



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

COMPARACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE LA  
ALEACIÓN DE NITI, M-WIRE Y PHASE-R EN  
INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

GIOVANNI PÉREZ PÉREZ

TUTORA: Esp. MARÍA DEL ROSARIO LAZO GARCÍA

ASESORA: Esp. ANA GUADALUPE ONTIVEROS  
GRANADOS



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios, por todo.

A mi Madre, por apoyarme siempre en mis decisiones, enseñarme a distinguir lo bueno de lo malo, y tratar de enseñarme siempre a ser un hombre de bien. Siempre que tenga un error, se que no importa lo que pase, estarás a mi lado. Por darme todo y mas de lo que necesito.

A mi Padre, por ser mi amigo y cómplice en mi vida, por enseñarme que clase de profesionista y persona quiero ser en la vida. Por enseñarme a levantarme de cada tropiezo en mi andar y enfrentar los problemas.

A ustedes dos, por ser mis héroes, mis modelos de vida y por poder ser, algún día, siquiera la mitad de lo que ustedes son. Ustedes me aman con todos mis defectos y siempre les estaré en deuda.

A Diana, por mostrarme lo que es tener el amor y apoyo incondicional, por saber lo que es un compañero de vida y enfrentarla de tu mano, por tener siempre un abrazo tuyo y creer en mi. Te amo Amarin.

Yo no podría luchar contra tanto, si no fuera por ustedes.. Gracias

A la Dra. María del Rosario Lazo, por su dedicación y tiempo a esta tesina; pero sobre todo a enseñarme a no conformarme con lo mínimo y sacar lo mejor de mi.

A la Dra. Ana Guadalupe Ontiveros, por sus contribuciones y puntos de vista que me orientaron de gran manera, por sus atenciones y la gran persona que es.

A la Facultad de Odontología, y a todos mis profesores, que han dejado una enseñanza en mi y me han formado durante la carrera.

<b>ÍNDICE</b>	<b>PAG.</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>6</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS.....</b>	<b>8</b>
<b>GLOSARIO.....</b>	<b>9</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>11</b>
<b>OBJETIVO.....</b>	<b>13</b>
<b>CAPÍTULO I.</b>	
<b>1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....</b>	<b>14</b>
<b>1.1. Instrumentos endodónticos.....</b>	<b>15</b>
<b>1.1.1. Clasificación de los instrumentos de acuerdo a la norma ISO 3630-1.....</b>	<b>19</b>
<b>1.2. Instrumentos de Acero carbón.....</b>	<b>21</b>
<b>1.3. Instrumentos de Acero inoxidable.....</b>	<b>22</b>
<b>1.4. Instrumentos de Níquel Titanio.....</b>	<b>24</b>
<b>1.4.1. Métodos de producción.....</b>	<b>25</b>
<b>1.4.1.1. Fundición por inducción de alta frecuencia (HFI).....</b>	<b>25</b>
<b>1.4.1.2. Síntesis por Combustión.....</b>	<b>26</b>
<b>1.4.2. Aplicaciones y uso en Odontología.....</b>	<b>26</b>
<b>1.4.2.1. Uso en Ortodoncia.....</b>	<b>26</b>
<b>1.4.2.2. Uso en Endodoncia.....</b>	<b>27</b>
<b>CAPÍTULO II.</b>	
<b>2. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS, PROPIEDADES Y ESTRUCTURA DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL-TITANIO (NiTi).....</b>	<b>29</b>
<b>2.1. NiTi. Estructura cristalina.....</b>	<b>29</b>
<b>2.2. Propiedades del NiTi.....</b>	<b>33</b>
<b>2.2.1. Superelasticidad.....</b>	<b>34</b>
<b>2.2.2. Memoria de Forma.....</b>	<b>35</b>

<b>2.3. Tratamientos Térmicos.....</b>	<b>36</b>
<b>2.3.1. Trabajo en frío.....</b>	<b>39</b>
<b>2.3.2. Trabajo en frío seguido de tratamientos     térmicos.....</b>	<b>40</b>
<b>2.3.3. Efecto de enfriamiento durante tratamientos     térmicos.....</b>	<b>40</b>
<b>2.3.4. Trabajo a alta temperatura.....</b>	<b>41</b>
<b>2.3.5. Ciclos térmicos.....</b>	<b>41</b>
<b>2.3.5.1. Obtención de M-wire.....</b>	<b>42</b>
<b>2.3.5.2. Obtención de Fase-R.....</b>	<b>43</b>
<b>2.3.6. Deformación plástica severa.....</b>	<b>44</b>
<b>2.4. M-wire</b>	
<b>2.4.1. Características.....</b>	<b>45</b>
<b>2.5. Fase-R.</b>	
<b>2.5.1. Características.....</b>	<b>45</b>
<b>2.6. Tratamientos de superficie.....</b>	<b>46</b>
<b>2.6.1. Electropulido.....</b>	<b>47</b>
<b>2.6.2. Deposición física de vapor (PVD).....</b>	<b>48</b>
<b>2.6.3. Deoxidación (DEOX).....</b>	<b>48</b>
<b>2.7. Fatiga Cíclica.....</b>	<b>48</b>

### **CAPÍTULO III.**

#### **3. CARACTERÍSTICAS Y DISEÑO DE INSTRUMENTOS EN ALEACIONES A BASE DE M-WIRE Y FASE-R.**

<b>3.1. Instrumentos fabricados con la aleación M-wire.....</b>	<b>51</b>
<b>3.2. Instrumentos fabricados con la aleación Fase-R.....</b>	<b>53</b>

## **CAPÍTULO IV.**

### **4. COMPARACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS FABRICADOS CON LAS DIFERENTES ALEACIONES DE NITI**

<b>4.1 Comparación entre instrumentos con aleación     de M-wire.....</b>	<b>56</b>
<b>4.2 Comparación entre instrumentos con     aleación Fase-R.....</b>	<b>58</b>
<b>4.3 Comparación entre instrumentos con distintos     tratamientos de superficie.....</b>	<b>63</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>70</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>72</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

	<b>PAG.</b>
Figura 1.....	14
Figura 2.....	14
Figura 3.....	15
Figura 4.....	16
Figura 5.....	16
Figura 6.....	17
Figura 7.....	18
Figura 8.....	18
Figura 9.....	19
Figura 10.....	19
Figura 11.....	19
Figura 12.....	20
Figura 13.....	20
Figura 14.....	20
Figura 15.....	21
Figura 16.....	22
Figura 17.....	22
Figura 18.....	24
Figura 19.....	24
Figura 20 .....	30



Figura 21.....	31
Figura 22.....	32
Figura 23.....	41
Figura 24.....	42
Figura 25.....	49
Figura 26.....	51
Figura 27.....	52
Figura 28.....	53
Figura 29.....	54
Figura 30.....	55
Figura 31.....	57
Figura 32.....	59
Figura 33.....	61
Figura 34.....	64
Figura 35.....	65
Figura 36.....	65
Figura 37.....	65
Figura 38.....	66
Figura 39.....	66
Figura 40.....	67
Figura 41.....	68





## ÍNDICE DE TABLAS

	<b>PAG.</b>
Tabla 1.....	58
Tabla 2 .....	64

## GLOSARIO

- *Austenita*: También llamada fase generatriz, de mayor temperatura o progenitora; es una estructura compleja de ordenamiento cúbico a cuerpo centrado que es bastante dura y fuerte.
- *Deformación Elástica*: Es la deformación reversible que no excede el límite de elasticidad.
- *Deformación Plástica*: Es el desplazamiento permanente por desunión que aparece cuando se ha excedido el límite de elasticidad.
- *Dislocación*: En el ámbito de la ciencia de los materiales, las dislocaciones son defectos de la red cristalina de dimensión uno, es decir, que afectan una fila de puntos en la red de Bravais.
- *Entalpía*: Es la cantidad de energía que un sistema intercambia con su entorno.
- *Estrés*: Es la fuerza deformante medida en un área determinada.
- *Histéresis*: Fenómeno por el cual un material presenta un estado de evolución, que no depende solo de la causa que lo provoca, sino también de sus estados anteriores.
- *Límite de elasticidad*: Es un valor establecido que representa la máxima tensión que al aplicarse a una lima permite que vuelva a sus dimensiones originales.
- *Límite de Plasticidad*: Es el punto en el que una lima plásticamente deformada se rompe.
- *Maclado*: En el maclado se producen desplazamientos atómicos de forma tal que en un lado de un plano (el plano de maclado), los átomos están situados como si fueran imágenes especulares de las posiciones de los átomos del otro lado.
- *Martensita*: Fase suave y dúctil de un metal, al ser una estructura de laminillas sumamente entretejidas o dispuestas en cortes alternados, por

lo que puede ser fácilmente deformado. Conocida también como fase de menor temperatura o hija.

- *Memoria de Forma:* Capacidad de volver a su forma original un material después de haber sido deformado. El NiTi presenta capacidad de memorizar tanto las formas geométricas iniciales y finales de su manufactura.
- *Memoria Plástica:* Es una situación que se presenta cuando el límite de elasticidad es, sustancialmente, más alto, propio de los metales convencionales. Permite que un instrumento recupere su forma original después de haber sufrido deformación.
- *Módulo de Young:* El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza
- *Punto de concentración del estrés:* Cambio brusco en la forma geométrica de una lima, como una muesca, que ocasiona un nivel de estrés más alto en ese punto que en el resto de la lima en que la forma es más regular.
- *Red de Bravais:* En geometría y cristalografía son una disposición infinita de puntos cuya estructura es invariante.
- *Superelasticidad:* Es la habilidad de regresar a su forma original después de ser deformada. Es cuando al aplicarle estrés al NiTi no aparece la misma tensión proporcional que con otros metales como el acero inoxidable. El estrés externo transforma la estructura austenítica cristalina del NiTi en una estructura martensítica cristalina que puede acomodar o manejar, mejor y mayores cantidades de estrés sin incrementar la deformación.
- *Tensión:* La cantidad de deformación que experimenta una lima.
- *Unidades de Vickers:* El ensayo de dureza Vickers, es un método para medir la dureza de los materiales. Su penetrador es una pirámide de diamante con un ángulo base de 136°.

## • INTRODUCCIÓN

La práctica endodóntica se renueva constantemente gracias a la tecnología, partiendo de que los conceptos básicos siguen siendo el adecuado acceso a la cámara pulpar, visión clara sobre el sistema de conductos radiculares, instrumentación minuciosa, irrigación efectiva y una obturación hermética; los avances se han enfocado en todas estas premisas para llevar a cabo un tratamiento mas confiable, predictivo y rápido.

Uno de los múltiples retos dentro de la endodoncia, que se siguen presentando hoy en día a pesar de los avances, es la instrumentación de conductos curvos y la fractura de los instrumentos.

Si bien la conformación del conducto se ve beneficiada con la instrumentación de fuerzas balanceadas, la cual es retomada en la actualidad con los sistemas rotatorios reciprocantes, la fractura del instrumento sigue siendo un problema que no se puede evitar. Por esto, se han buscado nuevos tipos de aleaciones para los instrumentos endodonticos que resistan este tipo esfuerzos.

La flexibilidad es una de las propiedades mecánicas más importantes de los instrumentos rotatorios de NiTi, y la elección de un instrumento en lugar de otro, recae en esta. Aunado al avance de los materiales, las limas endodónticas han demostrado una tendencia a la mejora continua en cuanto a flexibilidad y resistencia a la fractura.

Las propiedades mecánicas de la aleación de NiTi pueden ser mejoradas al alterar la microestructura vía trabajo en frío y tratamiento térmico. Debido a esto nuevas limas endodónticas de NiTi con propiedades superiores pueden ser desarrolladas a través de procesos termomecánicos especiales.

Los nuevos instrumentos endodónticos de NiTi fabricados con alambres tratados térmicamente tienen mayor flexibilidad que instrumentos similares hechos de NiTi convencional. Para maximizar su potencial clínico, los consumidores deberían hacer los ajustes correspondientes durante la transición de limas manuales de acero inoxidable a sistema de NiTi rotatorio o entre sistemas rotatorios utilizando diferentes aleaciones de NiTi.

Las propiedades únicas que se obtienen con estos tratamientos en la aleación de NiTi la hacen particularmente excelente para el tratamiento endodóntico.

A pesar de que los detalles del tratamiento termomecánico para los nuevos alambres de NiTi siguen siendo desconocidos a detalle, parece ser que el procesado termomecánico es un método muy promisorio para aumentar sustancialmente los beneficios de eficiencia y seguridad en los instrumentos endodónticos contemporáneos.

- **OBJETIVO**

Conocer mediante la revisión de la literatura las propiedades, características y ventajas de los principales tipos de aleaciones de NiTi, utilizados en la fabricación de instrumentos endodónticos manuales y rotatorios. Para entender mejor el comportamiento de los instrumentos durante la preparación del sistema de conductos radiculares, lo que permitirá una elección de instrumentos que por sus características sean adecuados a cada caso en particular.

## CAPÍTULO I.

### 1. Antecedentes Históricos.

En 1838, Maynard (Fig. 1), creó el primer instrumento endodóntico, ideado a partir de un muelle de reloj y desarrolló otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular (Fig. 2). Este principio técnico preconizado por Maynard persistió muchos años, haciendo movimientos de presión hacia el ápice y tracción lateral sobre las paredes del conducto.<sup>1</sup>



Fig. 1. Edward Maynard <sup>1</sup>

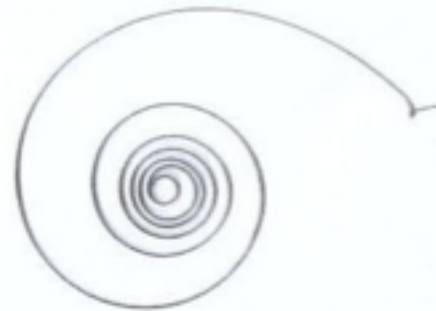


Fig. 2. Muelle de reloj utilizado<sup>1</sup>

Esa instrumentación considerada como clásica determinaba un aumento del diámetro del conducto radicular correspondiente al creciente aumento numérico de diámetros de los instrumentos, siendo esta instrumentación realizada en sentido ápico/coronal y en toda la extensión del conducto.<sup>1</sup>

Con el pasar de los años demostró que la utilización de los instrumentos con aumento gradual de diámetro, utilizados en toda la extensión del conducto en sentido ápico/coronal era el responsable de varios accidentes operatorios y fracasos de tratamiento, principalmente en conductos curvos y atrésicos.<sup>1</sup>

En este periodo no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, tipo y características de la parte activa de los instrumentos; cada fabricante estipulaba el diámetro y longitud de cada instrumento, de tal manera que la lima ofrecida por una industria específica no correspondía en numeración y serie, a la de otro fabricante.<sup>1</sup>

Hasta la década de los 50, los instrumentos endodónticos no tuvieron grandes transformaciones, siendo fabricados, como desde un principio, de acero carbón sin cualquier criterio científico y acarreado las debilidades del material como baja resistencia a la torsión, atasque y corrosión.

### **1.1. Instrumentos endodónticos.**

En 1955, Ingle (Fig. 3), postuló la idea de la estandarización de los instrumentos, con aumento secuencial de sus diámetros y nueva numeración, que representarán en décimos de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos; idea que se cristalizó hasta 1976.<sup>1</sup>



**Fig. 3. John I. Ingle. Autor de la estandarización de instrumentos endodónticos.<sup>1</sup>**

En 1986, la industria Kerr Manufacturing fue la primera en construir estos nuevos instrumentos (Tipo K) siendo los más copiados en el mundo (Fig. 4.).<sup>1</sup>



Inicialmente la fabricación de las limas endodónticas se originaba de la torsión de un asta piramidal de acero carbón, siendo este material sustituido en 1961 por el acero inoxidable por sus mejores propiedades.

Dependiendo de la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación, o sea, triangular, cuadrangular, circunferencial, así como la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenían diferentes tipos de instrumentos, conocidos como ensanchadores, limas tipo K y Hedström.<sup>1</sup>



Fig. 4. Casa Kerr, la pionera en desarrollo de instrumentos endodónticos.<sup>1</sup>

Con la estandarización, el sistema de numeración, 06 a 140 (Fig. 5.), no es arbitrario sino que corresponde al diámetro (D1) expresado en centésimas de milímetro en la punta de su parte activa, y su aumento de conicidad es de 0.02mm por cada milímetro.



Fig. 5. Sistema de estandarización por colores.<sup>1</sup>

Clem, en el año de 1969, fue el primer autor en destacar con gran énfasis la importancia de la preparación en diferentes etapas durante la instrumentación de conductos radiculares curvos. Sugirió solo la utilización de instrumentos de pequeño calibre en la porción apical del conducto seguido de una preparación en retroceso progresivo y con aumento de diámetro de los instrumentos en sentido ápice corona, preparación que denominó *Step Preparation*, preparación en escalones.

En 1974, Schilder (Fig. 6), hace una gran contribución a la técnica endodóntica al introducir el concepto de *Limpado y Modelado*; incluyendo el uso de las fresas Gates-Glidden. Su objetivo no se resumía solamente a la remoción del tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada del conducto radicular, sino también atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical, dando una mayor conicidad, favoreciendo la irrigación del conducto radicular.<sup>1</sup>



**Fig. 6. Herbert Schilder, cambió la endodoncia desde sus raíces.<sup>1</sup>**

Marshall y Pappin<sup>1</sup> en 1980, desarrollan la técnica de *Preparación Corono–Apical sin presión*, considerada revolucionaria por minimizar o incluso evitar la extrusión de restos sépticos del conducto hacia la región periapical reduciendo la agudización del proceso inflamatorio.

En ésta, las limas Gates-Glidden y las limas de mayor diámetro son utilizadas inicialmente en los dos tercios coronarios del conducto, utilizando después limas de menor diámetro progresivamente en sentido apical, hasta alcanzar la longitud deseada, complementada por irrigación copiosa.

En 1982 la casa Kerr desarrolla la lima K-Flex (Fig. 7), de acero inoxidable, con sección transversal y que posee mayor flexibilidad y actividad de corte.



Fig. 7. Lima K-Flex de Kerr.<sup>1</sup>

En 1985, Union Broach, tras la investigación de Roane desarrollan las limas Flex-R con punta inactiva y no cortante (Fig. 8), mismas que fueron utilizadas en la técnica denominada *Fuerzas Balanceadas*.



Fig. 8. Lima Flex-R de Moyco Union Broach. Microfotografía de la punta de la parte activa de la lima Flex-R (Punta Roane).<sup>1</sup>

### 1.1.1. Clasificación de los instrumentos según la ISO 3630-1

Se agrupan los instrumentos endodónticos por su método de uso<sup>2</sup>:

Grupo I: Instrumentos accionados manualmente, como escariadores y limas tipos K y H. (Fig. 9)



Fig. 9. Lima tipo K.<sup>1</sup>

Grupo II: Instrumentos de baja velocidad con conexión tipo pestillo, como fresas Gates-Glidden y Peeso. Normalmente se usan en la parte coronal del conducto y nunca en su curvatura (Fig. 10).



Fig. 10. Fresa Gates-Glidden.

Tomado de <https://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Access/Gates-Glidden-Drill.aspx>

Grupo III: Instrumentos rotatorios de níquel-titanio accionados por motor. Constan de una hoja rotatoria que puede utilizarse con seguridad y se adaptan a los conductos radiculares curvos. La mayoría de los instrumentos actuales son de este grupo (Fig. 11).<sup>2</sup>



Fig. 11. Instrumentos rotatorios Mtwo, VDW.

Tomado de <http://www.vdw-dental.com/en/products/rotary-preparation/mtwo.html>

Grupo IV: Instrumentos accionados por motor que se adaptan tridimensionalmente a la forma del conducto radicular. Igual que otros instrumentos de níquel-titanio se adaptan a la forma del conducto longitudinal, pero también transversalmente. Actualmente solo hay un instrumento en este grupo: la lima autoajustable SAF (ReDent-Nova, Raanana, Israel) <sup>2</sup> (Fig. 12).



**Fig. 12. Lima autoajustable (Self adjusting file, SAF)**

Tomado de <http://www.redent.co.il/?cp=436>

Grupo V: Instrumentos recíprocos accionados por motor (Fig. 13).



**Fig. 13. Instrumentos Recíproc, VDW.**

Tomado de <http://www.es.vdw-dental.com/productos/preparacion-reciproca/reciproc-neu/informacion-del-catalogo.html>

Grupo VI: Instrumentos ultrasónicos <sup>2</sup> (Fig. 14).



**Fig. 14. ProUltra Endo Tips, Dentsply Tulsa Dental Specialties.**

Tomado de  
<http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/AccessInstruments/ProUltraEndoTips.aspx>

## 1.2. Instrumentos de Acero carbón.

Históricamente, los instrumentos para los conductos se fabricaban de acero carbón. Más tarde, el empleo de acero inoxidable mejoró notablemente la calidad de los instrumentos.<sup>2</sup>

Los aceros de carbón son aleaciones binarias de hierro-carbono, que contiene menos de 2.1% de carbono aproximadamente. Los átomos de carbono son más grandes que los de hierro, por lo que se crea una distorsión local importante en la red atómica. La organización de los átomos de hierro en la aleación esta muy distorsionada por los átomos de carbono, dando lugar a una aleación muy dura, fuerte y quebradiza. La dureza del acero carbón disminuye por el proceso de templado, pero esto es compensado por un incremento en la resistencia que es de importancia clínica considerable.<sup>3</sup>

Desventajas:

- Tendencia a la fractura debido a la fragilidad del metal.
- Corrosión con el irrigante de hipoclorito de sodio y durante la esterilización con vapor.<sup>4</sup>(Fig. 15)

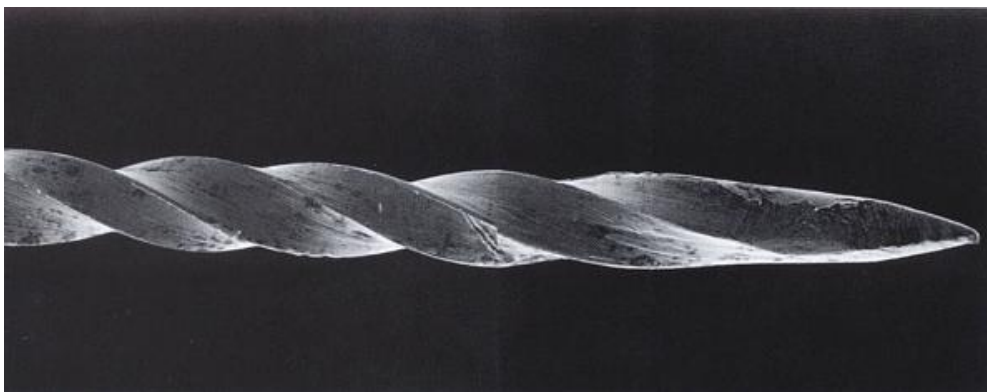


Fig. 15. Lima tipo K de acero carbón, años 40.<sup>1</sup>

### 1.3. Instrumentos de Acero inoxidable.

En el año de 1961 se introdujo el acero inoxidable en sustitución del acero carbón debido a sus mejores propiedades. Cuando se añade de un 12% hasta un 30% de Cromo al Hierro, la aleación se denomina acero inoxidable<sup>3</sup>. El acero inoxidable presenta una estructura cristalográfica cúbica a cuerpo centrado, mientras la aleación de Níquel-Titanio presenta una forma cúbica a caras centradas. (Fig. 16).

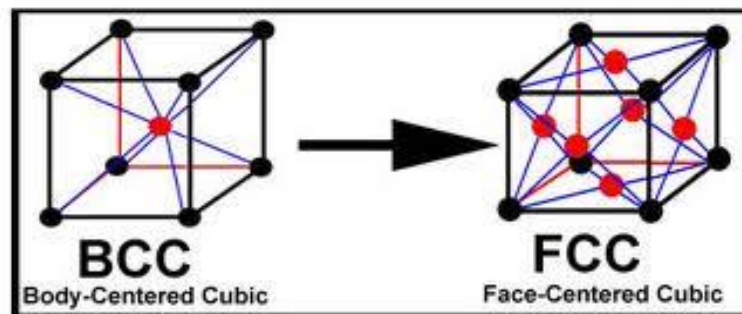


Fig. 16. Esquema que muestra la diferencia estructural del acero inoxidable (izquierda) con la aleación de Níquel-Titanio.

Tomado de <http://www.keytometals.com/page.aspx?ID=CheckArticle&site=kts&NM=270>

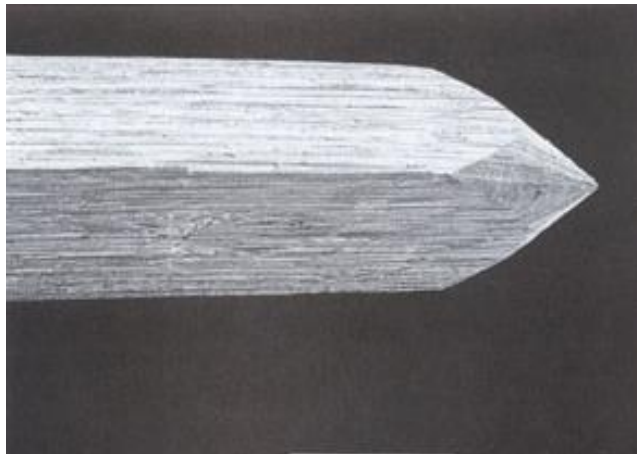
Cuando el acero inoxidable se expone a una atmósfera oxidante, como el aire de una habitación, sobre él se forma una capa de CrCo (Carbonilo de Cromo), adherente, fina y transparente; esta capa sirve de barrera para la difusión de oxígeno y otros productos corrosivos. La aleación usada en Odontología es acero inoxidable austenítico serie 300, que tiene por propiedades: <sup>3</sup>

- Gran ductilidad y habilidad para soportar un mayor trabajo en frío sin riesgo de fractura.
- Es flexible, por lo que tiene menos probabilidad a la fractura que el acero carbón.<sup>4</sup>
- Módulo de elasticidad de 179 GPa.

- Gran resistencia a la corrosión.
- Costo razonable. <sup>1</sup>

Tradicionalmente, el tratamiento endodóntico se realiza con limas manuales y ensanchadores de acero inoxidable para remover el tejido pulpar infectado (Fig. 17) y remanente de los canales radiculares del diente.

A pesar de que los tratamientos térmicos convencionales no son recomendados para estos instrumentos, estos están sujetos a los procedimientos de esterilización antes de ser usados una y otra vez antes de cada paciente. <sup>5</sup>

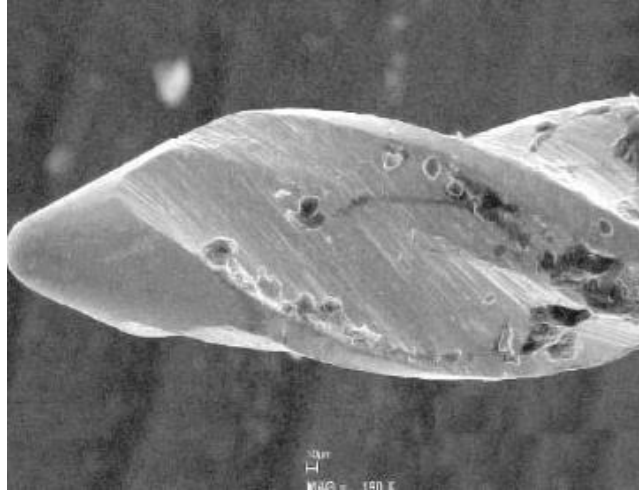


**Fig. 17. Asta metálica de lima de acero inoxidable.<sup>1</sup>**

Un estudio encontró que la esterilización en seco de los instrumentos de acero inoxidable (180 °C por 2 horas) y la esterilización en autoclave (220 kPa de presión a 136 °C por 10 minutos) disminuían ligeramente la flexibilidad y resistencia a la fractura torsional de los mismos, pero aún cumplían con los requerimientos mínimos de la ISO. <sup>5</sup>



Los aceros inoxidable austeníticos son susceptibles a afectarse por soluciones que contengan cloro, afectando su superficie.<sup>3</sup> (Fig. 18)



**Fig. 18. Corrosión en un instrumento de acero inoxidable.**

Tomado de [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-64402008000200004&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-64402008000200004&script=sci_arttext)

#### **1.4. Instrumentos de Níquel Titanio.**

A principios de 1960, la propiedad superelástica de la aleación de níquel-titanio, también conocida como Nitinol, fue descubierta por Buehler y Wang en el US Naval Ordnance Laboratory. La misma aleación fue fabricada en Shanghai, China, desde 1979 como Nitialloy que contiene 56% de Ni y 44% de Ti.<sup>4</sup>

La aleación fue primeramente utilizada en la industria naval por William J. Buchler en 1963 y utilizada por la NASA (National Aeronautics and Space Administration, EU) principalmente para la fabricación de antenas de naves espaciales.<sup>1</sup>

Su denominación de NITINOL se debe al Ni de níquel, Ti de titanio y N.O.L. de Naval Ordnance Laboratory, donde la aleación fue investigada y fabricada conteniendo 51% de Níquel y 49% de Titanio.

Pero fue hasta 1980 cuando Walia, Brantlye y Gerstein la emplearon en instrumentos endodónticos debido a sus propiedades físicas.<sup>1</sup>

### **1.4.1. Métodos de Producción.**

La aleación de NiTi puede ser producida de diferentes formas:

1. Una forma es fundir simultáneamente los elementos con alto grado de pureza en una unidad de fundido rápido como un sistema de inducción de alta frecuencia (HFI). Donde es inevitable la contaminación colateral con otros materiales.
2. La segunda forma es por Síntesis de combustión (CS) que es usada como un método alternativo para producir una aleación ultra limpia. Éste proceso consiste en una reacción de ignición autosuficiente que sintetiza un lingote de polvos elementales uniformemente mezclados.<sup>6</sup>

#### **1.4.1.1. Fundición por inducción de alta frecuencia (HFI).**

En esta, piezas de metal puro cortadas de laminas que contienen 99.7 % de níquel y lingotes que contienen 99.4 % de titanio son fundidos al vacío. La aleación es vaciada en moldes de hierro y homogenizada por 5 horas a 1000 °C.

Los especímenes son laminados en delgadas tiras de 0.35 mm de espesor a 900 °C con un templado intermedio durante 2 minutos y son sumergidos en agua al vacío para liberar el estrés residual y producir NiTi de una sola fase.<sup>6</sup>

### **1.4.1.2. Síntesis por combustión.**

Pastillas de NiTi con un porcentaje de 50.03%, 50.30% y 50.68% de níquel son fabricadas mediante pesado, mezclado y prensado de polvos de alta pureza de ambos elementos en un dado metálico vaciado. Los polvos tienen formas irregulares y su tamaño varía de 60 a 130 micrómetros en el Ti y debajo de 15 micrómetros en el Ni; formando pastillas de 10 grs. cada una.<sup>6</sup>

Un crisol de grafito es usado para sintetizar cada pastilla; este es calentado por un flujo de Argón a 1300 °C. El resultado es la producción de una aleación homogénea que es enrollada en caliente a 800 °C en tiras de 1mm de espesor y después son trabajadas en frío a temperatura ambiente en tiras de 0.5 mm de espesor sin templado intermedio. Las tiras son tratadas en solución en un horno de alto vacío a 1000 °C por 50 minutos y después sumergidas en agua.

Con esta manufactura se destruye la estructura eutéctica y se produce martensita. La producción de esta fase estimula la aparición del efecto de memoria de forma.<sup>6</sup>

De acuerdo con Nishida y Honma<sup>7</sup> la fase R solo puede ocurrir cuando el contenido de Ni es mayor a 50.30 %.

## **1.4.2. Aplicaciones y uso en Odontología.**

### **1.4.2.1. Uso en Ortodoncia.**

La aleación de NiTi fué utilizada por primera vez en 1971 por Andreasen, para la confección de alambres ortodónticos debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión.<sup>1</sup>

#### **1.4.2.2. Uso en Endodoncia.**

Después del estudio de Walia y cols. publicado a finales de la década de 1980, ha habido interés considerable en los instrumentos endodónticos de NiTi.<sup>1</sup>

Las primeras limas endodónticas de NiTi (No.15) fueron fabricadas con aleaciones ortodónticas de NiTi; estas mostraron flexibilidad elástica entre 2-3 veces mayor durante la flexión y la torsión, así como resistencia superior a fracturas torsionales en comparación con las limas No. 15 de acero inoxidable.<sup>1</sup>

En 1992, Serene introduce estas limas nuevas para los estudiantes de la escuela de Medicina Dental de la Universidad de Medicina de California del Sur. Más tarde estas limas se tornaron disponibles para la profesión en general.<sup>1</sup>

Mientras que las limas de NiTi en el estudio original, fueron fabricadas de aleaciones ortodónticas de Nitinol no-superelástico, la propiedad de superelasticidad es más que deseable para los instrumentos de endodoncia de NiTi, ya que facilita la adaptación del instrumento a lo largo de la curvatura del canal radicular, a la vez que se minimiza el riesgo de perforar la raíz.

Los instrumentos de endodoncia de NiTi deben ser fabricados procesando el bloque de alambre inicial, a diferencia de los instrumentos de acero inoxidable, con los que se emplea un aparato especial para torsionar el alambre cónico inicial.

En 1988, Walia y cols., evaluaron las propiedades físicas de los primeros instrumentos de Nitinol y concluyeron que las limas numero 15 de sección triangular presentaban dos o tres veces más flexibilidad, así como más resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario, que las limas de acero inoxidable del mismo número y mismo diseño.

Además de ser superelásticas, las limas de NiTi presentan también buena compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización. <sup>1</sup>

La primera investigación sobre níquel-titanio en endodoncia fue reportada en 1988 por Walia, Brantley y Gerstein, quienes encontraron que el 60-Nitinol es mejor para la fabricación de los instrumentos cortantes rotatorios y manuales resistente a la corrosión.

Esta lima demostró mayor flexibilidad elástica al ser doblada y mostró mayor resistencia a la fractura torsional que el acero inoxidable. El precurvado no es necesario, ya que es flexible y sigue la curvatura del conducto debido a su superelasticidad.<sup>1</sup>

La aleación de NiTi se volvió popular debido a su habilidad única de recuperar su forma original tras soportar grandes deformaciones (hasta 8%) gracias a su tratamiento térmico conocido como memoria de forma, o a través de la remoción de la carga conocida como efecto superelástico.<sup>8</sup>

Su gran flexibilidad se debe a su bajo módulo elástico comparado con las limas de acero inoxidable. <sup>8</sup>

## CAPÍTULO II.

### 2. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS, PROPIEDADES Y ESTRUCTURA DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO (NITI).

El comportamiento mecánico de la aleación de NiTi está ligada íntimamente con su microestructura, de ahí la búsqueda de optimizar su estructura a través de nuevas tecnologías. <sup>8</sup>

#### 2.1. NiTi. Estructura cristalina.

El componente intermetálico del NiTi puede existir en diferentes estructuras de cristal. La fase austenítica de NiTi tiene una compleja estructura de ordenamiento cúbico a cuerpo centrado, y la fase martensítica de NiTi tiene una estructura deformada. <sup>3</sup> (Fig. 19)

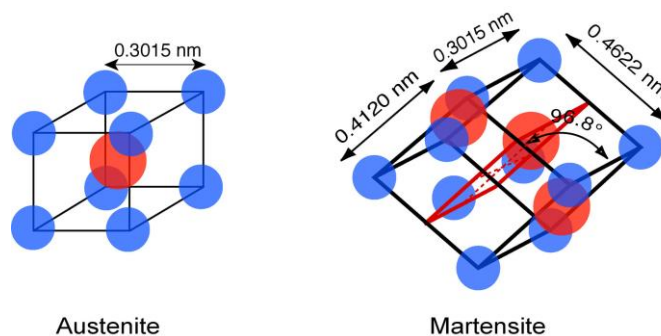


Fig. 19. Representación espacial de las fases austenítica y martensítica. <sup>3</sup>

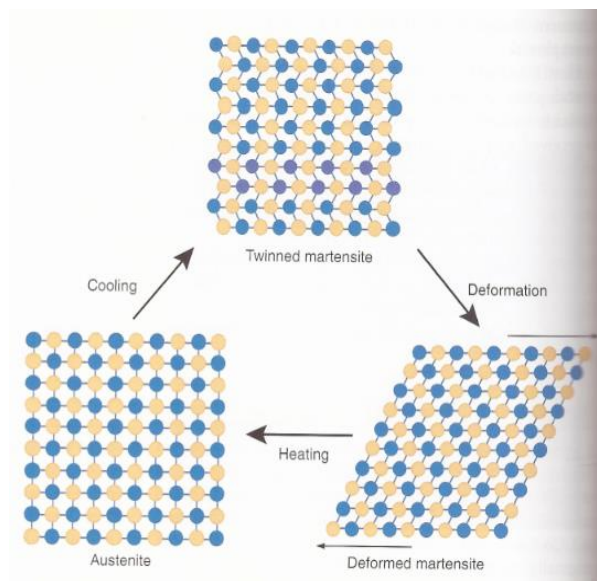
Desde el punto de vista de las aplicaciones prácticas el NiTi puede tener tres formas diferentes: austenita, martensita y martensita inducida por estrés. Cuando el material se encuentra en su forma martensítica es suave y dúctil por lo que puede ser fácilmente deformado; mientras que el NiTi austenítico es bastante duro y fuerte. <sup>9</sup>

El níquel-titanio es un metal exótico porque no sigue las reglas normales de la metalurgia. Como es un metal superelástico, al aplicarle estrés no aparece la misma tensión proporcional que con otros metales como el acero inoxidable. <sup>3</sup>

En la aplicación inicial del estrés al níquel-titanio, la tensión es proporcional; y permanece esencialmente la misma, cuando la aplicación del estrés adicional alcanza un nivel específico, aparece lo que se llama meseta de carga. A la larga, la aplicación de más estrés ocasiona más tensión, que va aumentando hasta que la lima se rompe.<sup>3</sup>

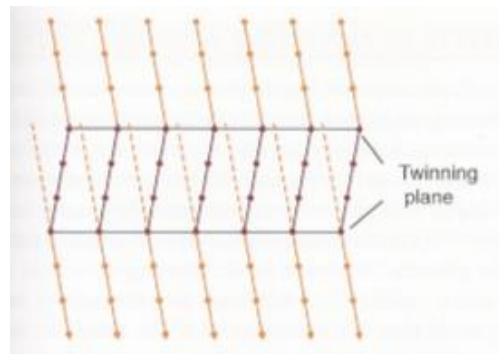
Esta propiedad poco usual es consecuencia de una transformación de la fase cristalina molecular de la aleación. El estrés externo transforma la estructura cristalina austenítica del níquel-titanio en una estructura cristalina martensítica, que puede admitir más estrés sin aumentar la tensión.<sup>3</sup>

La transformación entre las formas martensítica y austenítica del NiTi puede ser inducida tanto por temperatura como por tensión.<sup>3</sup> (Fig. 20)



**Fig.20. Diagrama de transformación entre fases Austenítica-Martensítica-Martensítica inducida por estrés.<sup>2</sup>**

La transformación se produce por un proceso de maclado (Fig. 21) que es reversible por debajo del límite de elasticidad. Además, una tercera forma de NiTi llamada Fase R (por su estructura de cristal romboédrica), aparece como una fase intermedia durante la transformación entre las fases austenita y martensita.

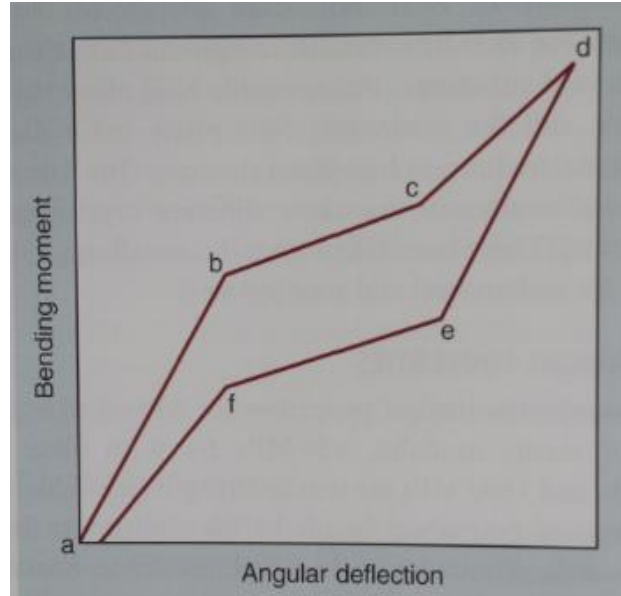


**Fig. 21. Diagrama de Maclado.<sup>3</sup>**

La figura (Fig. 22) muestra una ilustración esquemática sobre el comportamiento superelástico de un alambre de NiTi al doblarse. El segmento A-B corresponde a la deformación elástica inicial del alambre, seguido por el segmento B-C, donde la estructura de NiTi austenítica se transforma en estructura de NiTi martensítica. Después de haberse completado la transformación en el punto C (generalmente al 10% de tensión) se produce la deformación plástica y más deformación elástica a medida que el esfuerzo se incrementa a lo largo del segmento C-D. Cuando se retira la carga a la que es sometido, la secuencia de fenómenos se revierte, donde el segmento D-E corresponde a la pérdida de la tensión elástica en la estructura NiTi martensítica, seguida de nuevo por la transformación hacia la estructura NiTi austenítica a lo largo del segmento E-F, y finalmente se pierde tensión elástica en la estructura austenítica a medida que el esfuerzo decrece hasta llegar a 0. En el alambre permanece una pequeña cantidad de deflexión angular permanente, debido a la continua deformación en el segmento C-D.



Para carga y descarga de tensión sobre la muestra de alambre, los segmentos B-C y E-F son paralelos entre sí debido a que el esfuerzo es uniforme en un corte transversal. <sup>3</sup>



**Fig. 22. Esquema del comportamiento superelástico del NiTi. <sup>3</sup>**

Como resultado de esta estructura cristalina única, las limas de NiTi tienen superelasticidad, o sea, la capacidad de volver a su forma original después de haber sido deformadas. Se considera que los defectos de superficie microscópica contribuyen a la propagación de fisuras y fractura de los instrumentos; con este fin se han intentado mejorar las características con electropulido, recubrimientos e implantes de superficie.<sup>2</sup>

Observaciones realizadas con microscopía electrónica sugieren que la fractura de los instrumentos de NiTi durante las pruebas de torsión en el laboratorio tienen lugar a nivel de las irregularidades de la superficie como consecuencia del proceso de fabricación. En la aleación de NiTi podrían marcarse muescas, debido a que las fases de NiTi austenítica y martensítica tienen una estructura cristalina muy distinta. <sup>3</sup>

De forma aproximada, las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi son :

- Límite de elasticidad de 430 Mpa.
- 1500 Mpa de resistencia a la tracción.<sup>3</sup>

Propiamente, la dureza de un instrumento de NiTi está entre las 296 y 357 unidades de Vickers, comparado con las 403 a 651 unidades que ostenta el acero inoxidable.<sup>10</sup>

## **2.2. Propiedades del NiTi.**

La aleación de NiTi tiene propiedades superiores en ductilidad, resistencia a la fatiga y a la corrosión; tienen un menor módulo de elasticidad y comportamiento superelástico en la preparación de canales radiculares complejos, preserva estructura dentinal, limita el transporte apical, reduce el riesgo de iatrogénias y finalmente permite a los irrigantes fluir más profundo en el conducto. Sin embargo, presentan un riesgo mayor de fractura inesperada dentro del canal, contrario a los instrumentos de acero inoxidable que presentan signos de deformación plástica.<sup>11</sup>

La estructura cristalográfica del NiTi superelástico a temperatura ambiente sin carga es la austenita. La martensita en las aleaciones de NiTi puede ser inducida por estrés cuando la lima es deformada por la curva natural del canal. Como la austenita es estable a esta temperatura, el material regresa a su forma original cuando la carga es retirada.

Entre sus ventajas encontramos:

- Posee un módulo elástico bajo proporcionando así una flexibilidad muy buena para la instrumentación. Por lo tanto, se emplea en conductos curvos.

- Exhibe efecto de memoria de forma y superelasticidad. Transformación de la fase martensítica (durante el trabajo) a la fase austenítica (estructura precursora) inducida por el estrés.
- Las deformaciones que implican hasta el 10% pueden recuperarse totalmente.
- Mayor resistencia al desgaste, biocompatibles, y tiene mejores propiedades anticorrosivas.
- Permiten, con la incorporación de nueva tecnología, diseños novedosos como los planos estabilizadores radiales.
- Algunos sistemas también permiten la conversión de manual a rotatoria y viceversa usando adaptadores o mangos de conversión.
- El electropulido reduce la fractura del instrumento y ha aumentado la eficacia del corte.
- Una composición que consiste en 50% de Níquel y 50% de Titanio atómico parece ideal para la fabricación de instrumentos.
- Aleación con memoria de forma, tiene la capacidad de recuperarse de la deformación elástica una vez retirada la carga regresando a su forma original. <sup>4</sup>

### **2.2.1. Superelasticidad.**

La flexibilidad se define como la capacidad elástica de un instrumento endodóntico cuando se le aplica una carga en uno de los extremos perpendicular a su eje; y es influenciada por la composición y el tratamiento térmico de la aleación, así como su geometría, calibre y diseño.<sup>3</sup>

El efecto de memoria de forma y la superelasticidad están asociados con la naturaleza reversible de la transformación martensítica que sucede en

las aleaciones de memoria de forma. Esta transformación puede ser térmica y/o mecánicamente inducida. En la ausencia de carga, existen dos temperaturas,  $M_i$  (martensita inicial) y  $M_f$  (martensita final), correspondientes al inicio y al final de la transformación de austenita a martensita durante el enfriamiento (transformación directa), y otras dos temperaturas  $A_i$  (austenita inicial) y  $A_f$  (austenita final) que corresponden al principio y al fin de la transformación de martensita a austenita durante el calentamiento (transformación inversa). Debido a la reversibilidad cristalográfica de esta martensita inducida por estrés, la deformación resultante (hasta 10%) puede ser completamente recuperada, que es lo que se conoce como efecto superelástico. Tal recuperación de la deformación es mucho mayor a la que presenta el acero inoxidable (2%).<sup>11</sup>

La superelasticidad es una propiedad inusual resultado de la transformación de la martensita inducida por estrés. El estrés externo transforma la estructura austenítica cristalina del NiTi en una estructura martensítica cristalina que puede acomodar o manejar, mejor y mayores cantidades de estrés sin incrementar la deformación. Como resultado de esta estructura cristalina única el NiTi posee superelasticidad.<sup>12</sup>

La superelasticidad puede ser mejorada a través de tratamientos termomecánicos, estos mecanismos buscan suprimir la desaparición de la martensita inducida por estrés aumentando la tensión necesaria para su eliminación.<sup>12</sup>

Varios estudios señalan que instrumentos más flexibles producen preparaciones mas centradas.

### **2.2.2. Memoria de Forma.**

El efecto de memoria de forma es uno de los comportamientos más interesantes asociados con la transformación martensítica en las aleaciones de níquel-titanio. El NiTi presenta capacidad de memorizar

tanto las formas geométricas iniciales y finales de su manufactura. Una de las más importantes propiedades que debe ser controlada durante la producción, es la temperatura a la cual la aleación comienza a recobrar su forma inicial.<sup>7</sup>

Como resultado de esto las limas de NiTi convencional están en fase austenítica durante su uso clínico, mientras que las de memoria de forma están mayormente en fase martensítica<sup>9</sup>

Son superelasticidad y la memoria de forma del níquel-titanio, las propiedades que le permiten regresar a su forma después de una deformación significativa; lo que la distingue de otros metales tales como el acero inoxidable que sostiene la deformación permanente y conserva el cambio en la forma.

Estas propiedades hacen de las limas endodónticas de NiTi más flexibles, mejor capacidad para conformarse a la curvatura del conducto, resistentes a la fractura y se desgastan menos que las limas de acero inoxidable.<sup>4</sup>

### **2.3. Tratamientos Térmicos.**

Los tratamientos térmicos para las aleaciones de memoria de forma, son uno de los métodos más económicos, simples y eficientes adoptados para manipular las propiedades de transformación. La estabilidad de la fase de transformación depende de los tratamientos termodinámicos, ya sea trabajado en caliente, en frío o tratamiento por calor y ciclos térmicos. Son, tal vez más importantes y de mayor relevancia que muchas otras fases en la fabricación de componentes y estructuras.<sup>13</sup>

Durante las fases de preparación de las aleaciones de memoria de forma, el trabajo a altas temperaturas es adoptado como uno de los procesos más importantes para el enrollado o maquinado para incorporar el efecto de memoria de forma. Estas aleaciones pueden ser empleadas

directamente para sus correspondientes aplicaciones. Sin embargo, la mayoría de las veces, los lingotes son terminados, ya sea enrollados o maquinados en frío, antes de ser usados para su propósito final. Esto permite a los ingenieros someter la aleación a un apropiado tratamiento térmico/mecánico para obtener la aleación de memoria de forma con las fases de transformación deseadas. Por esto una secuencia de trabajo en frío, seguido de un tratamiento térmico es considerada una forma productiva para maquilar el efecto de memoria de forma y la superelasticidad.<sup>13</sup>

El tratamiento termomecánico es un método usado frecuentemente para optimizar la microestructura y el comportamiento de transformación en la aleación, que en cambio confiere mayor confiabilidad y mejores propiedades mecánicas.<sup>13</sup>

Teóricamente, la mayor ventaja de un tratamiento termomecánico no es solamente la mejora de la flexibilidad y fuerza del instrumento, sino también modifica su estructura cristalina para que tenga un mejor manejo del estrés interno causado por el proceso de fabricación.<sup>13</sup>

Según Yoneyama<sup>14</sup> las temperaturas por encima de los 350 °C son requeridas para el efectivo tratamiento térmico de las aleaciones de NiTi. El tratamiento por encima de los 400 °C confiere mayor flexibilidad que aquellos de la aleación original.

La investigación realizada por Brantley<sup>5</sup>, sugiere que el tratamiento térmico a temperaturas cercanas a los 500 °C en una atmosfera rica en nitrógeno para los instrumentos de NiTi convencional podría generar la microestructura óptima, así como mejorar las propiedades mecánicas como resistencia a la deformación y fractura.

Los tratamientos térmicos por encima de 600 °C no deben ser realizados, ya que el comportamiento superelástico se pierde junto con la potencial degradación de la microestructura.

El proceso del tratamiento termomecánico podría ser realizado antes de la maquinación del instrumento para disminuir el estrés latente dentro de la aleación. Recientemente este proceso térmico ha sido aplicado después de la maquilación de las limas, con el objetivo de transformar la aleación en una estructura cristalina ligeramente diferente con propiedades mecánicas mejoradas.<sup>13</sup>

Alapati y cols.<sup>15</sup> encontraron que los tratamientos térmicos a 400 °C, 500°C y 600 °C aumentaron la temperatura austenita final de las limas ProFile a 45 °C–50 °C, y el tratamiento a 800 °C causaba la pérdida del efecto superelástico.

Wycoff y cols.<sup>16</sup> encontraron que las limas Twisted File (SybronEndo), torsionadas después del tratamiento, desplegaron la menor cantidad de estrés torsional y el mayor ángulo de rotación comparadas con las limas de NiTi convencional.

El tratamiento térmico posterior al maquinado parece no solamente mejorar la flexibilidad de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, sino que también elimina las desventajas del proceso de maquilado y provee resistencia mecánica superior.<sup>17</sup>

El efecto de la esterilización por vapor en la fatiga de los instrumentos de NiTi convencional ha sido examinada pero no se han encontrado efectos significativos.<sup>18</sup> Otros estudios muestran que los ciclos de esterilización en autoclave no tienen efecto en las propiedades mecánicas. Los resultados sugieren que cualquier entalpía generada durante el autoclavado no provee suficiente energía para llevar a cabo un efecto de tratamiento térmico que pueda causar un cambio en la estructura. Ha sido reportado que una temperatura de 170 °C es requerida para reiniciar la organización, 430 °C–440 °C para obtener la máxima resistencia a la fatiga y 640 °C para una completa conversión de martensita a austenita.<sup>9</sup>

Los principales tipo de tratamiento termomecánico son los siguientes:

- Trabajo en frío.
- Trabajo en frío seguido de tratamiento térmico.
- Efecto de enfriamiento durante tratamiento térmico.
- Trabajo a alta temperatura.
- Ciclos térmicos.
- Deformación plástica severa.<sup>19</sup>

### **2.3.1. Trabajo en frío.**

El trabajo en frío puede inducir dislocaciones y vacíos en la aleación de NiTi. Una importante característica de la aleación de NiTi con memoria de forma es la estabilidad en transformaciones directas e indirectas. Las temperaturas de transformación en el NiTi con memoria de forma han mostrado tener relación con la presencia de efectos latentes generados por el trabajo en frío. Diferentes estudios han mostrado que los defectos generados durante el trabajo en frío tienen el efecto de suprimir la transformación martensítica y promover la transformación a Fase-R.

Cuando el espécimen trabajado en frío es calentado de temperatura ambiente hasta 300 °C, no se observa transformación de fase y si el calentamiento sigue a los 350 °C se realiza el proceso de recristalización. Sin embargo, el proceso de enfriamiento hasta temperatura ambiente, alrededor de los 75 °C se presenta la transformación de austenítica a martensítica. Mientras que al calentarla de nuevo desde temperatura ambiente la transformación de martensítica a austenítica se presenta aproximadamente a los 85 °C.



### **2.3.2. Trabajo en frío seguido de tratamiento térmico.**

El tratamiento térmico para los metales y aleaciones ha sido probado como un proceso efectivo y económico para manipular sus propiedades. Varios factores como el tiempo de templado y el rango de enfriamiento después del templado tienen sus propios efectos en el estado final de la aleación. Contario al trabajo en frío, existe la posibilidad de que el fenómeno de restauración pueda ocurrir de mejor manera después del templado a través de la activación térmica de los defectos puntuales de la aleación.<sup>19</sup>

Las transformaciones de fase asociadas con las aleaciones de NiTi de memoria de forma puede ser en una etapa, en dos etapas incluyendo una etapa intermedia de Fase-R, ó bien en múltiples etapas dependiendo de los antecedentes mecánicos y térmicos de la aleación.

### **2.3.3. Efecto de enfriamiento durante tratamientos térmicos.**

Durante los tratamientos térmicos uno de los parámetros que puede ser fácilmente controlado es el tiempo de enfriamiento.

Otsuka y cols.<sup>20</sup> crearon un tratamiento térmico en el cual homogeneizaron la aleación equiatómica de NiTi por 1 hora a 1000 °C seguido de enfriamiento en horno para eliminar los vacíos y dislocaciones en la aleación. Encontraron que el espécimen enfriado al sumergir en agua y el que tuvo enfriamiento en horno, tenían casi la misma temperatura de transformación.<sup>13</sup>

El trabajo en frío genera defectos latentes, cargas residuales y estrés interno en el material que obstaculizan la transformación a una interfaz martensítica. El templado de materiales trabajados en frío ayuda a la desaparición de estos defectos promoviendo la transformación martensítica.<sup>19</sup>

### 2.3.4. Trabajo a alta temperatura.

Tanto la temperatura de enrollamiento como la reducción del grosor del alambre de NiTi son factores importantes que tienen influencia en la dureza del material.<sup>19</sup>

A mayor reducción de grosor, mayor será el número de dislocaciones generadas (Fig. 23), y por lo mismo, un mayor trabajo de endurecimiento<sup>1</sup>.

Al enrollar a temperaturas mayores a 600 °C ocurre la recristalización. Sin embargo debido al corto tiempo de enrollamiento y el rápido enfriamiento en el aire, la recristalización es incompleta.<sup>19</sup>

Los materiales de NiTi enrollados a alta temperatura poseen una resistencia mejorada a la fatiga cíclica, mientras la ruta primaria de procesamiento del material no sufra cambios.<sup>19</sup>

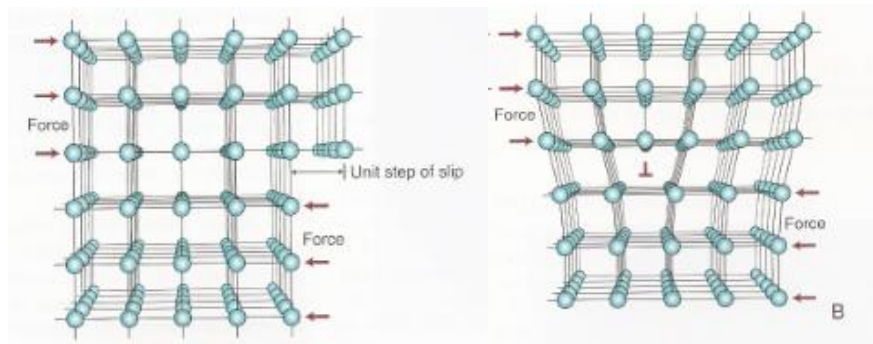


Fig. 23. Diagrama de Dislocaciones.<sup>3</sup>

### 2.3.5. Ciclos térmicos.

Los ciclos térmicos constan de varias fases, la aleación se debe calentar a una temperatura determinada, mantenerse en esa temperatura por un tiempo específico, y ser enfriada en algunos casos hasta bajo cero. Esto en intervalos de temperatura y tiempo bien definidos, por ejemplo, 50 °C por minuto; repetidas veces hasta que se obtengan las propiedades deseadas.

La transformación termo elástica martensítica es muy sensible a los ciclos térmicos. También, tratamientos térmicos y mecánicos pueden suprimir la deformación resultando en un incremento del desalajo del estrés y modificando las temperaturas de transformación y la recuperación frente al estrés. Los ciclos térmicos causan una disminución en las temperaturas características de transformación. Así mismo, se ha encontrado que los ciclos térmicos promueven la transformación a Fase-R.<sup>19</sup>

A mayor numero de ciclos térmicos, se observan picos termográficos (Fig. 24) que se inclinan asimétricamente hacia menores temperaturas (del quinto ciclo en adelante).<sup>19</sup>

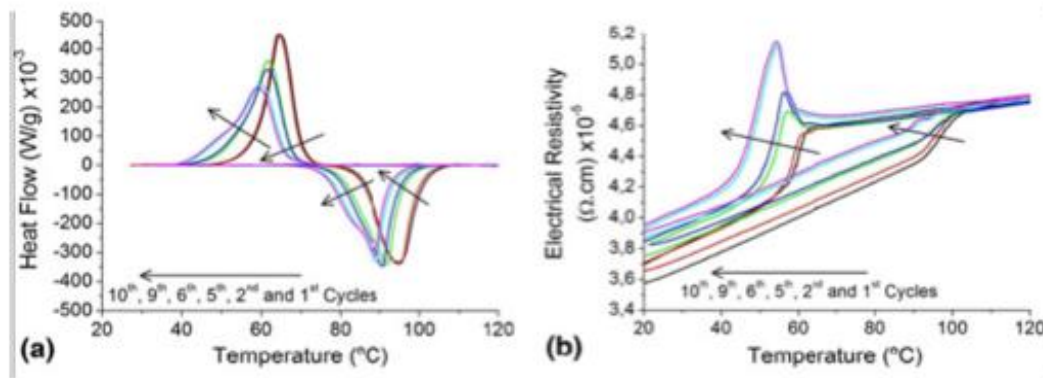


Fig. 24. Evolución de las fases de transformación debido a los ciclos térmicos. <sup>19</sup>

En contraste con los tratamientos térmicos que tienden a incrementar las temperaturas de fase (estructura cristalina) estos ciclos tienden a disminuirlas.<sup>19</sup>

### 2.3.5.1. Obtención de M-wire.

El M-wire es desarrollado a través de un proceso termomecánico por la casa Dentsply (Tulsa Dental Specialties) que le confiere una gran resistencia a la fatiga cíclica.<sup>8</sup>

El proceso térmico exacto del M-wire esta patentado y no ha sido revelado pero se presume que se logra a través de un alambre de NiTi

convencional, se estira en frío en su fase martensítica hasta el calibre deseado y se endereza templándolo en un intervalo de 400 °C a 475 °C; después es sometido a ciclos térmicos, entre un baño a baja temperatura (10 °C) y otro a alta temperatura (+ a 180 °C) de 3 a 5 veces bajo una tensión que lo mantiene en la fase superelástica.<sup>12</sup>

Se tiene conocimiento que el tratamiento térmico bajo carga o tensión tiene el potencial de aumentar la temperatura inicial de la formación de la martensita, pero tiene poco efecto en la temperatura inicial de la fase R<sup>12</sup>.

La aleación de NiTi usada en M-wire es equiatómica; 50% de Ni y 50% Ti, comparada con la aleación común que es 50.3% Ni y 49.7% Ti.<sup>12</sup>

### **2.3.5.2. Obtención de Fase-R.**

Dependiendo de las condiciones de procesado, la transformación de austenita a martensita puede tener un paso intermedio llamado Fase R, primero identificado por Nasawa en 1970 y reportado después como una distorsión romboidal de la fase madre austenita.<sup>11</sup>

Recientemente, nuevos instrumentos rotatorios de níquel-titanio han sido introducidos, en los cuales el alambre de NiTi es calentado a una temperatura apropiada para que alcance la transformación de Fase-R y posteriormente es torsionado, seguido de repetidos ciclos térmicos.<sup>5</sup>

La Fase-R es una fase intermedia con estructura romboidal que ocurre dentro de una ventana térmica muy angosta<sup>9</sup>.

Esta característica, junto con el corto margen térmico de cambio de fase de Austenita-Fase R (unos cuantos grados, comparados con las decenas de grados que hay de austenita a martensita), explica la gran importancia de determinar el rango de temperatura para la Fase-R en los instrumentos endodónticos.<sup>11</sup>

Al llevar la aleación a Fase-R después del proceso de maquinado, la aleación es transformada a una estructura cristalina ligeramente diferente.<sup>21</sup>

Para la aleación rica en titanio, la Fase-R ocurre solamente en el enfriamiento. Para la aleación rica en níquel esta fase aparece tanto en enfriamiento como en calentamiento.<sup>6</sup>

Para las muestras sumergidas en agua después del templado a una temperatura entre 100 °C y 500 °C existe transformación de dos pasos de austenítica-R-martensítica durante el enfriamiento y martensítica-R-austenítica durante el calentamiento. Cuando son templadas entre 500 °C y 600 °C la transformación sólo se observa en enfriamiento con disminución en la temperatura de aparición de la Fase-R.

En el caso de la aleación enfriada en el horno con un incremento en el templado, un comportamiento inusual es observado. Para la muestra templada a 590 °C, un incremento súbito del intervalo de temperatura de la Fase-R es observado. Por esto, templar a 590 °C es crucial.<sup>19</sup>

### **2.3.6. Deformación plástica severa.**

Inicialmente cuando la presión de torque es aplicada, una deformación plástica muy rápida e intensa ocurre. Esto causa que la muestra se observe macroscópicamente distorsionada en su forma geométrica y eventualmente se producirá un desorden microscópico. Debido a este proceso, la muestra se calienta y puede ser llevada a un templado transitorio en esta condición severamente transformada antes de enfriarse a temperatura ambiente. Este proceso nos lleva al reajuste de las tensiones internas.<sup>19</sup>

## **2.4. M-wire.**

### **2.4.1. Características.**

El M-wire contiene las 3 fases cristalinas, incluyendo martensita microtorsionada, Fase R y austenita.<sup>8</sup>

Este tipo de aleación alcanza la meseta superelástica bajo menos tensión que la aleación de NiTi convencional, gracias al tratamiento al que es sometido.<sup>12</sup>

La mejora en las propiedades mecánicas de esta aleación pudieran estar relacionadas con la parcial eliminación de los efectos latentes que ocurren cuando la aleación es térmicamente tratada.<sup>17</sup>

## **2.5. Fase-R.**

### **2.5.1. Características.**

Para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica de las limas, los fabricantes han introducido diferentes diseños y tipos de aleación. La Fase-R es una fase intermedia con una distorsión romboidal de la fase cúbica austenítica creada por un proceso de calentamiento y enfriamiento en el cual la forma final de la lima es alcanzada, y diferentes ciclos de enfriamiento y calentamiento convierten de regreso el alambre a la estructura austenítica cristalina.<sup>22</sup>

La Fase-R tiene menor rigidez que la fase austenítica y martensítica, permitiéndole así la relajación del estrés durante la deformación de los instrumentos endodónticos dentro de los canales radiculares; esto significa que la fuerza necesaria para deformar los instrumentos es menor.<sup>12</sup>

Según el fabricante, esta aleación esta tratada termomecánicamente para tener mayor flexibilidad a temperatura corporal en comparación a el NiTi convencional.<sup>11</sup>

La Fase-R es muchas veces no tomada en cuenta cuando se diseñan aleaciones de NiTi para instrumentos rotatorios, aunque la fase cristalográfica nos brinda importantes propiedades mecánicas, como el bajo modulo de Young comparado con la fase austenítica. Consecuentemente, la flexibilidad es mayor causando que el estrés interno del material dentro de una conducto curvo sea menor, lo que mejora la resistencia a la fatiga cíclica.<sup>11</sup>

## **2.6. Tratamientos de superficie.**

El ataque corrosivo en una aleación pasiva consta de una región de profundo daño localizado en un área muy limitada, mientras que el área circundante se mantiene pasiva.<sup>23</sup> El proceso de corrosión involucra remoción selectiva del Níquel (el elemento más reactivo de la aleación) de la superficie creando ranuras de corrosión.<sup>24</sup>

A pesar de las cualidades antes mencionadas la aleación NiTi, se encuentra predispuesta a la corrosión; que consiste en un ataque localizado que ocurre en los metales pasivos en un medio rico en iones Cloro.<sup>23</sup>

En el estudio de Bonaccorso y cols.<sup>23</sup>, se observó que el EDTA no tiene efecto corrosivo en la aleación NiTi.

La corrosión de los instrumentos endodónticos puede ocurrir durante la preparación químico-mecánica, desinfección química o esterilización con sustancias químicas. Además de las posibles consecuencias adversas de la corrosión de las superficies metálicas; este fenómeno puede reducir la eficiencia de corte de los instrumentos.<sup>23</sup>

Aunque no existen reportes en la literatura acerca de la fractura de los instrumentos por corrosión, parece razonable asumir que la corrosión ocurrirá antes y promoverá la fractura por fatiga.<sup>23</sup>

Ha sido demostrada una disminución de entre el 25%-30% de la vida total antes de la fatiga para las limas de NiTi que rotan en una solución de Hipoclorito al 1.2%.<sup>24</sup>

Ha sido demostrado que existen varias técnicas que incrementan exitosamente la dureza de la superficie y por lo tanto la eficiencia de corte de los instrumentos de NiTi como son:

- Nitridación térmica.
- Implantación de nitrógeno iónico.
- Técnica de deposición física de vapor (PVD, por sus siglas en inglés).<sup>10</sup>

### **2.6.1. Electropulido.**

El electropulido es un método de terminado de superficie usado por los fabricantes de instrumentos rotatorios de NiTi para remover defectos de superficie que puedan quedar después del proceso de fabricación. Estudios previos demuestran que el proceso de terminado de superficie incrementa la resistencia a la fatiga de los instrumentos.<sup>25</sup>

Este tratamiento proporciona una superficie lisa y que inhibe la generación de grietas que puedan dar lugar a fatiga cíclica; este es un método que brinda a los productos metálicos un alto brillo.<sup>26</sup> Este proceso también remueve las marcas del maquinado lo cual aumenta su resistencia a la fatiga.<sup>27</sup>

Consiste en la inmersión del instrumento en una solución electrolítica especialmente formulada, usualmente ácida, y se deja pasar una corriente directa para facilitar la disolución selectiva del material (irregularidades de superficie). Este proceso es ampliamente utilizado para el pulido y la pasivación del NiTi para aplicaciones médicas e implantes<sup>26</sup>, provee una capa protectora de óxido homogénea, con menos defectos y estrés residual.<sup>24</sup>



### **2.6.2. Deposición física de vapor (PVD).**

Esta técnica fue introducida en la industria de dispositivos médicos al final de la década de 1980, y con ella es asequible crear finas y duras capas de recubrimientos (1-7 nanómetros) de TiN (nitrato de titanio), TiAlN (nitruro de titanio aluminio) y TiCN (carbonitrato de titanio) a temperaturas relativamente bajas sin dañar el núcleo y matriz del instrumento. Con esta técnica es posible obtener durezas de superficie alrededor de 2,200 unidades de Vickers. Estudios recientes muestran que la técnica de PVD confiere un incremento significativo en la eficiencia de corte en los instrumentos de NiTi.<sup>10</sup>

Hasta el momento, las únicas limas que reciben tratamiento de deposición física de vapor (PVD) son las limas Alpha (Komet, Milan, Italia).

### **2.6.3. Deoxidación (DEOX).**

Este tratamiento es solamente aplicado a las limas Twisted File (TF). Este consiste en la remoción de la capa de oxidación y cualquier impureza de superficie pero no remueve ninguna parte del material base, pule la superficie de la lima respetando la integridad de la estructura mayor. Se ha esclarecido que este proceso no es equivalente a la técnica de electropulido, pero esta diseñado para mejorar la resistencia torsional, aumentar la dureza del instrumento y reducir defectos de superficie.<sup>28</sup>

### **2.7. Fatiga Cíclica.**

La fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi ocurre por estrés torsional o fatiga cíclica flexural.

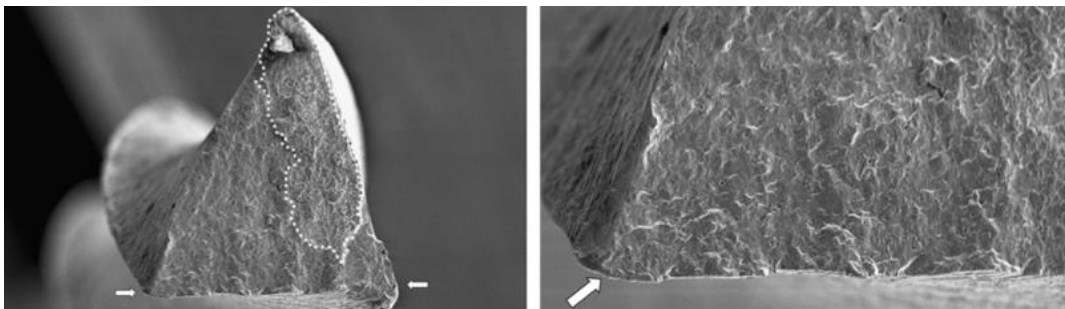
Fatiga cíclica (flexural) es cuando el instrumento rota en un canal curvo, mientras lo hace, ciclos de tensión y compresión son generados y repetidos en la aleación hasta la fractura.

La fractura torsional es cuando la punta del instrumento se atasca en el canal, mientras el eje continua su rotación.<sup>29</sup>

Mientras un instrumento aumenta su calibre o su conicidad, existe una disminución progresiva de su flexibilidad, por lo tanto, se ha encontrado que estos instrumentos sucumben ante la fatiga cíclica antes que los de menor calibre. Contrariamente, un incremento en el diámetro del instrumento y su correspondiente aumento en su área transversal, podría contribuir a la resistencia a la fractura torsional.<sup>17</sup>

El proceso de la fatiga consta de tres etapas:

1. Inicio de la grieta, en la que las microfracturas se forma y empiezan a crecer preferentemente a lo largo de planos cristalográficos específicos o fallas en la superficie.
2. Propagación de la grieta, en la cual esta crece continuamente.
3. La grieta llega a un punto donde el material remanente esta demasiado estresado (Fig. 25) y como resultado crea zonas de sobrecarga.<sup>9</sup>



**Fig. 25. Microfotografía transversal que muestra el instrumento fracturado. Las flechas señalan el inicio del crack (grieta). En la zona punteada se observa la propagación de la grieta.<sup>9</sup>**

Una estructura híbrida (austenítica a martensítica) con cierta tendencia a martensita es mas probable que tenga resistencia a la fatiga cíclica que una microestructura totalmente austenítica.<sup>9</sup>

Los instrumentos endodónticos que muestran mayor flexibilidad también son más resistentes a la fatiga cíclica. Una explicación a esto podría ser que cuando el instrumento rota dentro del conducto radicular y está sujeto a estrés de tensión y compresión, un instrumento más flexible asimila este estrés de mejor manera.<sup>30</sup>

Muchas variables tienen influencia en la resistencia a la fatiga cíclica, como la velocidad operacional<sup>31</sup>, la acción del irrigante<sup>32</sup>, tratamientos de superficie<sup>33</sup> y la caracterización metalúrgica de la aleación.<sup>34</sup>

Varios factores pueden influir en la resistencia a la fatiga cíclica en un instrumento endodóntico sujeto a fatiga flexural. Uno de estos factores incluye los defectos del terminado de la superficie resultado del proceso de fabricación. Estos defectos son generalmente ranuras que sirven como factores de concentración de estrés. Una vez que las microfracturas inician en la superficie del instrumento, estos factores de concentración de estrés favorecen la nucleación, crecimiento y propagación de las grietas.<sup>25</sup>

## CAPÍTULO III.

### 3. CARACTERÍSTICAS Y DISEÑO DE INSTRUMENTOS EN ALEACIONES A BASE DE M-WIRE Y FASE-R.

#### 3.1. Instrumentos fabricados con aleación M-wire.

A continuación, se enlistan y explican algunos de los instrumentos que se desarrollan con este tipo de tratamiento térmico.

##### PROFILE GT SERIES X

El primer sistema rotatorio comercialmente disponible que empleó la aleación tipo M-wire fueron las GTX en 2008. Los principios de diseño de la ProFile GT son seguidos en su mayoría por la ProFile GTX. Las principales diferencias de las GTX es que son de M-wire, además de incorporar pequeños cambios en el diseño longitudinal y un acercamiento diferente al uso del instrumento. El juego de GTX actualmente incluye calibres 20, 30 y 40 en conicidades desde 0.04 hasta 0.10. La velocidad rotacional recomendada es de 300 rpm, y los instrumentos deben ser usados con mínima fuerza apical.<sup>9</sup>

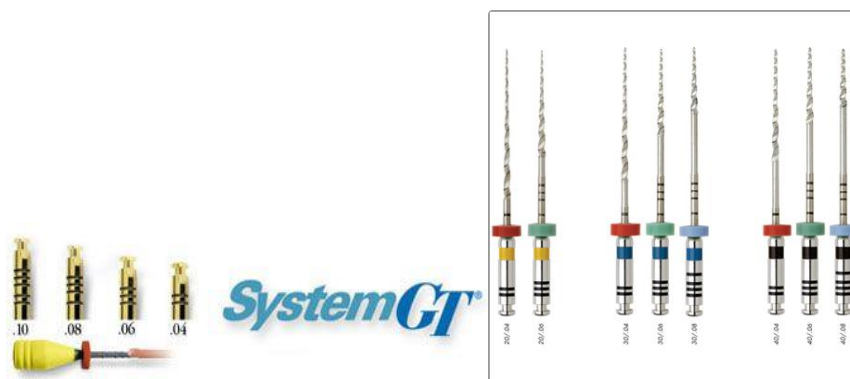
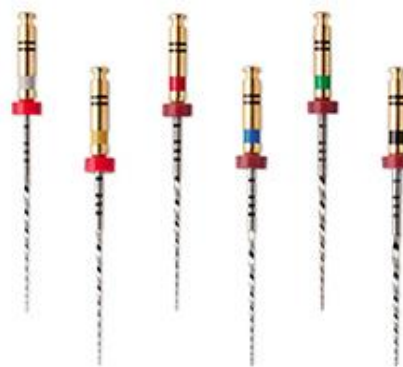


Fig. 26. Sistema Profile GTX, Denstply.

Tomado de [http://www.dentsply.com.mx/Menu\\_producto/Profile.html](http://www.dentsply.com.mx/Menu_producto/Profile.html)

## PROFILE VORTEX

En 2009, Dentsply introdujo esta lima. Similar a la GTX, las Vortex están fabricadas en M-wire. Esta lima tiene una sección transversal triangular sin superficies radiales. El fabricante afirma que esta geometría promueve un comportamiento de corte más eficiente y disminuye el efecto de enroscamiento. Profile Vortex esta disponible en calibres del 15 al 50 en conicidades 0.04 y 0.06. La velocidad recomendada de 500 rpm.<sup>9</sup>



**Fig. 27. Sistema ProFile Vortex, de Tulsa Dental Specialties.**

Tomado de

<http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/RotaryFiles/Vortex.aspx>

## VORTEX BLUE

Vortex Blue es un instrumento rotatorio desarrollado recientemente en M-wire diseñado con mejorada resistencia a la fatiga, eficiencia de corte, flexibilidad y capacidad de centrado del conducto. Estos instrumentos muestran un color azul característico comparado con los demás instrumentos de NiTi. El azul es resultado de un proceso de manufactura propiedad de Dentsply que deja una capa de óxido en la superficie.<sup>9</sup>

La relativamente dura capa de superficie de óxido de titanio en estos instrumentos podría compensar la pérdida de dureza comparada con las Profile Vortex, al mismo tiempo que mejora la eficiencia de corte.

La velocidad recomendada es de 500 rpm con un torque entre 0.75 y 3.68 N/cm.<sup>9</sup>



**Fig. 28. Vortex Blue, Tulsa Dental Specialties.**

Tomado de

<http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/RotaryFiles/VortexBlue.asp>

### **3.2 Instrumentos fabricados con aleación Fase-R.**

La superelasticidad del NiTi significa que no puede mantener la forma espiral mientras la aleación pase por una deformación no permanente, por eso una nueva técnica de maquilado fue usada; Las limas TF (Twisted File, SybronEndo) son un sistema rotatorio manufacturado por un proceso de torsión. Es fabricado transformando NiTi austenítico en la Fase-R a través de un proceso térmico. Una vez que la Fase-R es identificada, el alambre puede ser torsionado en este estado. Después de procesos térmicos adicionales para mantener su nueva forma, el instrumento es regresado a su fase austenítica, que será superelástica una vez que se le aplique carga.<sup>9</sup>

También, la histéresis es obviamente menor para las TF que para las limas maquinadas. Una histéresis menor significa que más austenita puede ser transformada durante la conversión en martensita inducida por

estrés. Por esto, no es sorprendente que los instrumentos TF tengan una mayor resistencia a la fatiga cíclica que las de NiTi convencional.<sup>9</sup>

## TWISTED FILE

Las limas Twisted File (SybronEndo) fabricadas en aleación tipo Fase-R fueron introducidas en 2008. El fabricante asegura que su proceso de torsionado seguido de tratamiento térmico imprime una flexibilidad superior y resistencia a la fatiga (Fig. 29). Una vez enfriado mantendrá su nueva forma<sup>35</sup> y se convierte de nuevo a su fase austenítica, que se volverá superelástica una vez que reciba carga.<sup>9</sup>

Al principio solo estaba disponible el instrumento en calibre 25 con conicidades de 0.04 hasta 0.12. Sin embargo se añadieron recientemente calibres 30, 35 y 40. La velocidad recomendada es de 500 rpm.<sup>9</sup>



**Fig. 29. Instrumentos Twisted File, SybronEndo.**

Tomado de <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-tf-02>

### K<sup>3</sup>XF

El diseño de las K<sup>3</sup> fué actualizado por SybronEndo (Fig. 30), y el sistema ha estado disponible bajo el nombre de K3XF desde el 2011 con calibres del 25 al 40 en conicidades que van del 0.04 al 0.10. El fabricante menciona que la K<sup>3</sup>XF posee una tercera superficie radial con un pitch (zona de rosca) variable, flexibilidad superior y resistencia a la fatiga. La velocidad recomendada es de 350 a 500 rpm con un torque de 3 N/cm .<sup>9</sup>



Fig. 30. Instrumentos K3XF, de SybronEndo.

Tomado de <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3xf-02>



## CAPÍTULO IV.

### 4. COMPARACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS FABRICADOS CON LAS DIFERENTES ALEACIONES DE NITI.

#### 4.1 Comparación entre instrumentos con aleación M-wire.

Johnson y cols.<sup>36</sup>, reportaron que los instrumentos hechos de M-wire con diseño ProFile mostraron cerca de 400% más resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos convencionales de NiTi.

Gao y cols.<sup>39</sup>, compararon la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios ProFile Vortex hechos de dos materiales diferentes: M-wire y NiTi convencional a dos diferentes velocidades de rotación. Los instrumentos se rotaron en cubos de acero inoxidable con canales artificiales de 5mm de radio y 90° de curvatura.

Los instrumentos ProFile Vortex fabricados con aleación tipo M-wire mostraron resistencia superior a la fatiga cíclica (vida útil 150% mayor) en las velocidades de 300 y 500 rpm.<sup>9</sup>

El trabajo de Ye y cols.<sup>8</sup>; investigó la evolución microestructural del M-wire por escaneo calorimétrico, prueba de Vickers y microscopía electrónica; donde las muestras se dividieron en cuatro etapas del alambre: nuevos (sin uso), uso al 30%, al 60% y al 90% de vida útil. (La vida media del M-wire antes de la fractura por fatiga cíclica se estableció en 1517 ciclos). En este estudio se decidió utilizar alambre de M-wire puro, no se usaron instrumentos endodónticos para evitar falsos datos comparativos como conicidad, tamaño y diseño que puedan afectar los resultados.

El estudio arrojó los siguientes resultados:

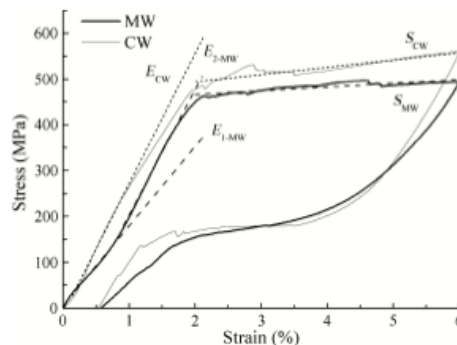
- No existió diferencia significativa en todas las muestras en su temperatura final austenítica.
- La microdureza del alambre aumentó considerablemente en los grupos de 60% y 90% de vida útil.

- En el grupo de 90% de vida útil se observó severa deformación del alambre.
- En el grupo de 30% de vida útil se observaron cambios moderados en las propiedades físicas y mecánicas.

Los resultados de este estudio sugieren que los instrumentos endodónticos maquinados con M-wire se espera que presenten mayor resistencia de uso que instrumentos similares hechos con aleación de NiTi convencional debido a su microestructura nano cristalina. <sup>8</sup>

En el análisis de Pereira<sup>12</sup>, estudió las curvas de carga y descarga en alambres de M-wire y alambres comunes; en el que obtuvo como resultado que ambos presentaron la meseta de superelasticidad, pero se necesitó menos carga en el M-wire.

La razón de esto es que el tratamiento termomecánico al que es sometido el M-wire conlleva un comportamiento superelástico más eficiente con menos generación y acumulación de efectos residuales dentro de la aleación en cada ciclo de carga y descarga de tensión (Fig. 31). <sup>12</sup>



**Fig. 31. Esta tabla muestra las curvas de carga y descarga de los alambres estudiados CM (Common wire, alambre común) y MW (M-wire). <sup>12</sup>**

Después de la descarga de tensión, los instrumentos experimentaron una transformación reversa seguida de una descarga elástica, dejando atrás una elongación permanente de aproximadamente 0.5%.<sup>12</sup>

En esta investigación se llegó a la conclusión que las propiedades físicas y mecánicas del M-wire conferirán a los instrumentos endodónticos mayor flexibilidad y más resistencia a la fatiga cíclica que aquellos hechos con NiTi convencional.<sup>12</sup>

La aleación M-wire tiene propiedades físicas y mecánicas que la hacen más flexible y resistente a la fatiga cíclica que el NiTi convencional.<sup>29</sup>

#### **4.2. Comparación entre instrumentos con aleación Fase-R.**

En el estudio de Lopes<sup>29</sup>, se evaluó el desempeño de los instrumentos K<sup>3</sup> (SybronEndo), K<sup>3</sup>XF (SybronEndo), ProFile Vortex (Dentsply) y Revo-S SU (Micro-Mega); todos los instrumentos eran nuevos, tenían un largo de 25mm, calibre 25 y 0.06mm de conicidad. Diez instrumentos de cada marca fueron tomados para cada una de las pruebas que fueron: geometría del instrumento, prueba de resistencia a la flexión, prueba de resistencia a la fatiga cíclica y prueba de resistencia torsional.

A continuación se muestra una tabla comparativa:

<b>INSTRUMENTO</b>	<b>CARGA MÁXIMA AL DOBLAR (G)</b>	<b>ROTACIONES SOBRE SU EJE ANTES DE FALLA</b>	<b>TORQUE MÁXIMO (G.MM)</b>	<b>DEFLEXIÓN ANGULAR</b>	<b>NUMERO DE CICLOS A LA FRACTURA</b>
<b>K<sup>3</sup>XF</b>	<b>497</b>	<b>2.38</b>	<b>1118.5</b>	<b>856</b>	<b>291</b>
<b>K<sup>3</sup></b>	<b>670</b>	<b>1.50</b>	<b>1204</b>	<b>539</b>	<b>207</b>
<b>PROFILE VORTEX</b>	<b>604</b>	<b>1.24</b>	<b>1041</b>	<b>445</b>	<b>191</b>
<b>REVO-S SU</b>	<b>537</b>	<b>1.59</b>	<b>711</b>	<b>572</b>	<b>106</b>

**Tabla 1. Comparación de las propiedades de las Limas K<sup>3</sup>XF, K<sup>3</sup>, ProFile Vortex y Revo-S SU.<sup>29</sup>**

Los instrumentos K<sup>3</sup> y Revo-S SU están fabricados en una aleación convencional de NiTi, Profile Vortex de M-Wire y los K<sup>3</sup>XF de aleación en Fase-R.<sup>29</sup>

Los resultados muestran que los instrumentos más flexibles antes de la fractura fueron los K<sup>3</sup>XF en Fase-R y el menos K<sup>3</sup> de NiTi convencional.

Los más resistentes a la fatiga cíclica fueron los instrumentos en Fase-R, seguido por las ProFile Vortex de aleación M-wire.<sup>29</sup>

El análisis morfológico demostró que el NiTi no se deforma plásticamente en la fatiga cíclica (Fig. 32), mientras que previo a la fractura torsional sí existe deformación plástica. Esto se debe a que a mayor flexión angular a la fractura del instrumento, mayor la deformación elástica y plástica antes de la fractura.

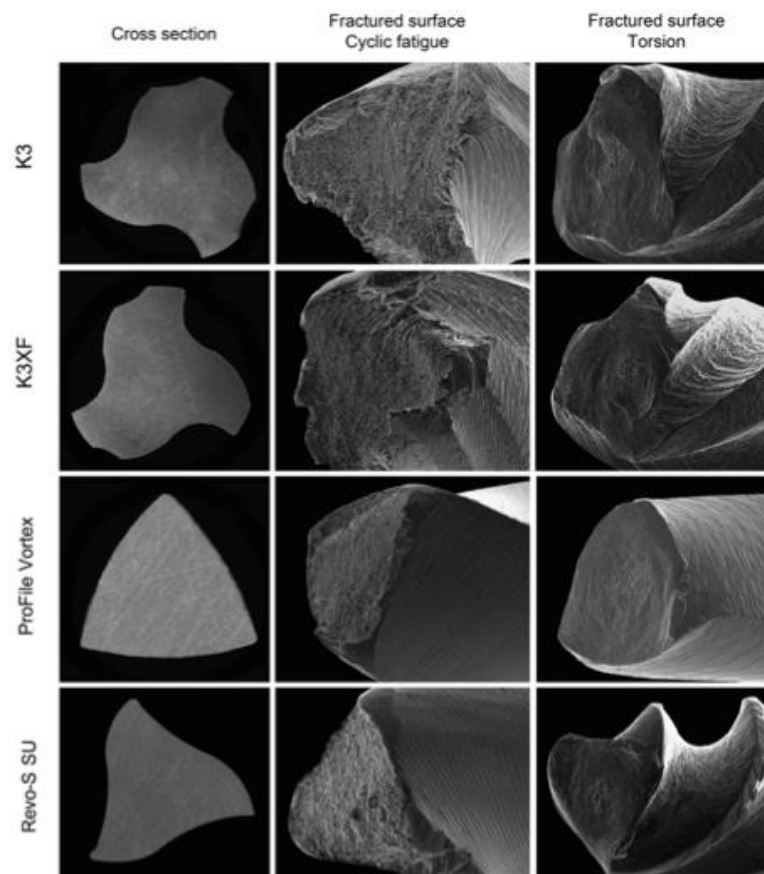


Fig. 32. Microfotografías que muestran el diseño transversal y las alteraciones que sufren los instrumentos en fatiga cíclica y torsional.<sup>29</sup>

Cuando la estría del instrumento se ve elongada, esto nos da una advertencia de que la fractura torsional es inminente <sup>29</sup>

Los resultados muestran que los instrumentos K<sup>3</sup>XF, que están fabricados en aleación NiTi en Fase-R, tuvo los mejores resultados en términos de flexibilidad, deflexión angular a la fractura y resistencia a la fatiga cíclica.<sup>29</sup>

En el estudio de Moltavao<sup>11</sup>, tuvo como propósito investigar la presencia de la Fase-R en el M-wire a temperatura corporal y entender como su presencia interactúa con la deformación del instrumento endodóntico y la relajación del estrés interno. Su estudio se basó en instrumentos ProFile GT (de aleación convencional) y ProFile GT Series X (aleación en M-wire). Las pruebas fueron en base a un examen calorimétrico, difracción de rayos X y examen de elementos geométricos finitos.

Tras las pruebas de calorimetría diferencial, observó que a los 37 °C, las limas GT son totalmente austenítica, mientras que las GTX están en fase austenita+Fase-R. La Fase-R permite la relajación del estrés formado durante la adaptación de un instrumento endodóntico al canal radicular, así que, las cargas necesarias para deformarlo, ya sea en flexión o torsión, son mucho menores que aquellas necesarias para deformar instrumentos austeníticos. <sup>11</sup>

El instrumento GTX es 27% más flexible que su contraparte GT, así mismo, el estrés máximo medido en las GTX es 19% menor.

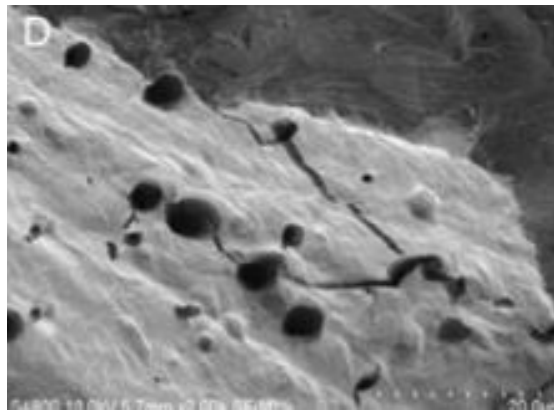
Con estos datos, Montalvaó llegó a la conclusión de que estos instrumentos son más flexibles y por lo tanto son beneficiosos a temperatura corporal (37 °C). <sup>11</sup>

En el estudio de Ha y cols.<sup>21</sup> se evaluaron dos sistemas rotatorios, K<sup>3</sup> y K<sup>3</sup>XF (SybronEndo), debido a su diseño geométrico idéntico, pero diferente aleación; K<sup>3</sup> esta hecha de NiTi convencional y K<sup>3</sup>XF esta fabricada en aleación de NiTi en Fase-R. Los calibres y conicidad fueron 30/.06 y 30/.04 respectivamente.

El estudio consistió de la siguiente manera para la prueba torsional: los instrumentos se colocaban en piezas de mano con control de torque (debidamente aseguradas para asegurar la repetitividad) y los instrumentos se trababan con bloques de policarbonato a 5 mm de la punta. Posteriormente eran rotados en sentido a favor de las manecillas del reloj a 2 rpm hasta la fractura.

La prueba de fatiga cíclica se realizó en un aparato que simulaba la acción del instrumento dentro de un canal confinado. El instrumento se hacía girar dentro de un canal de un bloque de acero templado a 45° de curvatura con un movimiento de cepillado. Los instrumentos eran rotados libremente en sentido de las manecillas del reloj hasta la fractura.

En este estudio no encontraron diferencias en la resistencia torsional de ambas aleaciones; sin embargo, K<sup>3</sup>XF demostró una resistencia a la fatiga cíclica superior al K<sup>3</sup>. En el análisis de microscopía electrónica las K3XF presentaron características de superficies únicas con numerosos microporos irregulares (Fig. 33) .<sup>21</sup>



**Fig. 33. Microfotografía que revela la presencia de microporos en la aleación.**<sup>21</sup>

Estos poros parecen delimitar la propagación de las grietas (cracks), actuando probablemente como un freno.<sup>21</sup>

Ha y cols.<sup>21</sup> llegaron a la conclusión que los instrumentos K3XF tratados térmicamente en la Fase-R mostraron mejora en la resistencia a la fatiga cíclica sin degradación de las propiedades torsionales.<sup>21</sup>

En el estudio de Pérez-Higueras y cols.<sup>22</sup>, donde se pusieron a prueba los instrumentos K<sup>3</sup>, K<sup>3</sup>XF y TF bajo el movimiento rotatorio continuo y recíprocante, los resultados sugieren que la Fase-R es más resistente que el NiTi convencional (94%).

Los resultados de este estudio mostraron que la resistencia a la fatiga cíclica de las tres limas probadas fue significativamente mayor cuando estas fueron usadas en movimiento recíprocante. Los resultados para TF y K<sup>3</sup>XF fueron mejores que para K<sup>3</sup> en movimiento recíprocante.<sup>22</sup>

Los resultados también muestran que las K<sup>3</sup>XF mostraron una vida media mayor en movimiento de rotación continuo que las TF y K<sup>3</sup>. Este descubrimiento sugiere que los últimos desarrollos en las aleaciones para las limas han producido instrumentos más resistentes.<sup>22</sup>

El proceso de manufactura por torsión ha proclamado que mejora la resistencia a la fatiga cíclica, supuestamente porque deja a un lado el proceso de maquilado que puede introducir microfracturas en el alambre, concordando con esto, los resultados de este estudio de Pérez-Higueras muestran que las TF son más resistentes que las K3 (siendo que TF esta hecha de Fase-R y K3 de NiTi convencional) y que los instrumentos K<sup>3</sup>XF resisten significativamente más que los TF.<sup>22</sup>

Las Twisted File (SybronEndo) fabricadas en Fase-R y con tecnología de torsión mostraron incremento en la resistencia a la fatiga cíclica pero con una notoria disminución en la resistencia torsional.<sup>38</sup> Estos datos son consistentes con estudios previos que evaluaron la tecnología M-wire y su fatiga cíclica. De estos resultados se asumió que los tratamientos térmicos en la aleación podrían afectar negativamente la resistencia torsional del instrumento <sup>39</sup>.

En el estudio de Gambarini <sup>35</sup>, se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica de las limas TF, K3 (SybronEndo) y las GTX (Dentsply). En un grupo se evaluó la K3 25/.06 y la TF 25/.06. En el otro grupo se evaluó la K3 20/.06 y la GTX 20/.06.

En el primer grupo las TF rotaron 769 veces antes de la fractura, mientras que las K<sup>3</sup> 552 veces.<sup>35</sup>

En el segundo grupo las GTX rotaron 570 veces antes de la fractura, mientras que las K<sup>3</sup> 579 veces.<sup>35</sup>

En los resultados del primer grupo sugieren que la mejora de la resistencia a la fatiga de las limas TF debe estar principalmente relacionada al nuevo proceso de manufactura que incluye la torsión de un alambre combinado con tratamiento térmico.<sup>35</sup>

#### **4.2. Comparación entre instrumentos con distintos tratamientos de superficie.**

Ha sido reportado que el instrumento RaCe (electropulido directamente por el fabricante) demuestra un incremento de resistencia a la fatiga cíclica comparado con ProFile, K<sup>3</sup>, HERO y Mtwo.<sup>40</sup>

En el estudio de Lopes y cols.<sup>25</sup>, donde se llevó a cabo una prueba de flexión por medio de un dispositivo donde un alambre de acero inoxidable aplicaba carga al instrumento, con uno de los extremos sujetado a la máquina y medía la fuerza necesaria para doblar el instrumento 45°.

La prueba de fatiga cíclica se llevó a cabo en un tubo cilíndrico de acero inoxidable con una longitud de 19mm y 1.4mm de diámetro, donde los instrumentos eran rotados a 300 rpm hasta la fractura. Los instrumentos con electropulido desplegaron una cantidad significativamente mayor de ciclos hasta la fractura comparado con los que no presentaban electropulido (Tabla 2).



INSTRUMENTO	TIEMPO DE ROTACIÓN	NÚMERO DE CICLOS HASTA LA FRACTURA
BR5C Electropulido	86.8 seg.	434
BR5C Sin electropulido	38.8 seg.	194

Tabla 2. Tabla que muestra el tiempo de rotación y numero de ciclos hasta la fractura de los instrumentos con y sin electropulido. <sup>25</sup>

El análisis de microscopía electrónica mostró que la superficie fracturada de ambos instrumentos presentaba características morfológicas dúctiles. No existió la deformación plástica en el vástago de los instrumentos probados. La posterior evaluación del fragmento separado por fatiga evidenció la presencia de microgrietas cerca de la superficie de fractura. Se observaron pequeñas grietas de recorrido irregular (con un patrón en zigzag) en los instrumentos pulidos (Fig. 34), mientras que en los no pulidos las grietas corrían a lo largo de las ranuras de fabricación (Fig. 35).<sup>25</sup> La extensión de las grietas por fatiga a lo largo de un camino tortuoso puede tener un efecto de retardo en la propagación.<sup>27</sup>

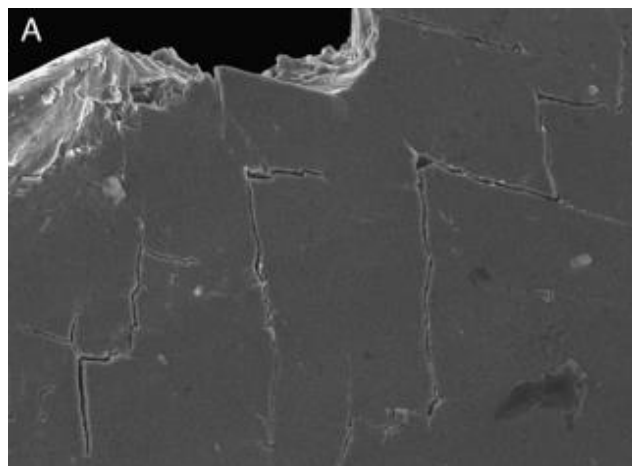
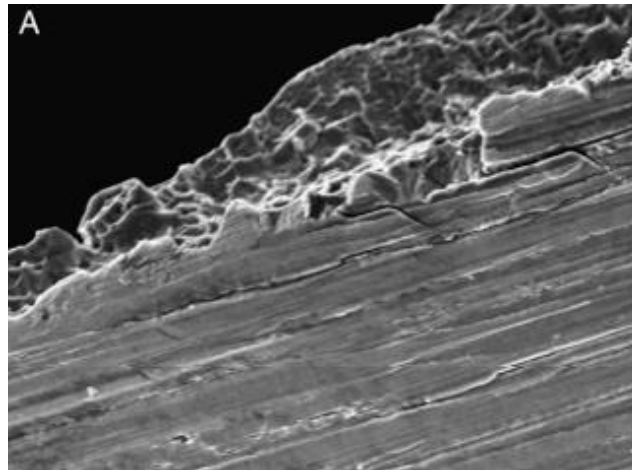


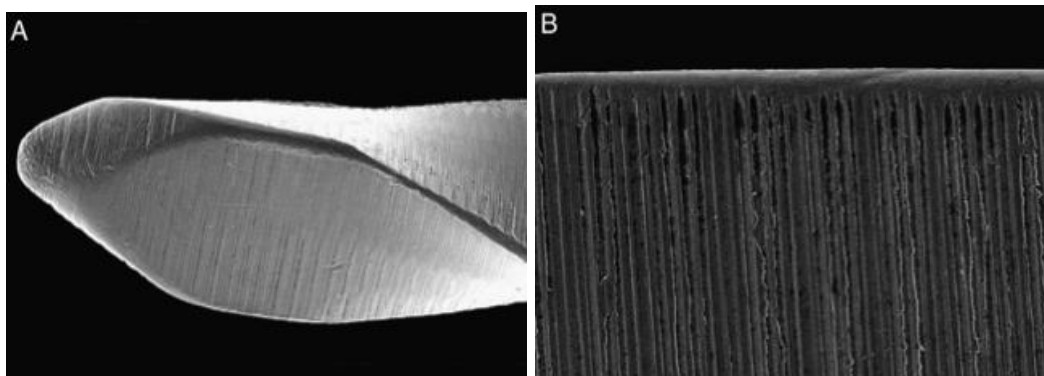
Fig. 34. Instrumento BR5C con electropulido. Se observan grietas en zigzag cerca del lugar de la fractura. <sup>25</sup>



**Fig. 35. Instrumento BR5C sin electropulido. Se observan grietas siguiendo las marcas de maquinación cerca del lugar de fractura.<sup>25</sup>**

Los resultados arrojados el estudio de Lopes<sup>25</sup> en 2010, demostraron que la superficie con electropulido incremento significativamente la resistencia a la fatiga cíclica. El número de ciclos hasta la fractura de los instrumentos con electropulido fue 124% superior que los que no tenían el tratamiento.<sup>25</sup>

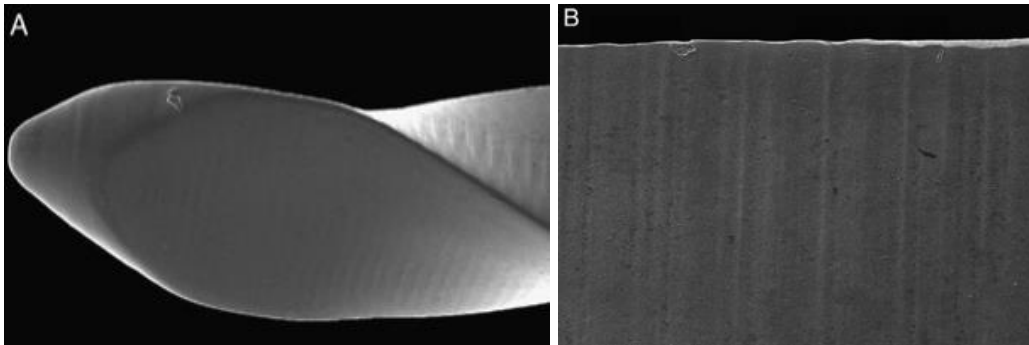
Los beneficios de este tratamiento se deben probablemente a la reducción de las irregularidades en la superficie que sirven como focos de concentración de estrés e iniciadores de grietas (Fig. 36, 37).<sup>25</sup>



**Figs. 36 y 37. Instrumentos BR5C sin electropulido que muestran marcas de maquinación.<sup>25</sup>**

Este proceso tiene un efecto nivelador, resultando en una superficie más tersa y con incremento de su brillo. Y aún mas importante, la capa amorfa

más externa del metal es removida (Fig. 38, 39), dejando una superficie libre de contaminantes incrustados y estrés residual de fabricación.<sup>25</sup>

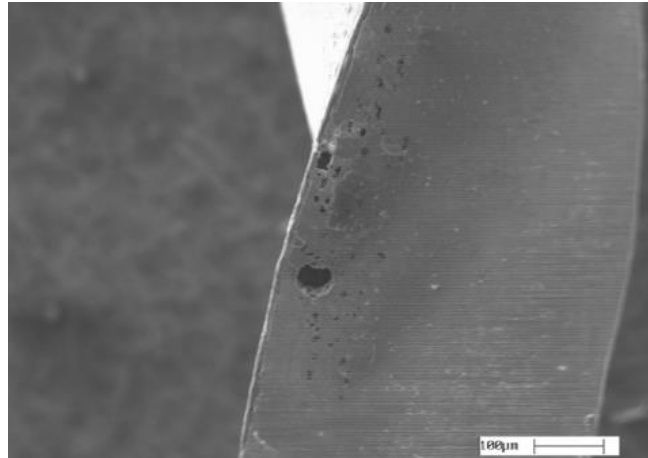


**Fig. 38 y 39. Instrumentos BR5C con electropulido. Se puede observar una superficie tersa y pocas marcas de maquinación.** <sup>25</sup>

En el estudio de Bonaccorso y cols.<sup>23</sup> en 2008, se evaluó el efecto corrosivo de una solución de Cloruro de Sodio en instrumentos endodónticos; a pesar de que el Hipoclorito de Sodio es ampliamente usado para la irrigación, se determinó usar Cloruro de Sodio ya que es más estable que el compuesto mencionado anteriormente. La prueba consistía en sumergir los instrumentos en la solución isotónica de Cloruro de Sodio al 0,9% y hacer pasar una corriente galvánica a través de ella.

Se sumergió la parte activa de los instrumentos (17mm), y se dejó inmersa en la solución por 1 hora 30 minutos. A mayor valor de corriente, más resistente será el material a la corrosión.<sup>23</sup>

Los instrumentos con electropulido necesitaron corrientes más altas (cerca de los 650 mV) indicando un incremento en la resistencia a la corrosión evidentemente como resultado de este tratamiento de superficie, ya que los instrumentos sin electropulido (Fig. 40) necesitaron menor tensión galvánica (300 mV).<sup>23</sup>



**Fig. 40. Microfotografía de el instrumento no electropulido después de su prueba en Cloruro de Sodio.<sup>23</sup>**

El autor menciona que el electropulido pudiera afectar la composición química de la superficie al formar predominantemente Oxido de Titanio, siendo esta la mayor mejora en la resistencia a la corrosión.<sup>23</sup>

En el estudio de Condorelli,<sup>27</sup> se realizó tratamiento térmico a un grupo de instrumentos con electropulido y otro sin electropulido.

El tratamiento fue realizado en un reactor tubular con flujo de O<sub>2</sub> de 100 mm cúbicos por minuto y otro flujo de Argón a presión por una hora. Las temperaturas elegidas para el tratamiento térmico fueron 350 °C y 500 °C.

El análisis químico de las capas de superficie fueron obtenidas con espectroscopia de electrones y difracción de rayos X. La prueba de fatiga cíclica se realizó en conductos artificiales de acero H13 en forma de arco con una curvatura de 45° y se rotaron los instrumentos a 300 rpm hasta la fractura.

Los resultados arrojados muestran mayor resistencia de los instrumentos tratados térmicamente y con electropulido. El análisis de difracción de rayos X no mostró diferencias de estructura entre ambos grupos de instrumentos. Es razonable pensar que la diferencia significativa en la resistencia a la fatiga entre los dos tipos de instrumentos no esta influenciada por la estructura sino por la condición de la superficie.

## Deposición Física de Vapor (PVD).

Esta consta de métodos de deposición por vacío usados para crear capas delgadas del material de recubrimiento en la superficie del instrumento. El proceso consiste en llevar el material deseado de recubrimiento a un estado líquido, ya en este estado, con un soplete de plasma a 9,720 °C es llevado al estado gaseoso y posteriormente es depositado en la superficie de nuevo en estado sólido en un ambiente al vacío.

En el análisis de Schafer y cols.<sup>10</sup> en el 2008, se puso a prueba la eficiencia de corte de los siguientes instrumentos: Alpha File (Komet, Alemania), FlexMaster (VDW, Alemania), Mtwo (VDW, Alemania), ProFile (Dentply, Suiza) y RaCe (FKG, Suiza) obteniendo los siguientes resultados.

En este estudio se incluyeron los instrumentos Alpha File (Fig. 41), ya que estos están tratados con la técnica PVD con TiN (nitruro de titanio). Estos instrumentos son caracterizados por un diseño transversal de forma pentagonal, que resulta en ángulos ligeramente positivos y relativamente poco espacio para el desalojo de detritos.



Fig. 41. Sistema AlphaFile, Komet, Alemania.

Tomado de [http://kometprint.com/410214\\_alphakite/](http://kometprint.com/410214_alphakite/)

Según Bonaccorso y cols.<sup>28</sup> en 2008, los instrumentos tratados con PVD no sufrieron corrosión en su estudio con una solución de Cloruro de Sodio. Sin embargo una comparación de los potenciales de corrosión obtenida en este y previos estudios, indicaron que los resultados dependen de las condiciones en que son manufacturadas por el fabricante. Ya que para el mismo tipo de limas con PVD del mismo fabricante mostraron diferentes potenciales de corrosión (450-900 mV). Esto concuerda con observaciones precedentes indicando que el proceso de PVD necesita ser optimizado.<sup>41</sup>

### **Deoxidación (DEOX).**

Gambarini y cols. <sup>28</sup> en el 2010, confirmaron el valor de este tratamiento, reportando que las TF con DEOX tienen un 90% de mayor resistencia a la fractura por torsión que las TF sin este tratamiento.

## CONCLUSIONES

En los primeros años de la endodoncia, los instrumentos de acero carbón eran usados como único método de instrumentación aún con sus altas posibilidades de fractura y corrosión. Debido a esto, se vio la necesidad de emplear un nuevo material para limas que fuera más seguro, surgiendo así el acero inoxidable.

A pesar de que el acero inoxidable sigue siendo la primera opción para realizar tratamientos de conductos en estos tiempos gracias a su bajo costo, por su rigidez que permite permear conductos, alta resistencia a la corrosión y la posibilidad de precurvar el instrumento, debemos de tener en cuenta sus defectos; como son la dificultad de instrumentar conductos curvos realizando preparaciones centradas.

La introducción de la aleación de NiTi para la fabricación de instrumentos endodónticos vino a revolucionar la forma de instrumentación biomecánica. Características inherentes a la aleación como superelasticidad, memoria de forma, alta resistencia a la corrosión y soportar deformaciones de hasta 10% de su forma original, entre otras son de gran importancia en la conformación de conductos curvos; pero la aleación de NiTi también tiene defectos, como fractura por fatiga cíclica y torsional.

Debido a esto, se ha tratado de encontrar la aleación ideal que supere todos estos defectos, pero mantenga todas las bondades. En esta búsqueda se han desarrollado la aleación tipo M-wire y Fase-R, que se obtienen a partir del NiTi pero sometiéndolos a tratamientos térmicos que mejoran sus propiedades.

La evidencia preliminar sugiere que el usar M-wire incrementa la vida antes de la fractura de los instrumentos rotatorios, mientras mantiene las mismas propiedades torsionales que los instrumentos de NiTi tradicional.

Una ventaja importante de los instrumentos de NiTi en aleación Fase-R en comparación con los M-wire, es que la Fase-R se activa alrededor de los 37°C, la cual es la temperatura promedio corporal, en contraste con el M-wire y por ende el NiTi convencional, que son rígidos a la misma temperatura.

Tomando en cuenta esto, los instrumentos en Fase-R rotaron 769 veces antes de la fractura, mientras que los instrumentos en aleación M-wire 570 veces. Esto significa que la Fase-R es 34% más resistente.

También notable, que los instrumentos tienen mayor resistencia a la fractura cuando se usan en movimientos recíprocos, se podría asumir que al enfrentar un conducto sumamente curvo, la mejor opción sería usar instrumentos en Fase-R con movimiento recíproco.

Las limas de NiTi con electropulido y PVD mostraron una mayor resistencia a la corrosión.

El tratamiento térmico y el electropulido aumentan la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios.

A pesar de los avances en cuanto a las aleaciones aquí descritos, no se ha encontrado la aleación ideal para el tratamiento de conductos que incorpore todas las características deseadas, prueba de esto es que este sector sigue en constante búsqueda e innovación.



## BIBLIOGRAFÍA

1. LEONARDO M.R., LEONARDO R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel-Titanio. 1ª ed. Brasil. Editorial Artes Médicas, 2002. Pp. 3-34.
2. COHEN, S., HARGREAVES, K.M. Vías de la pulpa. 10ª ed. España. Editorial Elsevier, 2011. Pp. 294-305.
3. ANUSAVICE J.K. Science of dental materials. 12ª ed. Estados Unidos. Editorial Elsevier, 2003. Pp. 636-649.
4. NAGESWAR R. Endodoncia Avanzada. 1ª ed. México. Editorial Amolca, 2011. Pp. 185-189.
5. BRANTLEY, W., ALAPATI, S. Heat treatment of dental alloys: A review. Intech. Metallurgy-Advances and processes. Disponible en: <http://www.intechopen.com/books/metallurgy-advances-in-materials-and-processes/heat-treatment-of-dental-alloys-a-review> .
6. SADRNEZHAAD, K., MASHHADI, F., SHARGHI, R. Heat treatment of NiTi alloy for improvement of shape memory effect. Materials and manufacturing Processes. 1997; 12: 107-115 .
7. NISHIDA, M., HONMA, T. Scripta Metallurgica et materiala, 1984; 18; 11: 1293-1298.
8. YE, JIA., GAO, YOUNG. Metallurgical characterization of M-wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic Rotary instruments during low cycle fatigue. J. Endod. 2012; 28; 1: 105-107.
9. SHEN, Y., ZHOU, H., ZHENG, Y., PENG, B., HAAPASALO, M. Current challenges and Concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF Nickel-Titanium Instruments 2013. J Endod. ; 39; 7: 919-932

10. SCHÄFER, E., OITZINGER, M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J. Endod.* 2008; 34; 2: 198-200.
11. MONTALVAO, D., SENA, F., BRAZ, F., VILAVERDE-CORREIA, S. Structural characterization and mechanical FE analysis of conventional and M-wire Ni-Ti alloys used in endodontic rotary instruments. *The Scientific World Journal.* 2014; 24: 8-16
12. PEREIRA, E., PEIXOTO, I., VIANA, A., OLIVEIRA, I., GONZALEZ, B., BUONO, V., BAHIA, M. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of Rotary endodontic instruments. *Int Endod Journal.* 2011; 45; 5: 469-474.
13. SHEN, Y., ZHOU, H., WANG, Z., CAMPBELL, L., ZHENG, Y., HAASPASALO, M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF Nickel-Titanium Instruments. 2013; 39; 7: 919-923.
14. YONEYAMA, T., DOI, H., HAMANAKA, H., YAMAMOTO, M., KURODA, T. Bending properties and transformation temperatures of heat treated NiTi alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res.* 1993 ; 27: 399-402.
15. ALAPATI, S., BRANTLEY, W., IJIMA, M. Micro XDR and temperature modulated DSC investigation of nickel titanium endodontic instruments. *Dent Materials.* 2009; 25; 10: 1221-1229.
16. WYCOFF, R., BERZINS, D. An in Vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod.* 2012; 38; 8: 1118-1120.
17. GAMBARINI, G., PLOTINO, G., GRANDE, N., AL-SUDANI, D., DE LUCA, M., TESTARELLI, L. Mechanical properties of nickel-

titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod Journal*. 2011; 44; 4: 337-341.

18. MIZE, S., CLEMENT, D., PRUETT, J. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotatory nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1998; 24; 12: 843-847.
19. FERNANDES, B., DOS SANTOS, PAULA. Thermomechanical treatments for Ni-Ti alloys. *Intech*. 2013.
20. OTSUKA, K., REN, X., TAKEDA, T. Experimental test for a possible isothermal martensitic transformation in a Ni-Ti alloy. *Intech*. 2013.
21. HA, J., KIM, S., COHENCA, N., KIM, H. Effect of R-Phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. 2013; 39; 3: 389-393.
22. PEREZ-HIGUERAS, J., ARIAS, A., DE LA MACORRA, J. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF and Twisted File nickel titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod*. 2013; 34; 12: 1585-1588.
23. BONACCORSO, A., TRIPI, T., RONDELLI, G., CONDORELLI, G., CANTATORE, G., SHÄFER, E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride Solutions. *J Endod*. 2008; 34; 2: 208-211.
24. PRASARNTI, C., CHANG, J., CHEUNG, G. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue in hypochlorite. *J Endod*. 2010; 36; 8: 1354-1357

25. LOPES, H., ELIAS, C., VIEIRA, V., MOREIRA, E., MARQUES, R., MACHADO, J., DEBELIAN, G., SIQUEIRA, J. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium Rotary instruments. *J Endod.* 2010; 36; 10: 1653-1657.
26. CHEUNG, G., SHEN, Y., DARVELL, B. Does electropolishing improve low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium instruments in hypochlorite?. *J Endod.* 2007; 33; 10: 1217-1221.
27. CONDORELLI, G., BONACCORSO, A., SMECCA, E., SCHÄFER, E., CANTATORE, G., TRIPI, T. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod Journal.* 2010; 43; 10: 866-873.
28. GAMBARINI, G., TESTARELLI, L., GALLI, M. The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatologica.* 2010; 59; 7: 401-406.
29. LOPES, H., SOARES, T., ELIAS, C., SIQUEIRA, J., INOJOSA, I., LOPES, W., VIEIRA, V. Comparison of the mechanical properties of Rotary instruments made of conventional nickel titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-Phase. *J Endod.* 2013; 39; 4: 516-520
30. PONGIONE, G., POMPA, G., MILANA, V., DI CARLO, S., GIAN SIRACUSA, A., NICOLINI, E., DE ANGELIS, F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol;* 2012; 3:119-122.
31. KITCHENS, G., LIEWEHR, F., MOON, P. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007; 33; 1: 52-54.

32. PETERS, O., ROEHLIKE, J., BAUMANN, A. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007; 33; 5: 589-593.
33. BUI, T., MITCHELL, J., BAUMGARTNER, J. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008; 34; 2: 190-193.
34. OUNSI, H., AL-SHALAN, T., SALAMEH, Z., GRANDINI, S., FERRARI, M. Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickel-titanium Rotary instruments by using scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. 2008. *J Endod.* 2008; 34; 1: 53-55.
35. GAMBARINI, G., GRANDE, N., PLITINO, G., SOMMA, F., GARALA, M., DE LUCA, M., TESTARELLI, L. Fatigue resistance of Engine driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. 2008. *J Endod.* 2008; 34; 8: 1003-1005.
36. JOHNSON, E., LLOYD, A., KUTTLER, S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008; 34; 11: 1406-1409.
37. YUM, J., CHEUNG, G., PARK, J. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. 2011; 37; 3: 382-386.
38. GAO, Y., WILKINSON, K. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of Profile Vortex Rotary instruments. *J Endod.* 2010; 36; 7: 1205-1209.
39. TRIPI, T., BONACCORSO, A., CODORELLI, G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology and Endodontology.* 2006; 102; 4: 106-114.



40. RONDELLI, G., VICENTINI, B., CIGADA, A. The corrosion behavior of nickel-titanium shape memory alloy. Corrosion Science. 1990.