la parte activa y punta activa (Punta Roane) de la lima Flex-R



Fig. 26 Lima Flexofile de Maillefer.

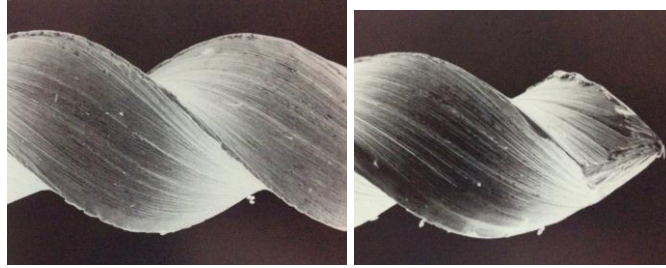


Fig. 27 y 28 Microfotografías de la parte activa y punta activa (Punta Batt) de la lima Flexofile de Maillefer.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 14 y 15.

En 1992 se modificó la norma ISO-3630-1984, a la ISO-3630-1 (1992), con nuevas numeraciones en centésimas de milímetro de los instrumentos, independientemente del tipo y dimensiones de la punta que tuvieran en su parte activa. En la que se mencionaba que las limas tipo K, las limas hedström y los ensanchadores debían medir lo que las normas establecían.<sup>1</sup>

## 4.2 Inicios de los Sistemas Rotatorios

Uno de los sucesos más importantes fue el surgimiento de los primeros sistemas de pieza de mano automatizados, creados para facilitar al odontólogo la desgastante y laboriosa instrumentación del sistema de conductos radiculares.<sup>1,2</sup>

En 1899, Rollins desarrolló un taladro para conductos radiculares que se accionaba con un motor dental. Pero fue, hasta la llegada del cabezal de limado de Racer en 1958 con movimientos oscilatorios longitudinales, y con el contrángulo de Giromatic (Figura 29), de Micromega, en 1963, que comenzó la verdadera época de la instrumentación rotatoria del sistema de conductos radiculares.<sup>1,3</sup>

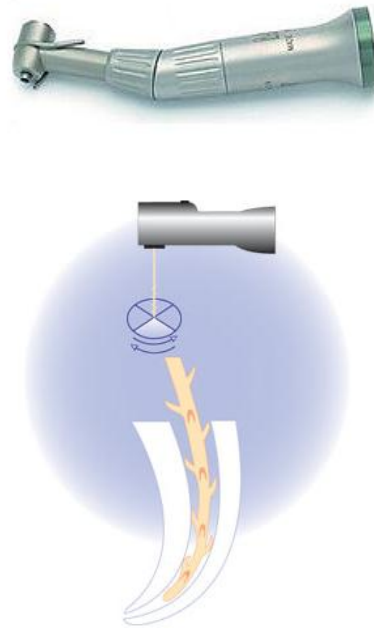


Fig. 29. Contrángulo Giromatic.

Mechanical debridement by the GIROMATIC® instrumentation. Sitio de internet de Micromega.  
<http://www.micro-mega.com/anglais/produits/giromatic/index.php#>

En la misma época, surgieron también aparatos sónicos como el Endostar de *Star/Syntex Dental EEUU* y el Micromega de *Medidental International Inc. EEUU* que también utilizaban instrumentos fabricados de acero inoxidable.<sup>1</sup>

En 1985, surgió el sistema *Canal Finder* desarrollado en Francia por Guy Levy, con el objetivo de sustituir la instrumentación manual ofreciendo mayor seguridad y rapidez de trabajo.<sup>1</sup>

Posterior a estas fechas, surgió una nueva generación de limas endodóncicas originadas de la aleación de níquel- titanio (NiTi), presentando aproximadamente el 55% de níquel y el 45% de titanio.<sup>1</sup>

Antes de comenzar a hablar de esta aleación, es necesario conocer a las aleaciones antecesoras y precursoras de ésta.



### 4.3 Aleaciones previas al NiTi.

Inicialmente los instrumentos endodóncicos eran hechos de acero de carbono. El acero de carbono es una aleación binaria hierro-carbono que contiene aproximadamente menos del 2,1% de carbono (expresado en porcentaje de peso). Existen varios tipos de aleaciones acero-carbono, que se basan en tres posibles estructuras cristalinas.<sup>4</sup>

La fase ferrita es una fase ccc (cúbica centrada en las caras), la cual es estable a temperaturas que no superen los 912°C y contiene átomos de carbono entre los átomos de hierro. La fase austenita es una fase ccc, la cual es estable entre 912°C y 1394°C, y que contiene también átomos de carbono dispuestos intersticialmente entre los átomos de hierro. Todas las aleaciones acero-carbono tienen una fase de estructura austenítica a una temperatura elevada. Cuando un acero de carbono que contiene 0.8% de carbono, se enfría muy lentamente en la fase austenítica, experimenta una transformación eutéctica en estado sólido a 723°C, que da resultado a una microestructura llamada perlita, que consiste en láminas alternativas de hierro y carburo de hierro, conocida como cementita o carburo. La fase de carburo de hierro es una estructura cristalina ortorrómbica, la cual la hace mucho más dura y rígida que las fases ferrita y austenita.<sup>4</sup>

Si la austenita es enfriada más rápidamente, se transforma de manera espontánea y sin difusión, en una estructura tetragonal centrada en el cuerpo tcc, llamada martensita. En ésta la organización de los átomos de hierro está muy distorsionada por los átomos de carbono, lo que la hace una aleación muy dura, fuerte y quebradiza.<sup>4</sup>

La formación de martensita es un mecanismo de resistencia muy importante en este tipo de aleación. Los bordes cortantes de los instrumentos de acero de carbono son martensíticos por la gran dureza de esta estructura que permite el desgaste de un filo con el uso.<sup>4</sup>



Desde los primeros instrumentos endodóncicos hasta antes de los años 60's el acero de carbono, era la materia prima de las limas confeccionadas en esta época, pero fue sustituido en 1961 por el acero inoxidable que contaba con propiedades muy superiores.<sup>1</sup> Actualmente no existen limas confeccionadas en acero de carbono, pues son muy susceptibles a la corrosión por el hipoclorito de sodio.<sup>4</sup>

Cuando se añade de un 12 a un 30% de cromo al hierro, la aleación es denominada acero inoxidable. Pueden estar presentes elementos como el cromo, hierro y carbono, que dará lugar a una variación en la composición y propiedades de los aceros inoxidables. Tal es el caso de los límites de elasticidad que pueden variar a temperatura ambiente de 200 megapascales a más de 1700 megapascales.<sup>4</sup>

La resistencia a la corrosión de los aceros inoxidables está asociada al efecto de la pasivación del cromo. Cuando el acero inoxidable se expone a una atmósfera oxidante, sobre él se forma una capa de  $\text{Cr}_2\text{Co}_3$  adherente, fina y transparente. Esta capa protectora sirve de barrera para la difusión de oxígeno y otros productos corrosivos y previene una futura corrosión por debajo de la aleación. Si la capa se rompe, sólo se produce una pérdida temporal de protección contra la corrosión, y se forma una capa de óxido pasivado dentro del ambiente de oxidación.<sup>4</sup>

El acero inoxidable que utilizamos en endodoncia es de tipo austenítico, que entre los otros tipos de aceros inoxidables, es el más resistente a la corrosión.<sup>4</sup>

Este tipo de acero inoxidable además de tener un costo accesible, posee excelentes propiedades, como gran ductilidad y habilidad para soportar ser trabajado en frío sin riesgo de fractura, gran resistencia en trabajo en frío, gran facilidad de soldadura por fusión, entre otras.<sup>4</sup>

Sin embargo era muy riesgoso utilizar limas hechas de este material en conductos curvos debido a su gran rigidez, lo que hacía que se alterara el trayecto original del conducto radicular.<sup>4</sup>

#### 4.4 Aleación Níquel-Titanio (NiTi) en la fabricación de instrumentos endodóncicos.

La aleación de níquel-titanio (NiTi), fue utilizada por primera vez en la industria naval por William J. Buehler (Figura 30), un ingeniero metalúrgico del *Naval Ordnance Laboratory* (Laboratorio de Artillería Naval), quién después de una serie exhaustiva de intentos para lograr aleaciones de acero y aluminio, decidió concentrar su interés y sus conocimientos en crear una aleación equiatómica, compuesta de Níquel-Titanio. Se le llamó a este descubrimiento NITINOL, debido a NI de níquel, TI de titanio, N. O. L., de *Naval Ordnance Laboratory*, en Silver Spring, EEUU, donde se le realizaron investigaciones y el cual fue el lugar de su fabricación. Esta aleación en 1963 fue utilizada por la NASA para fabricar antenas de naves espaciales.<sup>1,5,6,7,8</sup>



Fig. 30 William J. Buehler.

Kauffman G.B., Mayo I. The Story of Nitinol: The serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications. Chem Educ. 1996; 2 (2): 1-21.

En China se conocía como NITALLOY, la cual tenía diferentes porcentajes de sus componentes, 56% de Níquel y 44% de Titanio.<sup>1,9</sup>

En Odontología, esta aleación fue utilizada, en sus inicios, en el campo de la Ortodoncia en 1971 por Andreasen & Hilleman, para la fabricación de alambres ortodóncicos debido a su flexibilidad superior, a su menor





---

módulo de elasticidad y a su alta energía que presentaba a la curvatura, como también a su gran resistencia de flexión y torsión. <sup>1,5,6,7,8</sup>

El uso de esta aleación en la fabricación de instrumentos endodóncicos fue sugerida en 1973, debido a las excelentes propiedades físicas con las que ésta contaba. <sup>1,5,7</sup>

En 1988 se evaluaron las propiedades físicas de las primeras limas de níquel- titanio, concluyendo que las limas de calibre 15 de NITINOL de sección triangular, presentaban el doble y hasta el triple de flexibilidad, mayor resistencia a la fractura por torsión en sentido horario y antihorario, que las limas de acero inoxidable del mismo número, de misma sección triangular y fabricadas mediante el mismo proceso. Estas nuevas limas despertaron interés, no sólo por sus propiedades anteriores, sino también por tener buena compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización, pero sobre todo por su prometedor desempeño para poder preparar conductos radiculares anatómicamente complicados. <sup>1,5,7</sup>

A pesar de que las primeras limas hechas a base de NiTi fueron de uso manual no tuvieron un gran desarrollo, puesto que el verdadero auge vino con el surgimiento de los sistemas rotatorios hechos de NiTi.

En esos momentos las limas manuales hechas de acero inoxidable eran las más populares debido a su buena resistencia a la fractura, a su ausencia de oxidación, a que permiten la torsión, pues incluso las de pequeño calibre son precurvables y debido a su dureza son relativamente rígidas, permitiendo su avance en la exploración de los conductos radiculares estrechos y curvos. Sin embargo su uso con motores no tuvo éxito, pues estas limas no pueden utilizarse en rotaciones de 360° dentro de los conductos radiculares debido a su poca flexibilidad. Es por ello que al surgimiento de los instrumentos hechos con Níquel-Titanio se logró el objetivo de utilizarlos en dichos motores. <sup>1,5,7</sup>



---

## 5. SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL/TITANIO.

Los Sistemas Rotatorios de Níquel/Titanio son considerados una nueva era en la práctica endodóncica, debido al perfeccionamiento y simplificación de ésta.<sup>1</sup>

La instrumentación rotatoria, con instrumentos hechos a base de Níquel-Titanio, permite la realización de un tratamiento endodóncico de una manera más eficaz. Pero debido al uso de estos instrumentos más precisos y con mejores propiedades, el campo de trabajo es mayor y complicado, pues permite que se asuman casos que en un pasado eran considerados unos verdaderos desafíos. Siendo una de sus mayores ventajas la rapidez en la instrumentación.<sup>1</sup>

Las limas hechas de Níquel-Titanio presentan no sólo alteraciones en su diseño de la parte activa si las comparamos con las estandarizadas, sino que ofrecen un mayor aumento en la conicidad por milímetro de longitud de su parte activa desde la punta hasta su base. Debido a esta característica se le permite al sistema rotatorio poder trabajar los conductos estrechos y curvos. Un principio muy importante que rige el uso de sistemas rotatorios cuando están accionados por el motor es, jamás presionar la lima en sentido apical, garantizando mayor comodidad para el paciente durante el tratamiento y asegurando la disminución en la incidencia de dolor en el postoperatorio.<sup>1</sup>

El Doctor Harmeet Walia en 1988 nos dice que las limas de NiTi son dos o tres veces más flexibles que las de acero, con ello generan menor transportación, se apoyarán con menos fuerza sobre el conducto, y con fuerza mínima también querrán enderezarse y así transportarán menos el conducto radicular, siendo en este caso la flexibilidad lo más importante.<sup>10</sup>

El avance tecnológico en la metalurgia y su asociación con la endodoncia permitieron que los instrumentos rotatorios se fabricaran con la aleación de Níquel-Titanio, brindando superelasticidad, flexibilidad y resistencia tanto a la deformación plástica como a la fractura.<sup>1</sup>



Se le llama superelasticidad a la propiedad que tienen ciertos metales para regresar a su forma original cuando se retira la fuerza de deformación a la que estaba sujeto dicho material. Las limas hechas de Níquel-Titanio soportan hasta un 10% de deformación para poder recuperar su forma original, y en cambio las limas hechas de acero inoxidable solamente pueden recuperar su forma original si se les somete al 1% de deformación. Esto hace que los instrumentos de NiTi sean más flexibles comparados con los de acero inoxidable, permitiendo así una mejor instrumentación en conductos curvos y estrechos, así como minimizando la transportación de conductos y de foramen apical.<sup>1</sup>

La deformación plástica de un metal, se refiere a la deformación que no se puede recuperar cuando se deja de aplicar una fuerza externa.<sup>4</sup> Esta característica permite evaluar la capacidad de trabajo biomecánico que la aleación pudiera soportar conservando su integridad física.<sup>1</sup>

La aleación NiTi, posee tres fases cristalinas en su composición (Figura 31). Una de ellas es la fase austenítica, que se presenta cuando la lima se encuentra en reposo. Otra es la fase intermedia o fase R, la cual la presentan los instrumentos rotatorios al momento en el que se encuentran trabajando dentro del sistema de conductos radiculares. Y se le llama fase martensítica cuando la lima al encontrarse en movimiento rotatorio sufre una deformación, propia de aleaciones superelásticas, esta fase les confiere la susceptibilidad a la fractura o a la deformación. La superelasticidad está asociada con el acontecimiento de una fase de transformación de la aleación en aplicación de estrés sobre niveles críticos, que toman lugar cuando la temperatura ambiente es llamada temperatura final de austenita del material. El estrés inducido a la transformación martensítica regresa espontáneamente al liberar el estrés. El material regresa a su forma y tamaños originales, esto permite que éste se recupere después de largas torsiones.<sup>1,7,11,12</sup>

Sin embargo las limas creadas a base de esta aleación poseen tendencia a la fractura, incluso más que las fabricadas con acero inoxidable. Aunque

no podemos olvidar sus propiedades de superelasticidad (Figura 32) y memoria de forma (Figura 33) que las hacen indispensables en el trabajo de conductos estrechos y curvos.<sup>1,7</sup>

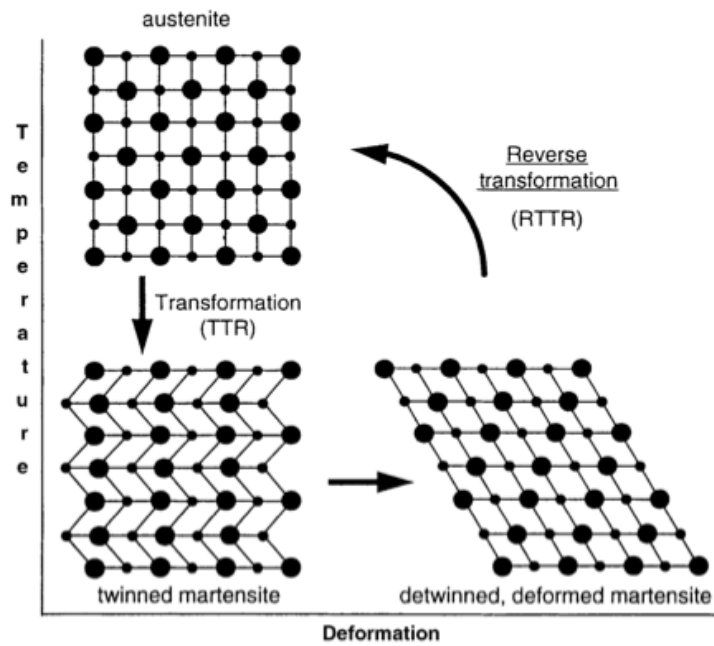


Fig. 31 Diagrama de la transformación de la fase martensítica y del efecto que causa la memoria de forma en la aleación NiTi.

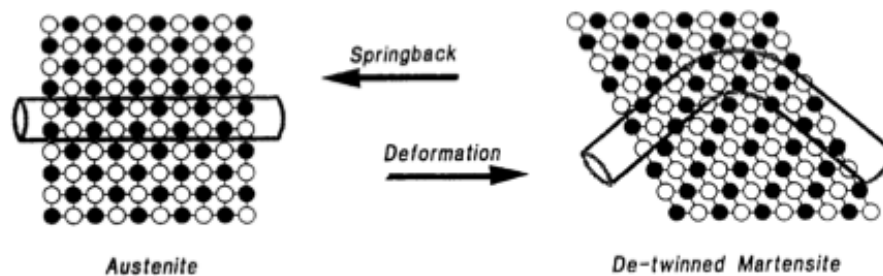


Fig.32 Diagrama del efecto superelástico de la aleación NiTi.

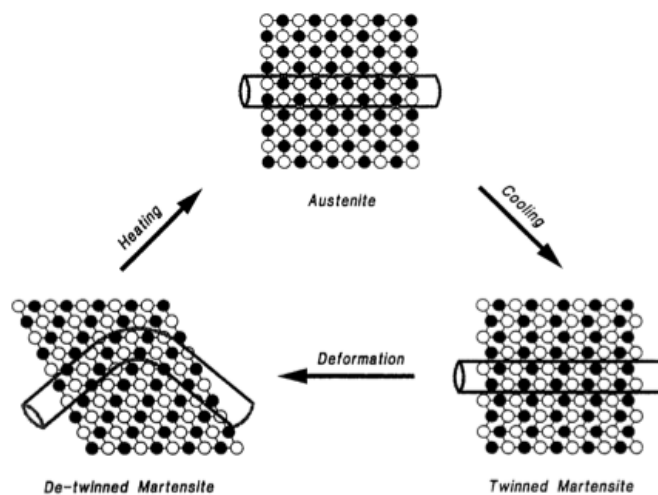


Fig. 33 Diagrama del efecto de memoria de forma de la aleación NiTi.

Thompson S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33: 297-310.

Las fracturas en estos instrumentos rotatorios a base de Níquel-Titanio, se puede dar de dos maneras. La primera llamada fractura por torsión que ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se atasca dentro del conducto radicular mientras el eje del instrumento sigue girando, esto ocurre generalmente cuando el conducto curvo o recto es muy estrecho. Lo anterior se debe a que se sobrepasa el límite de elasticidad del metal con el que está hecho el instrumento, llevándolo a una deformación plástica y a la fractura. El segundo tipo de fractura es por flexión, resultado del estrés y de la propia fatiga del metal, esta fractura ocurre cuando el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo en la misma longitud de trabajo, de esta manera en la curva el instrumento se dobla y fractura.<sup>1</sup>

Se deben utilizar motores de bajo torque, para poder ajustarlos por debajo del límite de elasticidad de cada instrumento, y así evitar accidentes operatorios causados por las fracturas.<sup>1</sup>

Cuando utilizamos los motores en endodoncia, al accionar dicho motor se libera una cantidad de energía en forma de movimiento rotatorio, la fuerza con la que esa lima gira alrededor de su eje se controla por el torque, el

cual puede ser previamente ajustado, según la técnica e instrumento que se utilice, y varía de 0,1N.cm a 35N.cm.<sup>1</sup>

Además del control de torque, es importante tener rotaciones uniformes y constantes por segundo y movimientos de progresión y alivio (picada) durante su introducción en el conducto radicular (Figuras 34 y 35).<sup>1</sup>

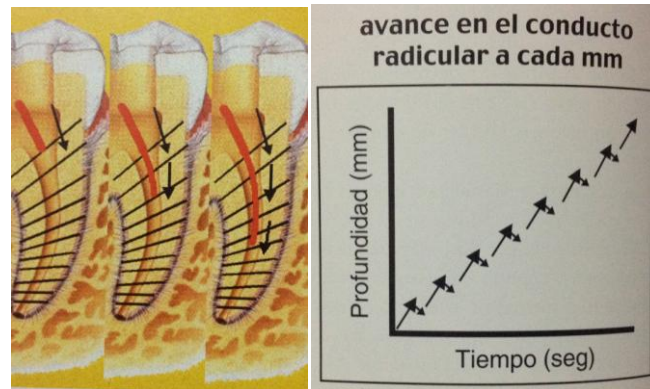


Fig. 34 y 35. Movimiento de presión y avance que debe realizarse al utilizar instrumentos rotatorios.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 26.

También podemos evitar estos accidentes operatorios por fracturas, si respetamos la técnica para la preparación del conducto radicular en sentido corona-ápice sin presión, siendo ésta la indicada al utilizar sistemas rotatorios.<sup>1</sup>

Actualmente en el mercado se ofrecen limas de gran conicidad y mayores diámetros (Figuras 36 y 37), las cuáles eliminan inicialmente la constricción dentaria cervical, permitiendo que las limas de menor conicidad puedan penetrar sin obstáculos hasta apical.<sup>1</sup>



Fig. 36 Instrumento GT de Maillefer/Dentsply.



Fig. 37 Instrumento Coronal Shaper de Moyco Union Brach.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 27.

Esta formación cónica del conducto radicular, que se obtiene a través de la técnica corono-apical permite tanto una irrigación endodóncica eficaz como una obturación hermética.<sup>1</sup>

## 5.1 Características Generales de los Sistemas Rotatorios de NiTi.

Se presentan a continuación características de la parte activa de los sistemas rotatorios de NiTi.

### 5.1.1 Conicidad de los instrumentos rotatorios.

Los instrumentos manuales estandarizados poseen una conicidad constante, de 0.02 mm por milímetro de la longitud de su parte activa, equivaliendo a la media de las conicidades de los conductos radiculares de dientes humanos.<sup>1</sup>

El término de conicidad se traduce al inglés como *taper*, y representa como aumenta de tamaño el diámetro de la parte activa del instrumento. Por ejemplo, una lima 10 posee en el comienzo de la parte activa un diámetro de 0.10mm, el diámetro de la parte activa irá aumentando 0.02mm conforme se acerque al vástago, así dándole forma cónica a la parte activa. Esta forma cónica de la parte activa debería facilitar la instrumentación, sin embargo esto no ocurre en la práctica clínica. Puesto que, si en un conducto muy estrecho utilizamos una lima tipo K no. 10 para llegar a la longitud de trabajo real, ésta estará en contacto con todas las paredes del conducto, y no podremos girarla los 360° debido a que correríamos el riesgo de que el instrumento se nos fracturara. Es por eso que en este tipo de instrumentos tipo K, la cinemática de movimiento de



rotación es de  $\frac{1}{4}$  a  $\frac{1}{2}$  de vuelta y tracción hacia las paredes del conducto radicular.<sup>1</sup>

Es debido a esto, que para fabricar los mismos instrumentos pero rotatorios, se decidió que tuvieran conicidades mayores y diferentes entre sí, revolucionando la técnica endodóncica particularmente para los conductos curvos y estrechos.

Por lo anterior, actualmente se encuentran en el mercado instrumentos rotatorios con conicidades diferentes (0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.12 mm). Debido a esa conicidad solo una porción de la parte activa está en contacto con el conducto radicular, proporcionando un mejor desgaste del conducto radicular al mismo tiempo que se consigue una conformación óptima de éste con menor riesgo de fracturar el instrumento.<sup>1</sup>

En este tipo de sistemas se requieren conicidades aumentadas, pues en la parte coronaria utilizaremos instrumentos más cónicos y de mayor calibre, trabajando poco el punto de contacto con el conducto para así poder ser más seguros, y al ser más cónicos primero generarán un camino, para posteriormente utilizar los instrumentos menos cónicos, los cuales se encargarán de trabajar la parte media y la parte apical del conducto radicular.

Con lo cual se logra que se pueda instrumentar con bajos calibres en la punta, ya que en estos instrumentos la conicidad juega un papel fundamental en la conformación del tercio cervical sin alterar el foramen, con una punta de menor calibre.<sup>1</sup> (Figura 38)



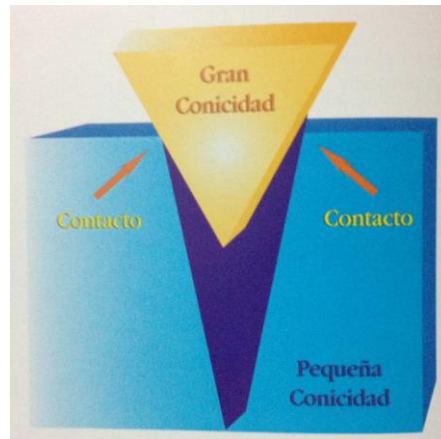


Fig. 38 Cuanto menor sea el área de contacto, menor será la presión ejercida.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 28.

### 5.1.2 Corte transversal.

Las secciones transversales de cada instrumento varían dependiendo del fabricante. Tomando como ejemplo a algunos instrumentos estandarizados de acero inoxidable, cuando éstos se fabrican su caracterización depende de la forma de la base del asta metálica de cada uno de ellos, pudiendo ser triangular en el caso de los ensanchadores, cuadrangular en el caso de las limas tipo K, y en forma de coma cuando se refiera a limas Hedström.<sup>1</sup> En el caso de los instrumentos de NiTi, también tienen secciones transversales diferentes, como el sistema Protaper que maneja una sección transversal en forma de un triángulo con lados convexos (Figura 39).<sup>13</sup>

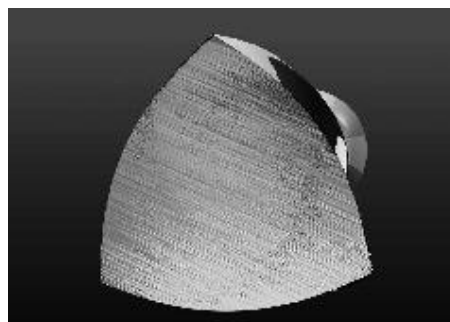


Fig. 39 Sección transversal de una lima Protaper.

Ruddle, C.J. The Protaper Advantage: Shaping the future of Endodontics. Dentistry Today. 2001; 10:1-9.

### 5.1.3 Superficie radial o guía lateral de penetración.

Los instrumentos tipo K, hedström, y ensanchadores, tienen un ángulo de corte que les impide que éstos giren cuando se les presiona en sentido apical. Para solucionar este problema en los instrumentos rotatorios, se decidió que éstos a diferencia de los instrumentos anteriores, presentaran áreas de contacto desbastadas (Figuras 40 y 41). Así se creó la *radial land* (superficie radial o guía lateral de penetración) la cual nos proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular. Este tipo de superficie plana la podemos encontrar en instrumentos como el K<sup>3</sup>.<sup>1</sup>

Este plano nos permite que el instrumento se superponga en las paredes del conducto radicular cuando se le dé presión apical, ocasionando que al momento de que gira el instrumento, éste se deslice por las paredes dentinarias, ensanchando y disminuyendo el riesgo de fractura.<sup>1</sup>

Sin embargo, actualmente se han podido fabricar instrumentos con la superficie radial modificada, ya sea que ésta sea una superficie de corte más filosa como en el caso de los sistemas Hyflex y Protaper, o una superficie híbrida como en el caso del sistema K<sup>3</sup> que es una mezcla de una superficie plana y filosa.

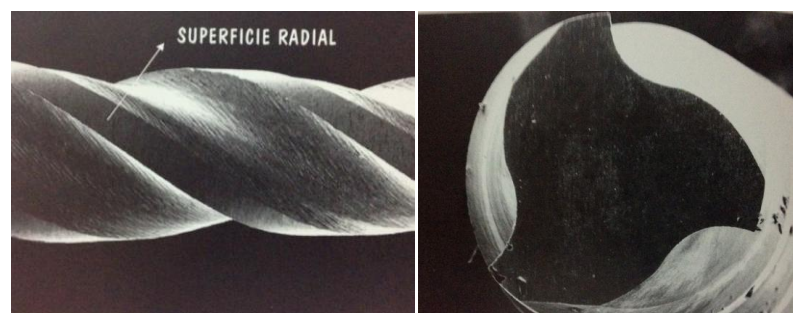


Fig. 40 y 41 Superficie radial visto lateralmente y visto transversalmente del instrumento K<sup>3</sup>.

#### 5.1.4 Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte.

El corte eficaz de un instrumento, depende del ángulo de corte de sus estrías.

Estos ángulos de corte se determinan dibujando una línea transversal en el centro de la lima y determinando el ángulo relativo a ésta, también puede ser medido en relación a la circunferencia del instrumento.

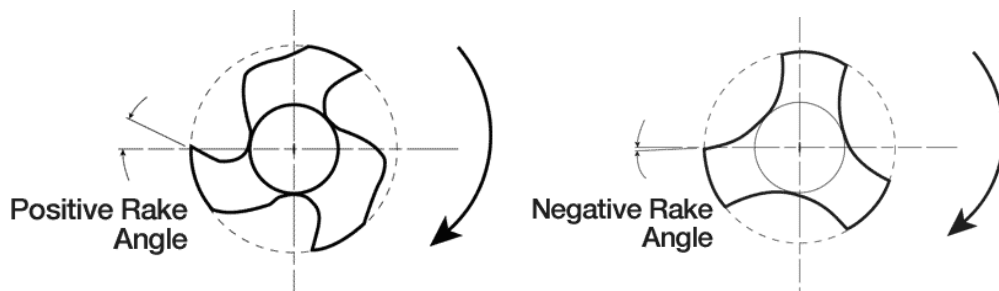


Fig. 42 Esquema de un ángulo positivo de corte y Fig. 43 Esquema de un ángulo negativo de corte.

Sitio de Internet Sybron Endo : <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Spanish-02> y <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-spanish-page02-02>

Hay ángulos de corte positivos excesivos que pueden llegar a clavarse y formar surcos en la dentina. Y otros que son ligeramente positivos que cortan de una manera óptima y eficiente.

Las limas que tienen forma de U, entre otros instrumentos convencionales, utilizan ángulos de corte negativos, los cuales más que cortar, raspan.



Fig. 44 Esquema de un ángulo de corte positivo excesivo y Fig. 45 Esquema de un ángulo de corte positivo.



Fig. 46 Esquema de un ángulo de corte neutro y Fig. 47 Esquema de un ángulo de corte negativo.

Sitio de Internet Sybron Endo : <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Spanish-02> y  
<http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-spanish-page02-02>

Cuando surge la superficie radial en los instrumentos, ésta hace que su ángulo de corte sea negativo (Figuras 48 y 49), disminuyéndoles la capacidad para desgastar. Sin embargo esta situación se compensa aumentando la velocidad de rotación a estos instrumentos. <sup>1</sup>

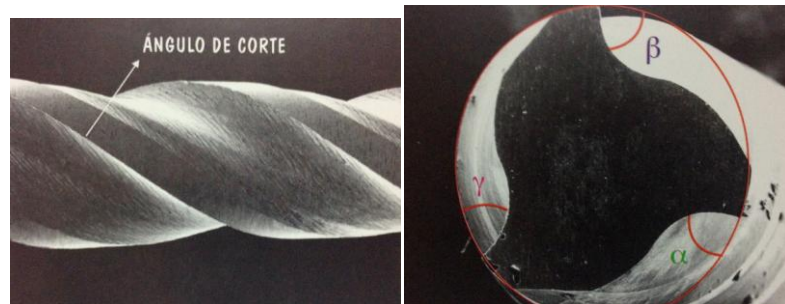


Fig. 48 y 49 Ángulo de corte visto lateralmente y ángulos de corte  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  vistos transversalmente del instrumento K<sup>3</sup>ENDO.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 31.

### 5.1.5 Alivio de la superficie radial.

Éste se representa por la intersección de las superficies de ataque. Aunque en otros instrumentos rotatorios se le observa a través de la sección transversal. Este alivio permite que la dentina entre en contacto con un área menor del instrumento, disminuyendo entre ambos la fricción (Figura 50). <sup>1</sup>

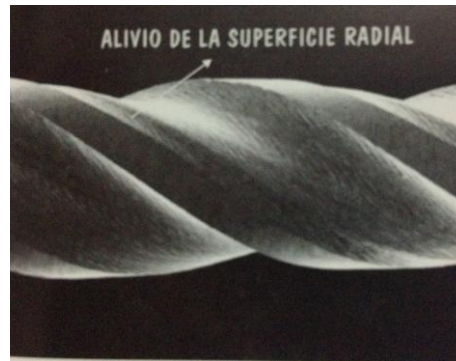


Fig. 50 Alivio de la superficie radial del instrumento K<sup>3</sup>ENDO.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 31.

### 5.1.6 Ángulo helicoidal.

Este ángulo está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento (Figura 51). Mientras mayor sea el ángulo, más rápido será el desgaste de la dentina manteniendo una velocidad constante. Pero si el ángulo es pequeño, a una velocidad constante, el instrumento tendrá que actuar por más tiempo para obtener la misma eficacia al desgaste. Sin embargo, si el ángulo es mayor a 45°, será mucho mayor el riesgo de que el instrumento se atasque dentro del conducto radicular y se fracture.<sup>1</sup>

Generalmente el ángulo helicoidal que tienen los instrumentos rotatorios es de 35° compensando la efectividad con la velocidad.<sup>1</sup>

Algunos instrumentos como los de la serie *Flare*, poseen un ángulo helicoidal que varía dependiendo de la zona en la que éste se encuentre, al principio de la punta activa será de 25° y al ir acercándose al vástago variará hasta los 35°. Logrando así que en la punta de la parte activa, la cual es delgada y propensa a la fractura, la eficacia de corte sea menor.<sup>1</sup>

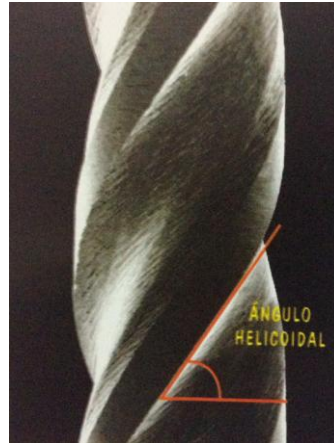


Fig. 51 Ángulo helicoidal del instrumento K<sup>3</sup>ENDO visto lateralmente.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 32.

### 5.1.7 Distribución de la masa metálica.

En algunos instrumentos la sección transversal no es homogénea, permitiendo que el instrumento se acomode en el conducto radicular (Figura 52), de tal manera que distribuya las fuerzas que se aplican a la dentina o que el propio instrumento recibe. Permitiendo no sólo que el desgaste sea a todas las paredes dentinarias sino que se disminuya el riesgo a la fractura de dichos instrumentos. <sup>1</sup>

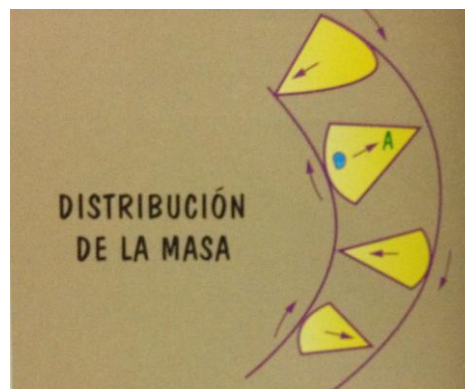


Fig. 52 Distribución de la masa metálica a través del conducto radicular.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 32.

### 5.1.8 Diseño de la punta y ángulo de transición.

Los fabricantes deciden hacer cambios en la punta de los instrumentos, es así como se comienzan a utilizar puntas menos agresivas, ellos van redondeando las puntas, haciéndolas puntas tipo bala. Modifican también los ángulos de transición, haciéndolos más alejados y atenuados de la punta, con lo cual la punta al ser más redonda y tener de esta manera los ángulos de transición, los hace menos agresivos, pues nosotros no requerimos una punta agresiva, sino una punta que haga su función, pero que no transporte, y que pueda respetar la anatomía del foramen.

En su mayoría los instrumentos rotatorios poseen punta inactiva tipo Batt o Roane (Figuras 53 y 54). Es por ello, que difícilmente el instrumento se desviará del trayecto original del conducto radicular anatómico, pues el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande. Pero para casos en los que el conducto se encuentra calcificado, es estrecho o curvo, existen instrumentos con punta activa que cuentan con ángulo de transición pequeño. Pero deben ser utilizados con mucha precaución y cuidado, pues podrían desviar el conducto radicular original.<sup>1</sup>



Fig. 53 Microfotografía de la punta de la lima Flex-R (punta Roane).



Fig. 54 Microfotografía de la punta de la lima Flexofile (punta Batt).

### 5.1.9 Área de escape.

Se les llama así a los surcos o ranuras que se encuentran a través de su sección transversal actuando como áreas de escape (Figuras 55 y 56), que servirán para recibir la limalla dentinaria, consecuente de la instrumentación.<sup>1</sup>

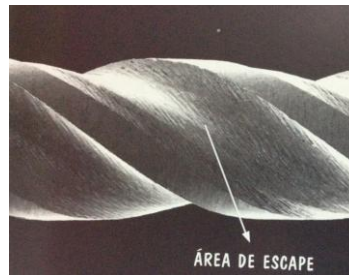


Fig. 55 Área de escape del instrumento K<sup>3</sup>ENDO vista longitudinal.

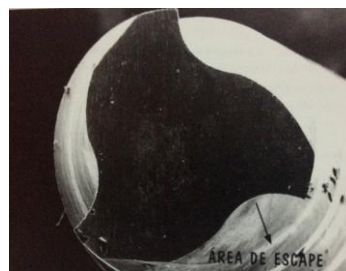
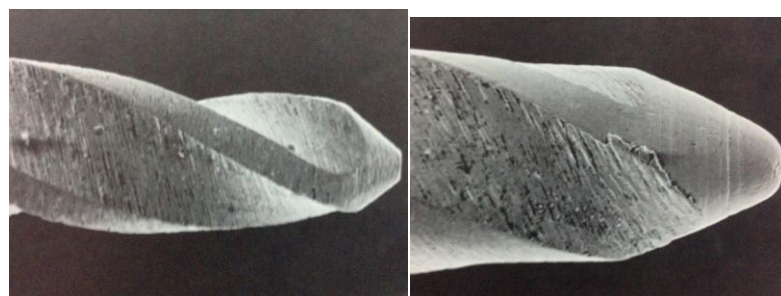


Fig. 56 Área de escape del instrumento K<sup>3</sup>ENDO vista transversal.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 33.

#### 5.1.1.1 Acabado superficial.

Debido a la poca atención que recibe el acabado superficial de estos instrumentos, éstos presentan áreas de desgaste irregulares, las cuales facilitan la fractura de dichos instrumentos (Figuras 57,58,59 y 60).<sup>1</sup>





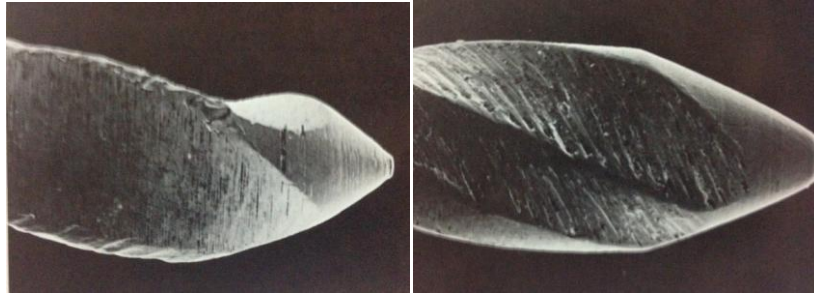


Fig. 57, 58, 59 y 60 Instrumentos rotatorios de NiTi donde se observa el deficiente acabado superficial.

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 34.

Es por eso que se buscó darle un tratamiento de superficie a estos instrumentos para su terminado. El más reciente es el tratamiento de superficie por electropulido. El cual consiste en conectar los instrumentos a un ánodo, poniéndolos inmersos con un electrodo dentro de un baño de electrolitos con temperatura controlada, para posteriormente pasar corriente eléctrica en la solución de manera directa.<sup>14</sup>

El metal en el ánodo se disuelve en la solución, mientras que en el cátodo ocurre una reacción de reducción.<sup>14</sup>

Así de esta manera se altera la composición y textura de la superficie, creando una capa protectora, una superficie más homogénea con una capa de óxido. Lo que ocasiona que la superficie tenga menos defectos, mejorando entre otras cosas, la resistencia a la corrosión.<sup>14</sup>

Los instrumentos electropulidos, resisten muy bien la fatiga cíclica, pero son más débiles en las cargas por torsión.<sup>14</sup>

Los beneficios serían causados por una reducción de las irregularidades de la superficie que servían para puntos de concentración de estrés y de inicio de grietas.<sup>14</sup>



---

## 6. MOTORES QUE ACCIONAN LOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NiTi.

En la actualidad existen diferentes tipos de motores que se encargan de accionar a los sistemas rotatorios. Esto es debido a que constantemente surgen nuevos sistemas rotatorios con diferencias en su diseño.<sup>1</sup>

Los instrumentos NiTi fueron creados para utilizarse con movimientos de rotación en sentido horario.<sup>1</sup>

Los motores convencionales accionados con aire que vienen con los equipos odontológicos, no son recomendables de usar, debido a que a éstos no se les puede programar un torque determinado ni controlar la velocidad con la que haría girar a estos instrumentos, por lo cual no se recomiendan.<sup>1</sup>

Existen también unos motores portátiles que se accionan por baterías recargables, sin embargo los más comunes son los eléctricos.<sup>1</sup>

### 6.1 Eléctricos.

Estos motores además de cumplir con el movimiento de rotación en sentido horario, utilizan motores eléctricos que ofrecen una velocidad constante sin oscilaciones que va de 150 a 350 rpm. Algunos de éstos ofrecen también un control automático de torque. Siendo ésta una característica muy importante, pues cuando el instrumento accionado alcanza su límite de resistencia, que se puede predeterminar en ciertos aparatos, éste para de una manera automática. En otros motores el movimiento se invierte, en sentido antihorario, cuando el torque determinado se alcanza, lo que hace que el instrumento salga del conducto radicular. Ciertos aparatos traen un control de torque que varía de 0.1 a 10 Newton por centímetro (N.cm).<sup>1</sup> Algunos ejemplos de motores eléctricos se observan en las imágenes que siguen (Figuras 61 y 62).



Fig 61. Motor TCM Endo (Nouvag)

Leonardo, M.R., Leonardo, R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 39.



Fig 62. Motor X-Mart (Dentsply).

Sitio de internet de Dentsply. <http://www.dentsply.com.mx/productos/clinica/xsmart.asp>

## 7. SISTEMA ROTATORIO NiTi HYFLEX® CM™.

A pesar de que las limas convencionales de NiTi ofrecen beneficios para la instrumentación en los sistemas de conductos radiculares, también presentan riesgos en su uso, como la dificultad de trabajar el conducto radicular permaneciendo centrados, lo que ocasiona transportación del foramen apical, perforaciones, etc; otra dificultad que presentan es la fractura de las limas dentro del conducto radicular, debido a que éstas no nos muestran ningún signo antes de que la fractura ocurra.

Es por eso que la compañía Coltene Endo pensó en lo que pasaría si se pudiera fabricar una lima de NiTi sin memoria de forma, con elasticidad controlada, y que nos diera un signo de advertencia o de alerta antes de romperse.

Es así como se crea el sistema rotatorio NiTi Hyflex® CM™ (Figura 63), cuyo creador es el Dr. Santiago Ofrajlich (Figura 64), endodoncista catedrático de la Universidad del Salvador, en Buenos Aires, Argentina.<sup>23</sup>



Fig. 63 Limas Hyflex® CM™.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>



Fig. 64 Dr. Santiago Ofrajlich.



## 7.1 Cómo afecta la modificación de la Aleación de NiTi a los instrumentos NiTi Hyflex<sup>®</sup> CM<sup>™</sup>.

Ligeros ajustes en el rango de los dos elementos de las aleaciones de NiTi han hecho una gran diferencia en sus propiedades, particularmente en sus temperaturas de transformación, las temperaturas en las cuales la estructura cristalina cambia de austenita a martensita o viceversa.<sup>15</sup>

Caicedo, en su artículo, menciona la manera en la cual la aleación NiTi funciona, para así poder comprender posteriormente, el mecanismo de acción de la aleación modificada de las limas Hyflex. Caicedo nos dice que la aleación NiTi experimenta una fase de transformación en su estructura cristalina cuando es enfriada desde la estructura fuerte, la forma de alta temperatura (austenita), a la débil, la forma de baja temperatura (martensita). Esta fase de transformación inherente es la base para las propiedades únicas de esta aleación, particularmente de su memoria de forma y superelasticidad. Como podemos observar en la Figura 65 la fase reversible de transformación sólida, conocida como la transformación martensítica, es la fuerza detrás de las aleaciones con memoria de forma. El material de la aleación forma una estructura cristalina, la cual es capaz de experimentar un cambio, de una forma de estructura cristalina a otra. La temperatura al cambiar, es la carga inicial de esta transformación. A altas temperaturas las aleaciones de NiTi asumen una estructura cristalina simple cúbica conocida como austenita, también es llamada fase madre. A bajas temperaturas, la aleación de NiTi espontáneamente se transforma a una estructura cristalina más complicada y monocíclica conocida como martensita. La temperatura en la cual la estructura austenita se transforma a martensita se refiere generalmente como una fase de transformación. Más específicamente hay cuatro temperaturas de transición. Cuando la aleación es completamente austenita, la fase martensítica comienza a formarse cuando dicha aleación se enfría, en lo llamado inicio de fase martensítica, o temperatura  $M_s$ , y la temperatura en la cual la transformación está

completa es llamada la fase final martensítica o temperatura  $M_f$ . Cuando la aleación es completamente martensítica y es sometida a calentamiento, la estructura austenita comienza a formarse en la temperatura  $A_s$  y termina de formarse en la temperatura  $A_f$ .<sup>16</sup>

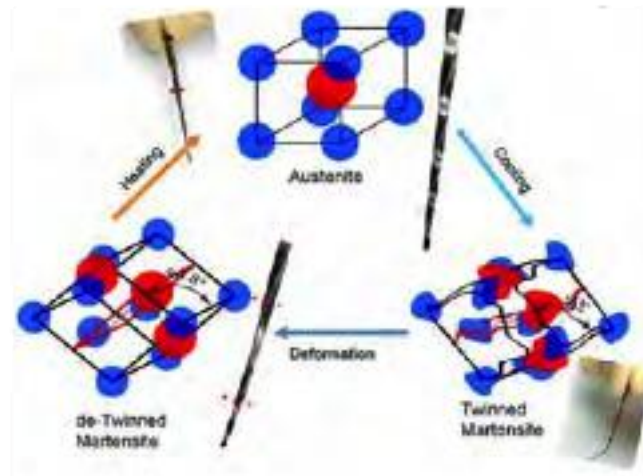


Fig. 65 Fases de transformación.

Caicedo R. et al. HyFlex® CM rotary files: an excellent innovation for endodontic treatment. *Endodontic Practice*. 2012; 4(6): 10-17.

La temperatura de transformación es la manera más exacta para especificar una aleación. La temperatura más precisa para el producto terminado es la temperatura final activa de austenita, Active  $A_f$  (en inglés). Esto es determinado por un calorímetro diferencial de escaneo (DSC) que utiliza la Sociedad Americana para la Evaluación y Materiales (ASTM). El rango de equivocación para esta temperatura es de  $\pm 5^\circ\text{C}$ .<sup>15,16</sup>

Para las aleaciones de NiTi con memoria de forma, la temperatura final activa de austenita determina la terminación de la transformación de recuperación de forma por calentamiento. Cuando sea deformada la aleación, recuperará su forma hasta que sea calentada sobre su temperatura de transformación, en ese momento la aleación regresará a su forma original.<sup>15,16</sup>



Para las aleaciones superelásticas, la temperatura final activa de austenita debe estar por debajo de la temperatura de uso del producto. Un material superelástico conservará su propiedad hasta cerca de unos 50°C sobre la temperatura final activa de austenita. Por lo tanto, un material con una temperatura final activa de austenita de unos 15°C exhibirá buena superelasticidad a los 65°C. Sin embargo, la gran habilidad para la recuperación de forma ocurre cerca de la temperatura final activa de austenita, como mostró Duerig.<sup>15,17</sup>

Las temperaturas de transformación cambian debido a un proceso de fabricación mecánico y de templado. Es por eso que la temperatura final activa de austenita de los instrumentos rotatorios de níquel titanio será diferente a la temperatura de transformación del lingote original. En un artículo reciente Hou et al, muestran que un proceso diferente de fabricación, incluyendo un tratamiento de calor patentado, produjeron instrumentos con una temperatura final activa de austenita significativamente diferente y por consecuencia, con propiedades de torsión significativamente diferentes.<sup>18</sup> En estudios previos, se ha demostrado que las limas producidas con esta nueva técnica de fabricación resultaron en instrumentos que mejoraron en sus propiedades mecánicas y en su resistencia a la fatiga cíclica, comparados con instrumentos fabricados con un proceso de fabricación tradicional.<sup>15,19,20,21</sup>

Posibles estrategias para aumentar la eficiencia y la seguridad de las limas rotatorias de NiTi, incluyen una mejoría en su proceso de fabricación o en el uso de nuevas aleaciones que provean propiedades mecánicas superiores. Los tratamientos de calentamiento son realizados durante la producción del lingote de NiTi pero también pueden ser realizados por los fabricantes endodóncicos antes, durante y después de la fabricación de los instrumentos rotatorios de NiTi. Desafortunadamente todos estos tratamientos de calentamiento son usualmente patentados, y no son revelados por los fabricantes. De acuerdo a Zinelis, esto explica, contrario a otras aleaciones dentales o biomédicas, por que las



---

propiedades mecánicas y las temperaturas de transformación de las aleaciones de NiTi están usualmente dominadas por la historia termomecánica oculta por la que han pasado a lo largo del tiempo más que por la composición elemental de éstas.<sup>22,15</sup>

El tratamiento térmico de la aleación de NiTi es utilizada para optimizar las propiedades mecánicas de dicha aleación. Este tipo de tecnología es llamada CM (Controlled Memory) Wire, y hace a los instrumentos realizados con ella más resistentes a la fatiga cíclica que los que no son fabricados con este tipo de tecnología.<sup>11</sup>

Esto ocasiona que la fase martensítica sea menos rígida y más flexible. Estos instrumentos poseen módulos de elasticidad de 31 a 35 GPa comparados con los 84 a 98 GPa de la fase austenítica. En algunos estudios se ha encontrado que la aleación convencional de NiTi superelástica tiene una estructura austenítica a temperatura ambiente, mientras que los instrumentos fabricados con CM Wire son una mezcla de ambas estructuras, tanto austenítica como martensítica a temperatura ambiente y en otros estudios se menciona que la tecnología M Wire es una mezcla de cantidades iguales de Fase R (fase intermedia) y Fase austenítica.<sup>11,12</sup>

En el estudio realizado por Ya Shen, se demostró que los instrumentos de NiTi hechos con CM Wire fueron cercanamente de 400 a 600% más resistentes a la fractura por fatiga cíclica que los instrumentos hechos con aleación de NiTi convencional con los mismo diseños, en diferentes ambientes.<sup>11</sup>

Recientemente los instrumentos rotatorios hechos por CM Wire han sido introducidos al mercado. Los fabricantes aseguran que estos instrumentos tienen flexibilidad y resistencia a la fatiga superiores a los instrumentos rotatorios de NiTi convencional superelástica.<sup>11,12</sup>

Los instrumentos Hyflex, de la casa Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza, están hechos con este tipo de CM Wire y conjunto a esto, exhiben un





porcentaje bajo de peso de Níquel de 52% a diferencia del utilizado en la aleación NiTi convencional que contiene de 54.5 a 57% de peso de Ni, mostrado por la gran mayoría de instrumentos rotatorios de NiTi disponibles en el mercado.

Los instrumentos Hyflex son unas nuevas limas rotatorias de NiTi para la preparación del conducto radicular que han sido comercializadas desde el año 2011.<sup>15</sup>

Las limas Hyflex de NiTi han sido producidas por una innovadora metodología (patentada) que utiliza un único proceso que controla la memoria del material, (un tratamiento complejo de calentamiento y enfriamiento). A este tipo de procesado termomecánico patentado se le conoce como M Wire, este tipo de tecnología permite al instrumento de NiTi más flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica comparada con instrumentos de NiTi convencional. La superelasticidad y la memoria de forma son fuertemente afectados por este tipo de tratamientos térmicos. Este proceso patentado de las limas Hyflex controla la memoria de forma del material, haciendo a este sistema extremadamente flexible, sin la memoria de forma que caracteriza a los instrumentos de NiTi convencional.<sup>11,12,16</sup>

En su estudio Gao, reporta que los instrumentos hechos con M Wire exhibieron una resistencia a la fatiga cíclica superior, comparados con los instrumentos de NiTi convencional.<sup>24</sup>

Caicedo en su artículo menciona que al hacer pequeños cambios en la composición de la aleación NiTi convencional, es posible modificar la temperatura de transición de ésta significativamente. Es por ello que la aleación podría o no, ser superelástica a temperatura ambiente.<sup>16</sup>

Otros autores, mencionan que tales desviaciones en la composición entre 54 y 57% de Níquel en peso, atribuidas a las variaciones del material en bruto durante la fabricación, no parecen afectar las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi.<sup>15,25,26,27,28</sup> No obstante, ninguno



de estos estudios evaluaron a los instrumentos Hyflex, el único con un 52.1% de peso de Níquel.<sup>15</sup>

Esta aleación de NiTi modificada de los instrumentos Hyflex además de tener menor porcentaje de peso de Níquel contiene Cromo, el cual es considerado un metal duro resistente a la corrosión y a la tensión. Este metal cuando se encuentra libre de Carbono y Nitrógeno es muy dúctil y puede ser forjado. Ya Shen et al, en su estudio mencionan que lo dúctil de un material tiene gran influencia en el comportamiento del ciclo de fatiga de un instrumento.<sup>11,12</sup> Siendo estas características del Cromo compartidas con la aleación que compone al sistema rotatorio Hyflex.

El fabricante ha reportado que estos instrumentos rotatorios nuevos han mejorado considerablemente la flexibilidad, resistencia a fatiga cíclica y la buena adaptación a la anatomía del sistema de conductos radiculares, comparándolos con los instrumentos de NiTi convencional.

## 7.2 Características, generales y específicas.

Las limas de NiTi Hyflex con control de memoria tienen elasticidad controlada y tienen incrementada a su vez su flexibilidad y su resistencia a la fractura, con lo cual le dan al conducto un seguimiento excelente.

Su control de memoria es fabricado por medio de un proceso termomecánico con una aleación de NiTi term wire, lo que hace que carezcan de memoria de forma a temperatura ambiente y las hace tan flexibles como las limas de NiTi convencionales, así las limas seguirán el trayecto anatómico de los conductos, y por sus características se reducirá el riesgo de formación de escalones, transporte del conducto o perforación. Las limas pueden precurvarse de modo similar a las de acero inoxidable, lo cual es especialmente necesario en conductos radiculares con curvaturas muy marcadas.

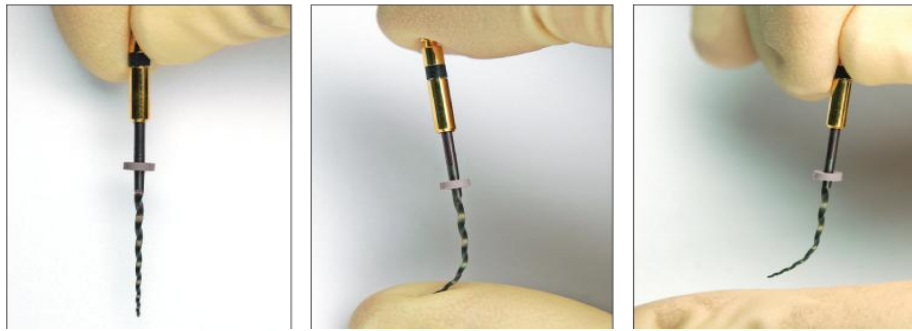


Fig. 66 Se observa como una lima Hyflex CM conserva la curvatura que se le da, debido a su control de memoria.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

Es por ello que después de introducir la lima en un conducto y sacarla, ésta saldrá con la curvatura que el conducto tenga, debido a su mayor flexibilidad y a su memoria de forma controlada.<sup>23</sup>

El sistema rotatorio de NiTi Hyflex CM puede deformarse en el momento del trabajo biomecánico al enderezar sus estrías, respondiendo a la resistencia del conducto radicular, este enderezamiento evita la adherencia a las paredes, elevando su resistencia a la fractura. Esto hace que las limas sean más resistentes a la fatiga cíclica. Sin embargo estas limas recuperan su forma original y el tamaño de sus estrías tras el tratamiento térmico, ya sea en el proceso de esterilización en autoclave o mediante la esterilización utilizando bolas de vidrio. Estos procesos permiten verificar de manera visual y de una forma fácil, si es seguro seguir utilizando las limas, pues si éstas se deforman en sentido contrario al orden de sus estrías, no regresarán a su estado original aún si se les somete a un tratamiento térmico. Y si en dado caso la lima sufriera el enderezamiento de sus estrías y éstas no regresaran a su estado original después del tratamiento térmico, habría que desecharlas, pues no sería seguro el seguir utilizándolas.<sup>23</sup>

Estas limas con memoria controlada son hasta un 300% más resistentes a la fatiga cíclica que las limas de NiTi convencionales, lo que disminuye la rotura de las limas.<sup>11,12</sup>

### 7.3 Diseño.

El mango es colorido, bajo las normas establecidas por la ISO. Este color indica el calibre de la lima, el diámetro que tendrá en la punta medido en milímetros.<sup>23</sup>



Fig. 67 Se observan las características de una lima Hyflex conicidad .04 calibre 25.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

Los números y el color de los toques de hule nos indican la conicidad de la lima, los cuales pueden ser de tres tipos, 0.04 con el tope de color gris, 0.06 con el tope de color rosa y 0.08 con el tope de color naranja.<sup>23</sup>

Un ángulo de corte es el que se encuentra entre el borde guía de la hoja de corte y una línea perpendicular a la superficie que está siendo cortada. Si el borde guía de la hoja de corte está por delante de la línea perpendicular, el ángulo será negativo. Por lo tanto el ángulo de corte en las limas Hyflex CM es negativo (Figura 68).<sup>23</sup>

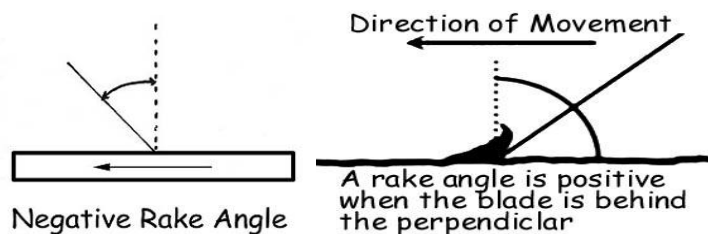


Fig. 68 Descripción gráfica del ángulo de corte de las limas Hyflex CM.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

El diseño de la hoja de corte le da fuerza a la punta y mejora la transportación de la limalla dentinaria.<sup>23</sup>

Tiene punta no cortante, la cual nos facilitará la introducción al conducto radicular así como evitará la transportación del conducto y nos respetará la anatomía del foramen.<sup>23</sup>

Al no tener memoria de forma y tener extrema flexibilidad, nos dará como resultado un seguimiento superior del conducto radicular. A pesar de tener conductos con curvaturas abruptas, las limas Hyflex permanecerán trabajando centradas dentro del conducto radicular. Lo cual hará que se respete la anatomía original del conducto radicular.<sup>23</sup>

El kit se presenta con una combinación en sus secciones transversales, pues unas limas tienen diseño triangular y otras cuadrangular, lo que dará una mayor fuerza y rendimiento al sistema rotatorio.<sup>23</sup>

Las limas que son más delgadas, con conicidad 0.04 de calibre 15 al 25 tienen un diseño cuadrangular y las limas más gruesas, con conicidad 0.04 que tengan un calibre mayor a 30 tendrán diseño triangular, al igual que las limas con conicidad de 0.06 y el abridor con conicidad de 0.08.<sup>23</sup>

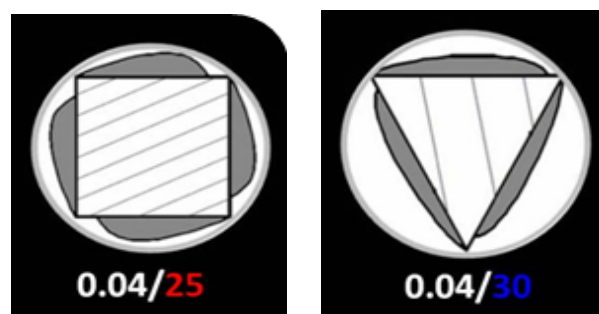


Fig. 69 Los dos tipos de sección transversal que tienen las limas Hyflex.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

El abridor, con conicidad 0.08 y calibre 25 es el más corto, pues se encarga de trabajar únicamente la porción cervical.<sup>23</sup>



#### 7.4 Velocidad y Torque recomendados.

Se debe utilizar un motor en el que se pueda controlar la velocidad, la cual se recomienda a 500 rpm. En cuanto a lo que respecta al torque es necesario usar 2.5 N.cm.<sup>23</sup>

#### 7.5 Secuencia técnica e instrucciones de uso.

Previo a la secuencia técnica, es indispensable tomar en cuenta los siguientes puntos.<sup>23</sup>

1. Las limas no se distribuyen estériles, por lo cual es necesario esterilizarlas antes de su uso.
2. Debe hacerse una instrumentación manual previa hasta una lima de calibre 20.
3. El conducto debe permanecer húmedo cuando utilicemos este sistema rotatorio.
4. El movimiento a emplear será de picoteo.
5. Se debe verificar la permeabilidad entre cada instrumento rotatorio Hyflex con una lima manual.
6. Se requiere avanzar empleando una suave presión, como la presión que ejercemos al escribir con un lápiz del no.2 para no romper la punta de éste.
7. Es indispensable revisar los instrumentos antes y después de ser utilizados dentro del sistema de conductos radiculares.
8. Al extraer la lima del conducto radicular, posterior a la revisión, hay que limpiar el instrumento con una gasa húmeda.
9. Se deben emplear 500 rpm como velocidad y 2.5 N.cm como torque.
10. Para obtener un resultado óptimo se debe utilizar una lima nueva en cada tratamiento.
11. El número de veces que puede reutilizarse cada lima, depende del procedimiento y del tratamiento.

Las limas pueden utilizarse con técnicas de crown down y step back o con

la técnica híbrida recomendada que se encuentra a continuación.<sup>23</sup>

## Instrucciones paso a paso.<sup>23</sup>

Permeabilidad coronal: Tras obtener acceso coronal en línea recta, cree una trayectoria de acceso apical para un tamaño de lima manual calibre 20.

### PASO 1

Se utiliza la lima con conicidad .08 de calibre 25, como abridor, con movimiento de picoteo hasta encontrar resistencia en el conducto radicular. Esta lima se encargará únicamente de trabajar el tercio cervical del conducto radicular, por la conicidad que éste posee. Compruebe la permeabilidad del conducto con una lima manual, irrigue y lubrique. Si se logra alcanzar la longitud de trabajo, se deberá ir directamente al paso 4.

#### **PASO 1 .08/25**

Abridor de Orificios



**NOTE:**  
Si la longitud de Trabajo es alcanzada, puede pasar al paso 4.

Use la lima .08/25 como un abridor de orificios con efecto de picoteo hasta encontrar resistencia.



Fig. 70 Paso 1.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

## PASO 2

Se utiliza la lima con conicidad .04 de calibre 20 hasta la longitud de trabajo. Esta lima se encargará de trabajar el tercio apical. Utilícela con movimientos suaves y de picoteo. Permeabilice, irrigue y lubrique.

### **PASO 2 .04/20** Ensanchamiento Apical a Longitud de Trabajo.



Use la lima .04/20 a longitud de trabajo para patentar el conducto.



Fig. 71 Paso 2.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

## PASO 3

Se insertará la lima con conicidad .04 calibre 25 hasta la longitud de trabajo. Esta lima se encargará de trabajar el tercio apical. Utilícela con movimientos suaves y de picoteo. Permeabilice, irrigue y lubrique.

### **PASO 3 .04/25** Ensanchamiento Apical a Longitud de Trabajo.



Use la lima .04/25 a longitud de trabajo para ensanchar el tercio apical.



Fig. 72 Paso 3.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

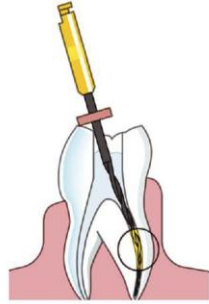


## PASO 4

Utilice la lima con conicidad .06 calibre 20 hasta la longitud de trabajo. Esta lima se encargará de trabajar el tercio medio del conducto. Utilícela con movimientos suaves y de picoteo. Permeabilice, irrigue y lubrique.

### PASO 4 .06/20

Conformación del tercio medio del Conducto Radicular.



Use la lima .06/20 para conformar el tercio medio del conducto.



Fig. 73 Paso 4.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

## PASO 5

Introducir la lima conicidad .04 calibre 30 hasta la longitud de trabajo. Esta lima se encargará de trabajar el tercio apical. Utilícela con movimientos suaves y de picoteo. Permeabilice, irrigue y lubrique.

### PASO 5 .04/30

Ensamamiento Apical a Longitud de Trabajo.



Lleve la lima .04/30 a longitud de trabajo para ensanchar la parte apical del conducto.



Fig. 74 Paso 5.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

## PASO 6

Se finalizará el tratamiento con la lima conicidad .04 calibre 40 hasta la longitud de trabajo. Esta lima se encargará de terminar de trabajar el tercio apical. Utilícela con movimientos suaves y de picoteo. Permeabilice, irrigue y lubrique.

Si ofrece resistencia antes de llegar a la longitud de trabajo, deberá repetir los pasos 2 y 3 hasta conseguir la longitud de trabajo.

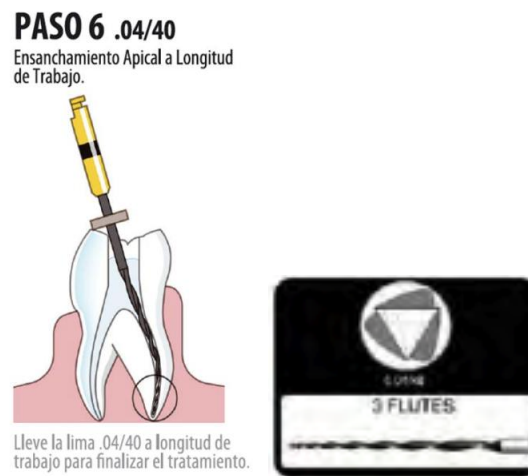


Fig. 75 Paso 6.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

## 7.6 Indicaciones y recomendación clínica.

Las limas Hyflex CM pueden utilizarse en cualquier tratamiento de conductos, sin embargo debido a su superior flexibilidad y al no tener memoria de forma a temperatura ambiente o bucal, sigue a la perfección la trayectoria de la anatomía del conducto radicular, por lo tanto se recomienda su uso en conductos con curvaturas muy acentuadas, en los que sería peligroso utilizar una lima rotatoria NiTi convencional debido a su memoria de forma por los accidentes que podrían ocurrir.

## 7.7 Precauciones y vida útil.

Los instrumentos por su gran resistencia responden a las fuerzas de presión ejercidas y al torque, enderezando o prolongando sus estrías,

evitando que la lima se enrosque en el conducto radicular, y así disminuyendo notablemente su riesgo a la fractura. También proveerá una oportunidad clara de verificar visualmente la continuación segura de trabajo con la lima. La lima se podrá seguir usando siempre y cuando las estrías se mantengan en su dirección original.<sup>23</sup>

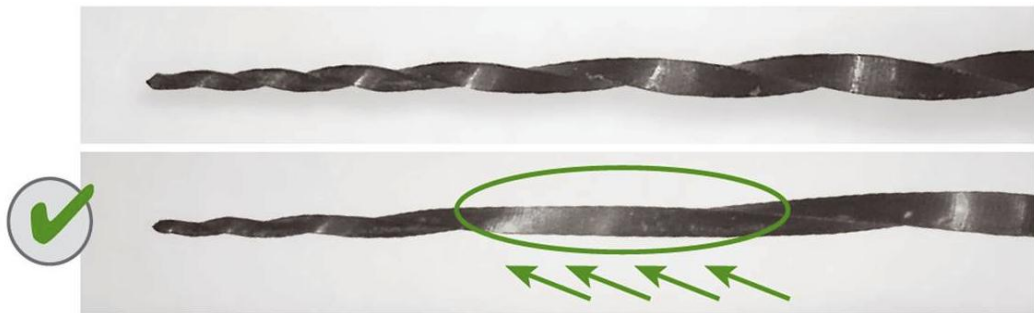


Fig. 76 Se observa como la lima puede deformarse y seguir usándose.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

Se debe tener cuidado cuando los espirales de los instrumentos se tuerzan en dirección contraria durante su uso. En este caso la lima no recuperará su forma y deberá descartarse.<sup>23</sup>

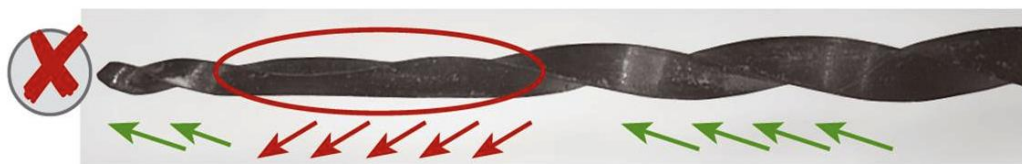


Fig. 77 Se observa como se puede deformar la lima en dirección contraria.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

Al esterilizar en autoclave o al utilizar esferas de vidrio durante 10 segundos, los instrumentos recuperarán su forma original. Siempre y cuando después de la esterilización estos recuperen su forma original podrán seguir ocupándose (multiuso).<sup>23</sup>



Fig. 78 Se observa como después de la aplicación de calor, las limas regresan a su forma original.

Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>

El fabricante sugiere sumergir las limas inmediatamente después de su uso en una solución detergente y desinfectante. Se deberán limpiar las limas con un cepillo de dientes suave para evitar que queden restos en éstas.<sup>23</sup>

Se debe tomar en cuenta, que debido a las características exclusivas de las limas, éstas podrían doblarse ligeramente durante el proceso de empaque en fábrica, aunque pueden corregirse manualmente.<sup>23</sup>

Se deberán colocar las limas en un bloque, o contenedor de limas para evitar el contacto entre los instrumentos.<sup>23</sup>

Si la solución desinfectante contiene inhibidores de la corrosión, se recomienda enjuagar los instrumentos antes de su esterilización en autoclave.<sup>23</sup>

La esterilización por vapor será a 134°C/273°F durante 6 minutos o 18 minutos para la inactivación del prión.<sup>23</sup>

Conserve las limas ya estériles en un lugar seco, a temperatura ambiente y limpio.<sup>23</sup>

## 7.8 Marco teórico que avala los beneficios del uso de este sistema.

En Julio del 2011, Ya Shen *et al*, publicaron en el Journal of Endodontics, los resultados de un estudio que realizaron para examinar el



comportamiento de fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi convencional con los nuevos instrumentos de NiTi con tecnología CM Wire (Controlled Memory, Memoria Controlada). Utilizaron instrumentos ProFile, Typhoon, Typhoon CM, Neyy y Neyy CM, todos de calibre 25 con conicidad de 0.04mm, los cuales fueron sujetos a movimientos de rotación dentro de curvaturas de 35° y 45°, con aire a 23° +-2°C de temperatura. Lo que registraron fue el número de revoluciones para llegar a la fractura. La superficie de fractura se examinó utilizando un microscopio electrónico. Los sitios donde se iniciaban las grietas, el porcentaje de áreas abolladas hasta las fracturas completas que atravesaban el instrumento, y la superficie de amplitud de torsión fueron anotados. En su estudio se demostró que la nueva aleación produjo una mejoría de más de 3 a 8 veces en la vida de fatiga, o el número total de revoluciones para la fractura, de los instrumentos con CM comparados con los instrumentos de NiTi convencionales. La gran mayoría de instrumentos con CM (50-92%) mostraron múltiples orígenes de grietas, mientras que los instrumentos hechos de NiTi convencional (58-100%) tuvieron un sólo origen de grietas (Figura 79). Los valores de la fracción de área ocupados por las regiones de abolladuras fueron significativamente más pequeñas en instrumentos de NiTi con CM comparados con los de NiTi convencional (Figura 79). La sección transversal cuadrangular de los instrumentos Neyy con CM contra la sección triangular de los instrumentos Typ con CM mostraron una significativa diferencia en tiempo de vida en ambas curvaturas. Concluyeron que la propiedad del material de CM tuvo un impacto sustancial sobre el tiempo de vida de fatiga cíclica. Los instrumentos hechos por CM Wire tuvieron un alto número de revoluciones para llegar a la fractura y una baja amplitud de superficie de tensión que en las limas de NiTi convencional con diseños idénticos.<sup>12</sup>

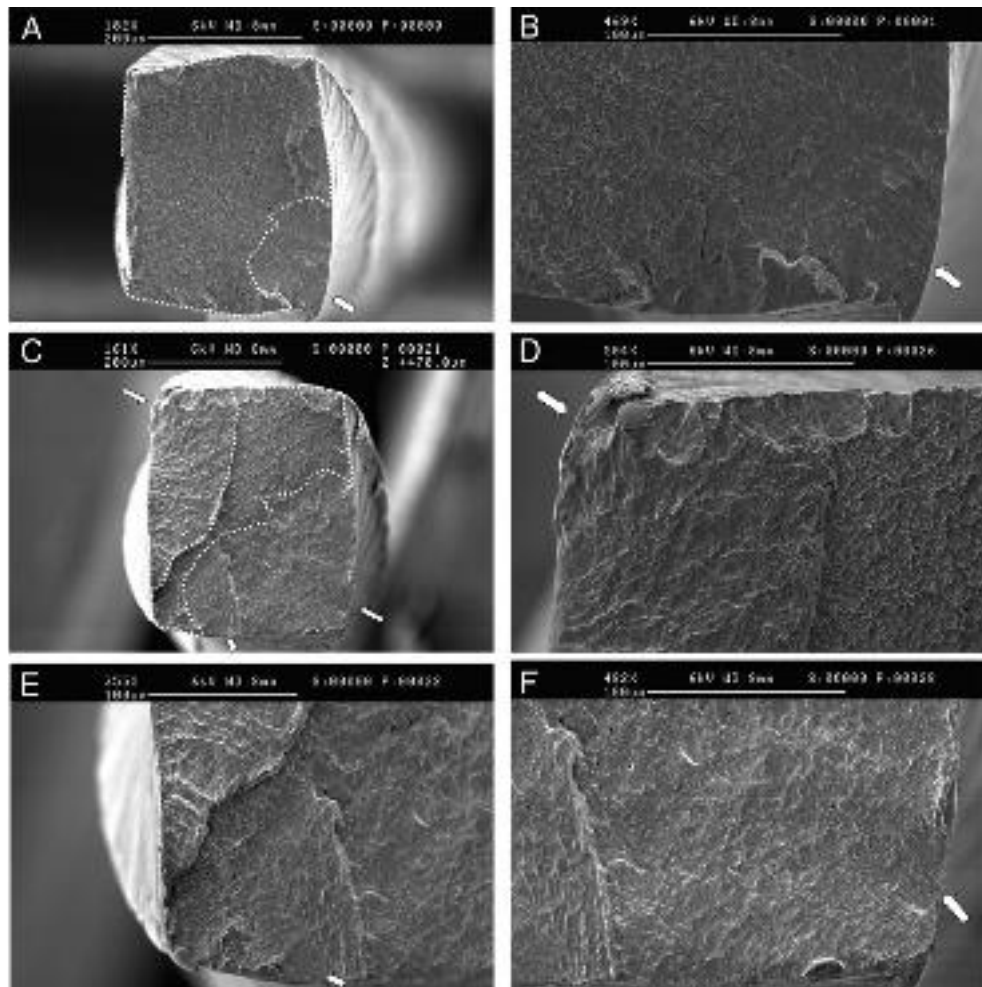


Fig. 79 Microfotografía de la superficie de fractura de las limas NEYY. A) Lima NEYY  $N_f=380$ , área de abolladura=85%, B) Magnificación del origen de la grieta, C) Lima DS NEYY CM con tres orígenes de grietas  $N_f=2390$ , área de abolladura=33%, D) Magnificación de la primera grieta de origen, E) Magnificación de la segunda grieta de origen, F) Magnificación de la tercera grieta de origen.

Shen Y et al. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J. Endod. 2011; 37(7):997-1001.

En marzo del 2012, Ya Shen *et al*, publicaron otro artículo en el Journal of Endodontics, en el cual examinaron el comportamiento de fatiga de dos tipos de instrumentos de NiTi hechos con CM Wire, sometidos a varias condiciones ambientales. Evaluaron a tres instrumentos convencionales superelásticos de NiTi, ProFile, Typhoon y Neyy, y dos nuevos instrumentos, Typhoon con CM Wire y Neyy con CM Wire, los cuales



fueron sujetos a rotaciones en curvaturas de 35° en diferentes medios, aire, agua destilada, EDTA al 17% o agua destilada después de haber sido inmersa en una solución de hipoclorito de sodio al 6% por 25 minutos. El número de revoluciones para llegar a la fractura fueron registrados. La superficie de todos los fragmentos fue examinada por un microscopio electrónico. Los lugares de inicios de grietas y el porcentaje de áreas abolladas a la fractura completa que atravesase el instrumento fueron registradas también. Los dos nuevos instrumentos con CM Wire mostraron una mejoría de más de 4 a 9 veces de revoluciones para llegar a la fractura que las limas de NiTi convencionales con el mismo diseño en varios medios. Las vidas de fatiga cíclica de los 3 instrumentos de NiTi convencionales superelásticos fueron similares en los diferentes ambientes. Mientras que el número de revoluciones para llegar a la fractura de los dos instrumentos nuevos con CM Wire fue significativamente mayor en medio líquido que en aire. La gran mayoría de los instrumentos con CM Wire mostraron múltiples orígenes de grietas, mientras que los otros instrumentos hechos de NiTi convencional tuvieron un solo origen de grieta (Figura 80). Los valores de la fracción de área ocupada por la región abollada fueron significativamente más pequeños en instrumentos con CM Wire que en los instrumentos de NiTi convencional en varios medios (Figura 80). Concluyendo que el tipo de aleación metálica de NiTi tiene influencia en la resistencia a la fatiga cíclica dentro de varios medios, pues los instrumentos con CM Wire demostraron tener una vida de fatiga cíclica mayor en medios líquidos que en aire. <sup>11</sup>

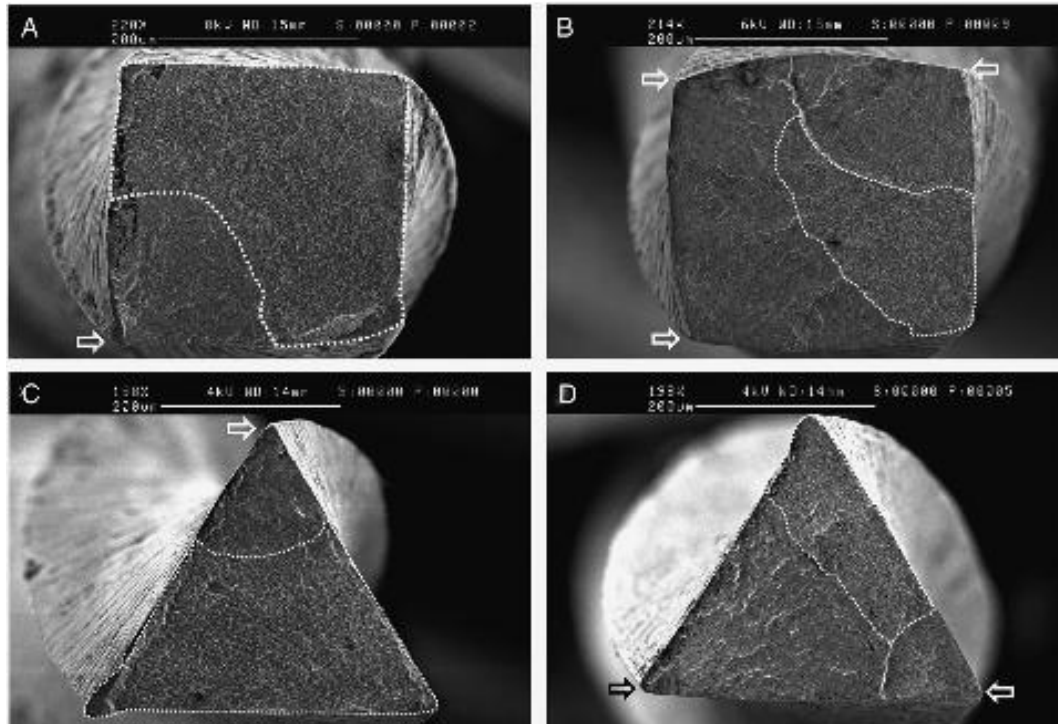


Fig.80 Microfotografía de la superficie de fractura de las limas A) NEYY, B)NEYY CM, C) Typhoon y D) Typhoon CM, con su respectiva propagación de las grietas causadas por fatiga, y el área abollada (delimitada por la línea puntada) en agua destilada después de la inmersión en hipoclorito de sodio por 25 minutos.

Shen Y et al. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. 2012; 38 (3): 376-80.

Ya Shen y colaboradores, concluyeron con los resultados de sus estudios que los instrumentos con Wire CM fueron cercanamente de 300 a 800% más resistentes a la fractura por fatiga cíclica que los instrumentos hechos de NiTi convencional, pues la aleación NiTi Wire CM tiene un gran impacto sobre la cantidad de tiempo necesaria para que la aleación se rompa, es decir que ésta prolongará el tiempo de uso. En sus estudios evaluaron el número de vueltas para que el Typ CM se rompiera con respecto al Profile, el Typ CM dio 1340 vueltas hasta fracturarse y el Profile dio 476 vueltas. Indicando así, que en los análisis de escaneo diferencial calorimétrico, se encontraban que el alambre convencional superelástico de NiTi tiene una estructura austenítica a temperatura





---

ambiente, mientras que el alambre CM es una mezcla de las estructuras martensítica y austenítica.<sup>12,11</sup>

En septiembre del 2011, Testarelli y colaboradores, publican un artículo en el Journal of Endodontics, en el cual evalúan las propiedades de torsión de los instrumentos Hyflex, comparándolos con otros instrumentos rotatorios de NiTi convencionales. Evaluaron diez instrumentos de calibre 25 con conicidad de 0.06 mm de cada una de los siguientes sistemas rotatorios: Hyflex, EndoSequence, ProFile, Hero y Flexmasters. A todos los instrumentos de cada grupo, se les evaluó la rigidez, comparando su momento de torsión cuando se les rotaba en curvaturas de 45°. Todos los datos fueron registrados y sujetos a evaluaciones estadísticas. Los resultados del estudio revelaron que las limas Hyflex se encontraban siendo los instrumentos más flexibles, con una diferencia significativa en comparación con los otros instrumentos. Y analizan que a pesar de que la flexibilidad es influenciada por el diseño del instrumento, la gran mejoría de dicha propiedad se debe probablemente a los procesos patentados de fabricación, los cuales harían sinergismo con la cantidad de Níquel de su aleación para la mejoría en su flexibilidad.<sup>15</sup>

Por otro lado Caicedo y colaboradores en el Edodontic Practice, nos dicen que las limas Hyflex CM tienen incrementada su Flexibilidad pero carecen de memoria elástica lo que les permite adaptarse mejor a la anatomía del conducto radicular reduciendo los riesgos de transportación, separación o perforación.<sup>16</sup>

Todos los autores mencionan el incremento de la flexibilidad de los instrumentos Hyflex CM con respecto a otros.

## 7. 9 Caso Clínico.

El siguiente caso clínico se realizó en la clínica 32 de Seminario de Titulación de la Facultad de Odontología, UNAM.

Éste involucra un segundo molar inferior izquierdo (37) despulpado, que necesitó de una repetición del tratamiento de conductos, debido a que durante un año la cámara pulpar estuvo expuesta al medio bucal, por lo que podemos concluir que hubo filtración de bacterias debido a la caries presente. (Figuras 81 y 82).



Fig. 81 y 82 Exploración del OD 37.



Fig. 83 Radiografía inicial.

Se aisló el órgano dentario y se eliminó la caries presente en las paredes del acceso coronal con una fresa de carburo de bola del número 6. Es indispensable que el acceso coronal cumpla con los postulados de éste, para que las limas rotatorias no acumulen estrés por fatiga cíclica en el tercio coronal del conducto radicular.

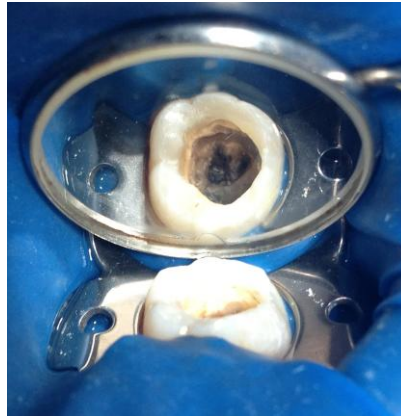


Fig. 84 Aislamiento del OD 37.

Posteriormente se desobturaron los conductos iniciando por el tercio cervical con xilol y limas hedström. Después seguimos con la desobturación de los tercios medio y apical únicamente con el uso de limas hedström, a conductometría aparente.

Seguido a esto se utilizó el localizador de ápice para tomar la conductometría real. Confirmamos esto tomando una radiografía y observamos que todavía quedaba gutapercha en los tercios apicales de los conductos Distal y Mesio Vestibular y en el tercio apical y medio del conducto Mesio Lingual.



Fig. 85 Radiografía donde se observa gutapercha en los tercios apicales

Retiramos lo que restaba de gutapercha en los conductos y confirmamos nuevamente la conductometría real.



Fig. 86 Radiografía de la Conductometría Real.

Utilizamos el Sistema Rotatorio NiTi Hyflex<sup>®</sup> CM<sup>™</sup> para realizar la repetición del tratamiento, terminando de instrumentar todos los conductos con el instrumento de conicidad 0.04 de calibre 40. Se dejó medicación intraconducto con hidróxido de calcio.

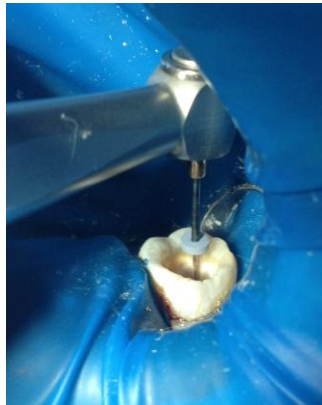


Fig. 87 Fotografía que muestra el uso del Sistema Hyflex dentro del conducto radicular.



Fig. 88 Motor donde se observan la velocidad y torque utilizadas en este sistema.

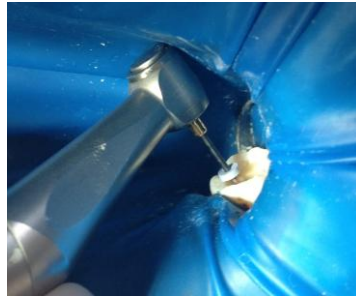


Fig. 89 Fotografía (2) que muestra el uso del Sistema Hyflex dentro del conducto radicular.

En la siguiente cita, se realizó la obturación de los tres conductos con técnica de condensación lateral.

Nuestro protocolo de irrigación utilizado para este caso fue con hipoclorito de sodio al 5% durante todo el trabajo biomecánico, y previo a la obturación se irrigó con EDTA. Entre las dos soluciones irrigantes, se utilizó agua bidestilada.



Fig. 90 Radiografía de prueba de cono.



Fig. 91 Radiografía de prueba de obturación y figura 90 radiografía final.

Se remitió a la paciente a la clínica de Prótesis Parcial Fija y Removible de la Facultad de Odontología, UNAM.

Previa y posteriormente al uso de estas limas rotatorias dentro del sistema de conductos radiculares y después de su esterilización en el autoclave, se les tomaron fotografías para evaluar las características físicas que sufrieron durante estos procesos.

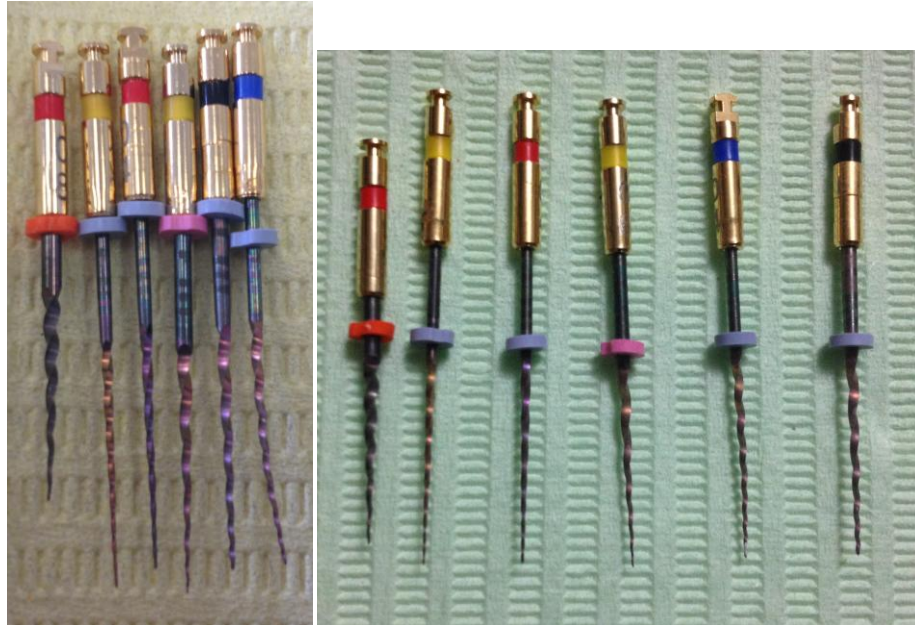


Fig. 92 Se observan las limas antes de ser utilizadas dentro del sistema de conductos radicular y en la figura 83 se observan las limas después de haber sido utilizadas.



Fig. 93 Se observan las limas después de haber sido esterilizadas en el autoclave.



---

## Conclusión

El uso de este sistema tan noble nos permite, a personas con poca experiencia en el uso de rotatorios, sentirnos seguros para poder hacer uso de éste, por su incrementada flexibilidad que ayuda a preservar la anatomía original de los conductos radiculares y por su resistencia a la fatiga cíclica, minimizando la fractura de los instrumentos dentro del sistema de conductos radicular así como otros accidentes operatorios como transportaciones de conductos, etc.



## 8. DISCUSIÓN.

Debido a su reciente introducción son pocos los estudios comparativos realizados hasta este momento. Sin embargo, estudiosos como Ricardo Caicedo y Stephen J. Clark, Luca Testarelli y Gianluca Plotino y Ya Shen y Wei Qian, se han dedicado a estudiar las propiedades de esta aleación de NiTi modificada. Coincidiendo, todos ellos, que este tipo de instrumentos tienen una mejoría en la flexibilidad de su aleación modificada si se le compara con la aleación de NiTi convencional.

Ya Shen y Wei Qian, en el 2011, demostraron en su estudio que los instrumentos con tecnología CM Wire produjeron una mejoría de más de 3 a 8 veces en la vida de fatiga comparándoles con los instrumentos de NiTi convencionales. En el 2012, en su estudio más reciente, concluyeron que el tipo de aleación metálica de NiTi tuvo influencia en la resistencia a la fatiga cíclica en diferentes medios, demostrando los instrumentos con CM Wire una vida de fatiga cíclica mayor en medios líquidos que en aire. En sus análisis de escaneo diferencial calorimétrico, encontraron que el alambre convencional superelástico de NiTi tiene una estructura austenítica a temperatura ambiente a diferencia del alambre CM que se compone por una mezcla de dos estructuras cristalinas, martensítica y austenítica, a temperatura ambiente.

Luca Testarelli y Gianluca Plotino, en el 2011, en su estudio demostraron que las limas Hyflex eran los instrumentos más flexibles comparados con los instrumentos de NiTi convencional, principalmente a causa de sus procesos patentados de fabricación.

Ricardo Caicedo y Stephen Clark indicaron que las limas Hyflex tienen elevada flexibilidad, sin memoria elástica, permitiendo una mejor adaptación a la anatomía del conducto radicular.

Todos coincidieron en que la mejoría de sus propiedades se debe también a la disminución de la cantidad de Níquel en peso que contiene esta aleación modificada de NiTi, que además tiene adición de Cromo.





## 9. CONCLUSIONES.

El tratamiento térmico de las aleaciones de NiTi, para la aplicación en el campo de la Endodoncia, es un nuevo campo de investigación, y poca información es la que se encuentra actualmente disponible para su estudio. En el caso de esta aleación modificada, la cual es conocida por producir un mejor ordenamiento de las estructuras cristalinas a temperatura ambiente, llevándonos a una mejoría en la flexibilidad, debido al cambio en su estructura cristalina, mejorando la resistencia o el comportamiento plástico.

Los procesos de fabricación patentados, se influyen por los procesos térmicos en intervalos de tiempo y cada cambio por mínimo que sea, hace que este proceso sea único.

Los instrumentos Hyflex muestran más flexibilidad, al compararlos con otros instrumentos hechos de NiTi convencional. A pesar de que se sabe que la flexibilidad es influida por el diseño del instrumento, tanta mejoría es probablemente relacionada al proceso de fabricación patentado y al menor porcentaje en peso del Níquel del Sistema Rotatorio Hyflex, pues tienen el diseño de su sección transversal muy similar al Sistema Rotatorio EndoSequence.

Se concluye, que este sistema rotatorio tan novedoso, es muy útil en casos con conductos estrechos y con curvaturas mayores, permitiendo un buen seguimiento de la anatomía del conducto, y disminuyendo también los accidentes operatorios como transportación, zipping, etc.; debido a su buena resistencia a la fatiga cíclica, se disminuirá el riesgo a la fractura de instrumentos dentro del sistema de conductos radiculares. Todas estas ventajas nos permiten, a personas poco experimentadas en el uso de sistemas rotatorios, sentirnos seguros al utilizar estas limas.

Debido a que el Sistema Rotatorio Hyflex es nuevo en el mercado, y no hay limas similares fabricadas con el proceso tradicional de fabricación, sin ningún tratamiento térmico o con un proceso de fabricación similar al



---

de las limas rotatorias Hyflex, pero con un porcentaje en peso convencional de Níquel, no es fácil determinar si su mejoría en flexibilidad y la memoria controlada de forma, se deben únicamente a su composición, a su proceso patentado de fabricación, o a ambos.



---

---

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Leonardo MR, Leonardo RT. **Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio.** São Paulo, Brasil: Editora Artes Médicas, 2008. Pp. 3-35.
2. Beer R, Baumann M, Kim S. **Atlas de Endodoncia.** Editorial Masson, S.A. 2000.
3. **Mechanical debridement by the GIROMATIC® instrumentation.** Sitio de internet de Micromega. <http://www.micromega.com/anglais/produits/giromatic/index.php#>
4. Anusavice KJ. **Phillips la ciencia de los materiales dentales.** 11va.ed. Barcelona: Ed. Elsevier; 2004.
5. Kauffman GB, Mayo I. **The Story of Nitinol: The serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications.** Chem Educ. 1996; 2 (2): 1-21.
6. Uchoa MT, Pereira LH. **The fracture Evaluation of NiTi SMA Endodontics Files.** Materials Research J. 2007; 10 (4): 395-398.
7. Thompson SA. **An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry.** Int Endod J. 2000; 33: 297-310.
8. Kazemi R, Stenman E, Spangberg L. **Maching efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996; 81: 596-602.
9. Soares IJ, Goldberg F. **Endodoncia: técnica y fundamentos.** 1ª Ed. Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2008. Pp. 65-75.



10. **Walia H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod. 1988; 14(7): 346-51.**
11. **Shen Y et al. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. 2012; 38 (3): 376-80.**
12. **Shen Y et al. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J. Endod. 2011; 37(7):997-1001.**
13. **Ruddle, C.J. The Protaper Advantage: Shaping the future of Endodontics. Dentistry Today. 2001; 10:1-9.**
14. **Guttman JL. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. Int Endod J. 2012; 45: 113–128.**
15. **Testarelli L. et al. Bending Properties of a New Nickel- Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. J Endod. 2011; 37(9): 1293-5.**
16. **Caicedo R. et al. HyFlex® CM rotary files: an excellent innovation for endodontic treatment. Endodontic Practice. 2012; 4(6): 10-17.**
17. **Duerig TW, Pelton AR, Stöckel D. The utility of superelasticity in medicine. Biomed Mater Eng 1996;6:255–66.**
18. **Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J 2011;44:253–8.**



- 
19. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–5.
20. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:798–800.
21. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J* 2011;44:337–41.
22. Zinellis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic NiTi instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of NiTi endodontic instruments. *Int Endod J*. 2010; 43: 125-134.
23. Sitio de internet de Coltene Endo. <http://www.hyflexcm.com/>
24. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1205–9.
25. Liu Y, Van Humbeeck J, Stalmans R, Delaey L. Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. *J Alloys Compd* 1997;247:115–21.
26. Kurita T, Matsumoto H, Abe H. Transformation behavior in roiled NiTi. *J Alloys Compd* 2004;381:158–61.



27. Frick CP, Ortega AM, Tyber J, et al. Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng A* 2005;405:34–49.
28. Poncet P. Nitinol medical devices design considerations. Menlo Park, CA: MEMRY Corporation; 2009.
29. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2012; 17: 1365-2591.
30. Parashos P. Rotary NiTi Instrument Fracture and its consequences. *J Endod*. 2006; 32: 11031-1043.
31. Alshwaimi E. The Uptake of Nickel-Titanium Rotary Files in Saudi Arabia. *Int J Dent*. 2012. Article ID 484291, 6 pages.
32. Twohig E. Experimental study on dieless drawing of Nickel-Titanium alloy. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012; 8(4): 8-20.
33. Cohen S, Burns CR. *Vías de la Pulpa*. 8va. ed. Barcelona: Mosby; 2002.
34. Ünal GÇ, Maden M, Orhan EO, Saritekin E, Teke A. Root canal shaping using rotary nickel-titanium files in preclinical dental education in Turkey. *J Dent Educ*. 2012; 76(4):509-13.
35. Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J. Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta Biomater*. 2008; 4(3):447-67.
36. Ogawa A, Akatsuka R, Tamauchi H, Hio K, Kanematsu H.



---

**Influence of the nickel-titanium alloy components on biological functions. BMC Proc. 2011; 22;5 Suppl 8:P79.**

**37. Roane J. et al. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. J. Endod. 1985; 11(5):203-211.**

**38. Ruddle C.J. The Protaper Advantage: Shaping the future of Endodontics. Dentistry Today. 2001; 10:1-9.**