

**UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE
LA VEGA**

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

OFICINA DE GRADOS Y TÍTULOS



TÍTULO DEL TRABAJO

*ALEACIONES DE NÍQUEL TITANIO EN LA MANUFACTURACIÓN DE LAS
LIMAS EN ENDODONCIA.*

PRESENTADO POR:

C.D. Andrea Flores Flores

ASESOR:

CD. Mg. Arturo Anzardo López

**LIMA – PERÚ
2017**

DEDICATORIA

A Dios, a mi familia por su dedicación y apoyo constante en cada paso de mi vida, así como también a todas aquellas personas que de alguna u otra manera hicieron posible la realización del presente trabajo académico.

TÍTULO

**ALEACIONES DE NÍQUEL TITANIO EN LA MANUFACTURACIÓN
DE LAS LIMAS EN ENDODONCIA.**

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	01
II.	DESARROLLO DEL TEMA	
2.1.	ANTECEDENTES DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO	02
	Figura 01. William Buehler. Ingeniero metalúrgico, descubridor de la aleación de NITINOL	03
2.2.	ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO	04
2.3.	TRANSFORMACIÓN MARTENSÍTICA (TM), EFECTO MEMORIA DE FORMA (EMF) Y SUPERELASTICIDAD (SE)	06
	Gráfica 01. Curvas esquemáticas de tensión – deformación para el acero inoxidable austenítico deformado y una aleación NiTi superelástica	06
	Figura 02. Modelo simplificado de la transformación martensítica	06
2.4.	TIPOS DE ALEACIÓN	
2.4.1.	ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO FASE R	08
2.4.2.	ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO M-WIRE	08
2.4.3.	ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO CON MEMORIA CONTROLADA	09

2.5.	FABRICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS	
2.5.1.	TORSIÓN	11
	Figura 03. Fabricación por torsión de un instrumento endodóncico	11
2.5.2.	DESGASTE	12
	Figura 04. Fabricación por desgaste de un instrumento endodóncico	12
2.6.	PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS INSTRUMENTOS	
	ENDODÓNCICOS	13
2.6.1.	RESISTENCIA MECÁNICA	14
2.6.2.	FUERZA	14
2.6.3.	TENSIÓN	14
2.6.4.	DEFORMACIÓN	
	A. DEFORMACIÓN ELÁSTICA	14
	Figura 05. Deformación elástica	15
	B. DEFORMACIÓN PLÁSTICA	15
	Figura 06. Deformación plástica	15
2.6.5.	ELASTICIDAD	16
	A. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN TORSIÓN	16
	B. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLAMBAJE ...	16
	Figura 07. Flambagem	16
	C. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLEXIÓN	17
	Figura 08. Flexibilidad	17
2.6.6.	EFEECTO RESORTE	17
2.6.7.	LÍMITE ELÁSTICO	18
2.6.8.	PLASTICIDAD	18
	A. MALEABILIDAD	18
	B. DUCTILIDAD	18
2.6.9.	LÍMITE DE ESCURRIMIENTO	18
2.6.10.	RIGIDEZ	19
2.6.11.	FRAGILIDAD	19
2.6.12.	TENACIDAD A LA FRACTURA	19
2.6.13.	DUREZA	19

2.6.14.	LÍMITE DE RESISTENCIA	19
2.7.	PARTES DE LOS INSTRUMENTOS	20
2.7.1.	EL MANGO	20
2.7.2.	ASTA DE ACCIONAMIENTO	20
	Figura 09. Asta de accionamiento	20
2.7.3.	INTERMEDIARIO	21
	Figura 10. Intermediario	21
2.7.4.	PARTE DE TRABAJO	21
	Figura 11. Parte de trabajo o cuerpo del instrumento	21
	Figura 12. Asta de corte	22
2.7.5.	PUNTA	23
	Figura 13. Punta del instrumento	23
	Figura 14. Base de la punta	24
	Figura 15. Ángulo de la punta	24
2.7.6.	DISEÑOS DE PUNTA	25
	Figura 16. Diseños de la punta	25
2.7.7.	ARISTAS LATERALES DE CORTE	25
2.7.8.	HÉLICE	26
	Figura 17. Arista lateral de corte dispuesta en forma de hélice	26
2.7.9.	NÚMERO DE HÉLICES	26
	Figura 18. Número de hélices	26
2.7.10.	EJE DEL INSTRUMENTO	27
	Figura 19. Eje del instrumento	27
2.7.11.	DISTANCIA ENTRE HÉLICES	27
	Figura 20. Distancia entre hélices	27
2.7.12.	SECCIÓN TRANSVERSAL	28
	Figura 21. Sección transversal de los instrumentos	28
2.7.13.	DIMENSIONES DE LOS INSTRUMENTOS	29
	A. LONGITUD DE LOS INSTRUMENTOS	29
	B. DIÁMETRO EXTERNO DE LOS INSTRUMENTOS	29
	C. CONICIDAD DE LOS INSTRUMENTOS	29
2.7.14.	SUPERFICIE RADIAL	29
	Figura 22. Superficie radial	30

Figura 23. Alivio de la superficie radial	30
2.7.15. ANCHO DE LA SUPERFICIE RADIAL	31
Figura 24. Ancho de la superficie radial	31
2.7.16. ESTRÍA O SURCO	31
Figura 25. Estría o surco	31
Figura 26. Diferentes cortes transversales de instrumentos con diferentes ángulos de corte	32
2.7.17. ÁNGULO HELICOIDAL	32
Figura 27. Ángulo Helicoidal	33
2.7.18. MASA INTERNA O NÚCLEO	33
Figura 27. Núcleo	33
2.7.19. PITCH	34
Figura 28. Pitch o paso	34
2.7.20. ACABADO SUPERFICIAL	34
Figura 29. Acabado superficial	35
2.8. CAUSAS Y PREVENCIÓN DE LAS FRACTURAS DE LOS INSTRUMENTOS	36
2.8.1. CAUSAS CLÍNICAS	36
A. APERTURA CORONARIA	36
B. AUSENCIA DE PATENCIA PREVIA	36
C. CINEMÁTICA INADECUADA	36
2.8.2. CAUSAS METALGRÁFICAS	36
A. ESTRÉS POR TORSIÓN	37
Figura 30. Estrés por torsión	38
B. ESTRÉS POR FLEXIÓN	39
Figura 31. Estrés por flexión	40
2.9. GENERACIONES DE LOS SISTEMA MECANIZADOS DE ACUERDO A SU ALEACIÓN	
 <i>Clasificación según Mario Roberto Leonardo, Renato De Toledo Leonardo, 2017. ⁽⁵⁾</i>	
2.10.1. SISTEMAS ROTATORIOS DE PRIMERA GENERACIÓN	

<i>Aleación NiTi</i>	41
2.10.2. SISTEMAS ROTATORIOS DE SEGUNDA GENERACIÓN		
<i>Aleación NiTi Fase R</i>	41
➤ <i>Sistemas Oscilatorios. Asimétricos. (Reciprocantes)</i> <i>(Aleación NiTi Fase R)</i>	42
2.10.3. SISTEMAS ROTATORIOS DE TERCERA GENERACIÓN		
<i>Aleación NiTi, M – Wire</i>	42
➤ <i>Sistemas Oscilatorios. Asimétricos. (Reciprocantes)</i> <i>(Aleación NiTi, M – Wire)</i>	43
2.10.4. SISTEMAS ROTATORIOS DE CUARTA GENERACIÓN		
<i>Aleación NiTi, CM</i>	44
2.10.5. SISTEMAS ROTATORIOS DE QUINTA GENERACIÓN		
<i>Aleación NiTi, Gold</i>	44
➤ <i>Sistemas Oscilatorios. Asimétricos. (Reciprocantes)</i> <i>(Aleación NiTi, Gold)</i>	45
2.10.6. SISTEMA RECIPROCANTE DE NUEVA GENERACIÓN		
<i>Aleación NiTi, Blue</i>	46
➤ <i>Sistemas Oscilatorios. Asimétricos. (Reciprocantes)</i> <i>(Aleación NiTi, Blue)</i>	47
III. CONCLUSIONES	49
IV. BIBLIOGRAFÍA	50

RESUMEN

ALEACIONES DE NÍQUEL TITANIO EN LA MANUFACTURACIÓN DE LAS LIMAS EN ENDODONCIA

NICKEL TITANIUM ALLOYS IN THE MANUFACTURE OF ENDODONTICS INSTRUMENTS

La aleación de níquel titanio fue descubierta por el ingeniero metalúrgico William Buehler en el año de 1963 en la Base Naval Ordnance Laboratory en Maryland, Estados Unidos.

La denominó NITINOL por los elementos de la aleación níquel (Ni), titanio (Ti) y el nombre del laboratorio donde fue producida (Nol), contiene aproximadamente 56% de Níquel y 44% de Titanio.

Posee propiedades especiales que son el *efecto memoria de forma*, capacidad de ciertos materiales que recuperan su forma luego de sufrir grandes deformaciones, mediante calentamiento moderado y la *superelasticidad*, se produce cuando el material recupera su forma apenas es retirada la tensión.

Existen distintas generaciones de instrumentos y tipos de aleación de NiTi, dentro de ellas se encuentran: *aleación de níquel titanio en Fase R*, obtenida por tratamientos térmicos distintos (enfriamiento y calentamiento), presentan mayor flexibilidad y menor rigidez que las aleaciones convencionales de NiTi; *aleación de níquel titanio M-Wire*, fabricada por un proceso termomecánico especial originando un material más flexible y con mayor resistencia a la fractura por fatiga; *aleación de níquel titanio con memoria controlada*, sin la memoria convencional, instrumentos extremadamente flexibles.

Los instrumentos pueden ser fabricados por *torsión*, este proceso se da para limas de acero inoxidable e instrumentos de NiTi en fase R; por *desgaste* son confeccionadas para la mayoría de los instrumentos de NiTi.

Conclusiones. El efecto memoria de forma y la super elasticidad convierte a la aleación de níquel titanio en un material ideal, no existe hasta el momento ninguna lima o sistema mecanizado considerado el mejor, los protocolos clínicos y parámetros adecuados de trabajo se siguen perfeccionando y reduciendo.

Palabras claves: Aleaciones de níquel titanio, efecto memoria de forma, superelasticidad, transformación martensítica, fracturas de los instrumentos.

Key words: Nickel titanium alloys, shape memory effect, superelasticity, martensitic transformation, instrument fractures.

I. INTRODUCCIÓN

La preparación químico quirúrgica del conducto radicular es una etapa considerada por muchos como fundamental en el tratamiento de conductos radiculares. Con el empleo de sustancias químicas auxiliares y la utilización de instrumentos endodóncicos adecuados, se puede lograr una limpieza, desinfección y modelado adecuados de los conductos radiculares, siendo ésta una fase importante para el éxito del tratamiento endodóncico.

En las dos últimas décadas ha habido una evolución considerable de los instrumentos endodóncicos manuales y mecanizados, éstos últimos pueden presentarse con diversa composición en su aleación, así como en su cinemática, posibilitando así el alcance de los objetivos biológicos y técnicos de la terapia pulpar.

La compleja anatomía del sistema de los conductos radiculares limita el accionar de los instrumentos endodóncicos dificultando la limpieza y modelado de los conductos radiculares, lo cual es de vital importancia. Para superar estos infortunios, el advenimiento de la aleación de níquel titanio ha sido introducida en la manufactura de limas endodóncicas mejorando sus propiedades mecánicas, con la intención de lidiar mejor frente a la variabilidad anatómica.

Las propiedades de súper elasticidad y efecto memoria son trascendentes en esta aleación, pues permiten abordar de mejor manera los conductos estrechos, curvos y difíciles de instrumentar.

El propósito del presente trabajo académico consistió en realizar una revisión bibliográfica sistemática de las Aleaciones de níquel titanio en relación a la manufactura de las limas para endodoncia. ^(1,2,3)

II. DESARROLLO DEL TEMA

2.1. ANTECEDENTES DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO

La aleación de níquel titanio fue descubierta por la Marina Norteamericana en la *Base Naval Ordnance Laboratory* en Maryland, Estados Unidos; por el ingeniero metalúrgico, William Buehler en 1963, la denominó NITINOL por los elementos de la aleación níquel (Ni), titanio (Ti) y el nombre del laboratorio donde fue producida (NoI). ^(4,5)

Es una aleación única y muy útil con memoria de forma, es decir puede retornar a su forma anterior, también posee resistencia a la corrosión, gran biocompatibilidad y un costo razonable. ⁽⁶⁾

Posteriormente esta aleación fue sometida a tratamientos térmicos dando origen a una nueva con propiedades especiales que son: súper elasticidad y memoria de forma. ⁽⁴⁾

En 1971 fue la primera aleación utilizada en odontología por Andreasen e Hilleman, en el área de ortodoncia, para la confección de alambres ortodóncicos por sus propiedades de bajo módulo de elasticidad y memoria de forma. ^(5,7)

Esta aleación equiatómica de NITINOL, contiene el 56% de níquel y el 44% de titanio, actualmente puede variar según el fabricante. ⁽⁸⁾

En 1988 Walia *et. al*, publicaron un trabajo donde compararon el efecto de torsión y la flexibilidad de las limas endodóncicas fabricadas con la aleación de níquel titanio, con las limas de acero inoxidable. Los resultados mostraron que las limas fabricadas con la aleación de níquel titanio presentaron resultados tres veces superiores a las que fueron fabricadas con acero inoxidable. ^(3,6)

Mc Spadden en 1993 tuvo en cuenta las propiedades de súper elasticidad y memoria de forma, creando con esta aleación instrumentos que puedan girar dentro del conducto radicular a 360° grados, originándose el primer sistema automatizado cuyo lanzamiento fue escrito en la Revista Francesa de Endodoncia en el mismo año. Aunque estos instrumentos comenzaron a cambiar de acuerdo como los

profesionales veían a la instrumentación, ya que se suscitaban problemas asociados con las fracturas de las limas. ⁽⁴⁾

Sin embargo, Leonardo y Leal en 1998 consideraron la creación de este sistema como la mayor evolución tecnológica en la preparación de conductos radiculares, sobre todo en molares. ⁽⁵⁾

La aleación de níquel titanio usada en la fabricación de instrumentos de preparación del conducto radicular contiene aproximadamente un 56% de níquel y un 44% de titanio, en algunos casos, un pequeño porcentaje de níquel puede ser sustituido por cobalto. El término genérico para esta aleación es Nitinol-55 y tiene la particularidad de modificar su tipo de unión atómica lo que ocasiona cambios únicos y significantes en sus propiedades mecánicas y disposición cristalográfica. Estos cambios se producen en función a la temperatura y el estrés aplicado. ⁽⁸⁾

Otro tipo de aleación, denominada Nitinol-60 ha sido utilizada en la fabricación de algunos instrumentos endodóncicos; contiene alrededor del 5% más de níquel, debido a que presenta un menor efecto de memoria de forma y tratamientos térmicos incrementados, junto con el aumento de la dureza; es menos usada que la aleación de Nitinol-55. ⁽⁸⁾



Figura 01. William Buehler. Ingeniero metalúrgico, descubridor de la aleación NITINOL.

<http://fkaiser.pbworks.com/w/page/27215567/Assignment%204>

2.2. ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO

Los primeros instrumentos endodóncicos eran limas fabricadas, inicialmente, en acero de carbono, una aleación que presenta una dureza muy superior a la dentina, dando como resultado instrumentos con gran capacidad de corte, resistencia a la fractura y resistentes al desgaste por el uso. A pesar de sus características favorables, presentaban mucha corrosión y oxidación como consecuencia de la acción conjunta con sustancias químicas, tornando finalmente frágiles a los instrumentos por la corrosión del metal, afectando negativamente la propiedad de resistencia de la lima. ⁽⁷⁾

La sustitución por el acero inoxidable, el cual es utilizado aún hoy en día, resolvió el problema de corrosión. Sin embargo, este material presenta poca flexibilidad por ser rígidos lo que perjudica la instrumentación en casos de conductos curvos, pudiendo generar errores iatrogénicos como la desviación del conducto radicular, dilaceración del foramen, perforación radicular, entre otros. Esto ocurre porque el instrumento ocasiona un gran desgaste en la pared anti curvatura. Es por ello que, posteriormente al descubrimiento de la aleación NiTi, fuera introducida en odontología. ^(9,10)

Inicialmente esta aleación fue empleada en la manufactura de arcos de ortodoncia, el material presentaba una mejora significativa con respecto al alambre de arco convencional, era una adición valiosa para el armamentario del ortodoncista. ⁽¹¹⁾

Burstone y Goldberg en 1980, observaron características beneficiosas tales como bajo módulo de elasticidad combinado con una alta resistencia a la tracción que permitió a los alambres sostener grandes flexiones elásticas debido a su alta calidad de recuperación elástica. ⁽¹¹⁾

Es una aleación no corrosiva, denominada la *aleación que no olvida*, en referencia a la característica de súper elasticidad y memoria de forma. ⁽⁹⁾

De acuerdo con Serene *et. al*, la aleación de níquel titanio empleada en endodoncia presenta un bajo módulo de elasticidad en comparación con el acero inoxidable, por lo tanto, posee una gran elasticidad y alta resistencia a la deformación plástica y a la fractura. ⁽⁸⁾

A pesar de este importante avance en el material de los instrumentos endodóncicos, en la clínica estos instrumentos se fracturan sin encontrarse alteraciones visibles cerca del punto de fractura que indique al operador el riesgo de su uso. ⁽¹²⁾

En el caso de las limas de acero inoxidable, la deformación previa de las espiras resulta de gran utilidad para el descarte de las limas antes de su fractura, hecho que no sucede necesariamente con las limas de níquel titanio. ⁽⁹⁾

El operador debe seleccionar el tipo de instrumento basado en las propiedades físicas necesarias para el procedimiento que va a realizar. Por ejemplo, rigidez, flexibilidad, eficiencia, memoria, durabilidad. Los instrumentos de níquel titanio son más flexibles y se adaptan más fácilmente a los conductos finos curvados ⁽⁷⁾, pero no tienen ninguna ventaja sobre los instrumentos de acero inoxidable en conductos rectos. ⁽¹⁰⁾

2.3. TRANSFORMACIÓN MARTENSÍTICA (TM), EFECTO MEMORIA DE FORMA (EMF) Y SUPERELASTICIDAD (SE).

La aleación de níquel titanio, como se mencionó anteriormente, pertenece a un grupo de aleaciones con propiedades especiales caracterizadas por el efecto memoria de forma (EMF) y superelasticidad (SE).⁽¹³⁾

EFECTO DE MEMORIA DE FORMA. Puede ser definido como una capacidad que ciertos materiales poseen para recuperar su forma después de sufrir grandes deformaciones.⁽⁷⁾

SUPERELASTICIDAD. También llamada pseudoelasticidad, se produce cuando el material recupera su forma apenas es retirada la tensión.^(5,10)

La superelasticidad (SE) y el efecto memoria de forma (EMF) se relacionan con el cambio de fase en el estado sólido de la aleación, es la transformación martensítica (TM), la cual se origina cuando se aplica tensión o reducción de la temperatura.

La transformación martensítica se produce entre una fase de estructura cristalina de alta simetría, denominada austenita o fase matriz y una de baja simetría denominada martensita.

Los átomos se movilizan cooperativamente durante esta transformación por medio de un mecanismo de cizallamiento, sin alterar la composición química de la matriz y se reacondicionan en una nueva estructura cristalina más estable.^(13,14)

La austenita es estable en altas temperaturas y bajos valores de tensión y la martensita es estable en bajas temperaturas y altos valores de tensión. La transformación de fase entre austenita y martensita es la clave para explicar la superelasticidad y el efecto memoria de forma.

El efecto memoria de forma es la capacidad de recuperar grandes deformaciones no lineales por medio del calentamiento moderado, incluso cuando el material ya experimentó deformación aparentemente permanente.

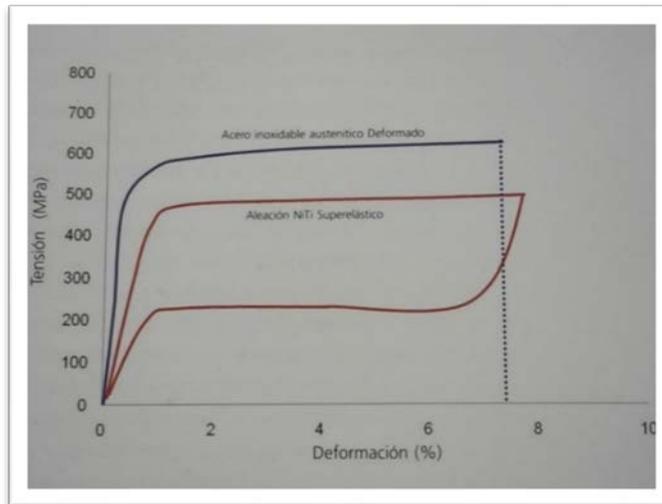
Las deformaciones en las aleaciones con memoria de forma pueden anularse con el aumento de unos pocos grados de temperatura del material. Caso contrario ocurre con otros tipos de aleaciones, las deformaciones serían permanentes.

Las aleaciones de NiTi han sido procesadas por tratamientos termomecánicos y composiciones químicas adecuadas con el objetivo de apenas ser retirada la tensión, se produzca la recuperación de la forma, sin necesidad de calentamiento. Este efecto es lo que se denomina superelasticidad, que es un caso particular de efecto de memoria de forma (EMF).⁽⁸⁾

El efecto de memoria de forma (EMF) comprende los procesos térmico y mecánico, en la superelasticidad (SE) la fuerza motriz de la transformación es mecánica.⁽¹³⁾

Se puede observar en la curva de tensión-deformación el comportamiento superelástico de la aleación NiTi obtenida en ensayo de tracción uniaxial en comparación con el acero inoxidable austenítico previamente deformado. Cuando el ensayo es interrumpido después del 8% de deformación, el acero inoxidable recupera aproximadamente el 0,3% de esa deformación. La aleación de NiTi superelástica puede recuperar hasta el 8% de deformación.^(8,14)

Según Ye J. y Gao Y., esta aleación posee la habilidad de recuperar su forma original después de someterse a grandes deformaciones (alrededor del 8%) a través del calentamiento, efecto conocido como memoria de forma; o eliminando la carga, se le conoce como efecto superelástico.^(8,14)



Gráfica 01. Curvas esquemáticas de tensión – deformación para el acero inoxidable austenítico deformado y una aleación niti superelástica.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

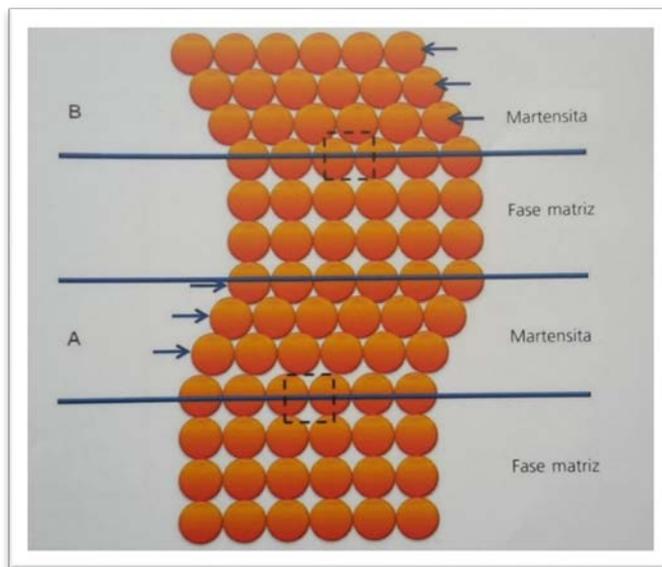


Figura 02. Modelo simplificado de la transformación martensítica.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

Cuando es calentado el material en estado martensítico, la martensita se vuelve inestable y se transforma a fase matriz.

Con la finalidad de obtener hilos con características de efecto memoria de forma y superelasticidad, es posible variar la composición de la aleación NiTi. La diferencia de las aleaciones radicarán en la concentración de níquel y en la franja de temperatura de transformación martensítica. ⁽⁸⁾

La aleación de NiTi usada en endodoncia contiene aproximadamente un 51% de níquel y un 49% de titanio, esto da como resultado una combinación equiatómica de sus principales componentes.

En el caso de los instrumentos endodóncicos, la transformación martensítica se produce en función de la tensión impuesta por la curvatura presente en el conducto radicular. Los instrumentos endodóncicos rotatorios de NiTi se presentan completamente austeníticos a temperatura ambiente. Estos poseen un comportamiento superelástico durante el uso clínico, la imposición de la tensión originada por la curvatura radicular resulta en ciclos de transformación martensítica e inversa, debido al movimiento rotatorio que se produce. ^(8,13)

En la remoción final de la tensión, esta se da cuando el instrumento es retirado del interior del conducto, ocurre la transformación inversa hacia la estructura austenítica original. La martensita es capaz de absorber hasta un 8% de deformación recuperable. En presencia de mínima deformación adicional ocurre una deformación elástica de la martensita auto acondicionada. Cualquier deformación que pueda ocurrir, adicional a esta resulta en una deformación plástica y posterior fractura. ^(8,13)

La aleación de níquel titanio es más dúctil en la fase martensita que en la fase austenita.

Una particularidad de las aleaciones tratadas termomecánicamente es la aparición de la Fase R, producto de una distorsión romboédrica de la celda unitaria austenítica. Precede a la transformación martensítica. Es una fase intermedia con una estructura de fase cristalina que se puede formar durante la transformación de martensita a austenita por calor o de austenita a martensita por enfriamiento, ocurriendo en un rango muy estrecho de temperatura. ^(8,13)

La gran ventaja de los instrumentos de NiTi en relación a los fabricados de acero inoxidable es su comportamiento superelástico ya que los de acero inoxidable, al ser sometidos a la misma deformación, ésta sería permanente.

La flexibilidad de los instrumentos de NiTi proporcionó también la ventaja de la fabricación de instrumentos rotatorios que puedan girar 360° en los conductos curvos, lo que facilita una preparación rápida y eficiente, La instrumentación realizada con estos instrumentos crea condiciones favorables de limpieza y modelado, en función a una buena capacidad de corte incluso una penetración más profunda de la jeringa de irrigación en el conducto radicular que permite el flujo adecuado y abundante de las sustancias químicas auxiliares. ⁽⁸⁾

Además de los instrumentos mecanizados también tenemos *instrumentos manuales* que presentan la aleación de NiTi, estos siguen como regla un patrón ya determinado respetando el principio de conicidad 2%. Se encuentran limas hedstrom, ensanchadores o también llamados escariadores, limas nitiflex® (Dentsply/Maillefer) y ProTaper manual (Dentsply/Maillefer). ^(9,13)

2.4. TIPOS DE ALEACIÓN

2.4.1. ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO FASE R

La aleación de NiTi Fase R fue descubierta a partir de un hilo de níquel titanio sometido a tratamientos térmicos distintos (enfriamiento y calentamiento), esto permite el mantenimiento de una fase cristalográfica conocida como Fase R (estructura cristalina romboédrica), posibilitando la fabricación de instrumentos níquel titanio por torsión. ⁽⁸⁾

Los instrumentos endodóncicos obtenidos mediante la aleación NiTi Fase R, presentan una menor resistencia a la deformación elástica, es decir mayor flexibilidad y menor rigidez, como también una mayor vida útil en flexión rotativa (fractura por fatiga). ⁽⁸⁾

Lopes *et al.* 2013, realizaron un estudio comparando las propiedades mecánicas de los instrumentos endodóncicos fabricados con la aleación de níquel titanio con tratamiento M-Wire, empleando el sistema Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Ok, EUA) y los fabricados con la aleación NiTi en Fase R, utilizando los instrumentos K3 XF (SybronEndo, Orange, CA, EUA). Ambos sistemas fueron sometidos a ensayos mecánicos para evaluar la resistencia a flexión (flexibilidad), fatiga cíclica y carga de torsión en rotación. ⁽¹⁶⁾

Demostraron que los instrumentos fabricados con ésta última aleación, NiTi en Fase R, presentaron un mejor rendimiento en términos de flexibilidad, carga de torsión y mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados con NiTi M-Wire. ⁽¹⁶⁾

Además de la aleación a partir de la cual se fabrican los instrumentos; los diseños y las dimensiones son determinantes importantes del rendimiento mecánico de los instrumentos endodóncicos. ⁽¹⁷⁾

2.4.2. ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO M-WIRE

La aleación níquel titanio M-Wire es obtenida por un proceso termomecánico especial.

Según Alapati *et al.*, el tratamiento termomecánico empleado en el hilo M-Wire hace que la martensita esté en la microestructura de la aleación. La presencia de martensita es primordial para mejorar los resultados en cuanto a la flexibilidad y resistencia a la fractura por fatiga, en comparación con los instrumentos obtenidos con la aleación NiTi convencional. ⁽¹⁷⁾

Varios autores, Larsen *et al.*, Johnson *et al.*, Gao *et al.*, observaron una mayor resistencia a la flexión rotativa (fractura por fatiga) de los instrumentos endodóncicos fabricados con el tratamiento M-Wire comparado con los instrumentos obtenidos con la aleación NiTi convencional. ⁽¹⁷⁾

Ye J., Gao Y. 2012, realizaron un estudio sobre la fatiga cíclica y la caracterización metalúrgica de los instrumentos de níquel titanio con tratamiento M-Wire en comparación con los instrumentos de NiTi fabricados de aleación convencional. Demostraron que los instrumentos endodóncicos manufacturados con M-Wire tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica y propiedades mecánicas debido a su microestructura nanocristalina martensítica única. ⁽¹⁵⁾

En el mismo año, Gao Y *et. al*, evaluaron el impacto de las materias primas de los instrumentos de NiTi con aleación M-Wire, sobre la resistencia a la fatiga cíclica y las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios Profile Vortex Blue, girando en un conducto artificial de acero inoxidable. Los resultados demostraron que los instrumentos Profile Vortex Blue mostraron una mejor resistencia a la fatiga y flexibilidad en comparación con Profile Vortex M-Wire. ⁽¹⁸⁾

Correa B. *et. al*. 2015, compararon la dimensión del transporte del conducto radicular y los cambios en la geometría apical utilizando instrumentos rotatorios de aleación níquel titanio con tratamiento térmico (K3XF) y sin tratamiento térmico (K3).

La comparación fue realizada mediante estudios de microtomografía computarizada. El escaneo se produjo antes y después de la instrumentación, compararon los cambios de volumen, superficie del área y transporte de los conductos en los últimos 4 mm apicales.

Los resultados obtenidos fueron que las instrumentaciones con los 2 sistemas rotatorios cambiaron significativamente el volumen del conducto y la superficie del área. No presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los tipos de instrumentos, tampoco hubo diferencias entre los dos grupos con respecto al transporte del conducto en los últimos 4 mm apicales.

Concluyeron que ambos sistemas rotatorios mostraron preparaciones con valores reducidos de transporte de conductos. El tratamiento térmico no influyó en los cambios del conducto a nivel apical. ⁽¹⁹⁾

2.4.3. ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO CON MEMORIA CONTROLADA

Los instrumentos endodóncicos con memoria de forma controlada son fabricados mediante un proceso que brinda un sistema único que controla la memoria de forma del material, esto permite al instrumento acompañar la trayectoria anatómica del conducto, reduciendo el riesgo de formación de escalones, transporte apical del conducto y perforaciones radiculares. Han sido sometidos a un tratamiento termomecánico, es un proceso único que controla la memoria haciendo instrumentos extremadamente flexibles, pero sin la memoria típica de los instrumentos convencionales de NiTi. ⁽²⁰⁾

Los instrumentos endodóncicos con memoria de forma controlada, durante el uso clínico, presentan una marcada distorsión de las hélices del vástago de corte helicoidal cónico. La distorsión de las hélices disminuye la adherencia del hilo de corte a las paredes dentinarias del conducto radicular, esto reduce la posibilidad de inmovilización del instrumento en el interior del conducto radicular, por consiguiente, su fractura por torsión. ⁽¹⁷⁾

La distorsión de las hélices de los instrumentos puede revertirse rápidamente, mediante tratamiento térmico (durante la esterilización), recuperando su forma original. En los casos en que ocurra la inversión del sentido de las hélices, es decir, de la izquierda a la derecha y no de derecha a izquierda, el instrumento endodóncico debe ser descartado. ⁽¹⁷⁾

Los instrumentos endodóncicos obtenidos de hilos metálicos NiTi con memoria de forma controlada, comparados con los instrumentos obtenidos de NiTi convencional, son más flexibles, resistentes a la fractura por flexión rotativa (fractura por fatiga) y por torsión. ⁽¹⁷⁾

Es probable que el aumento de la plasticidad (distorsión de las hélices) de los instrumentos endodóncicos obtenidos a partir de aleación NiTi con memoria controlada puedan presentar una alteración en la capacidad de corte de la dentina radicular. ⁽¹⁷⁾

Ninan E, Berzins D. 2013, evaluaron las propiedades de torsión y flexión de los instrumentos con memoria de forma (CM) versus los convencionales utilizando un torsiómetro.

La torsión está relacionada con la cantidad de fuerza que un instrumento se puede torcer antes de la fractura, característica importante para la instrumentación de conductos curvos ya que el instrumento es sometido a una alta torsión, esto no ocurre con los instrumentos fabricados de aleación convencional de níquel titanio que poseen una transformación de fase inducida por estrés.

Un instrumento con mayor flexibilidad puede causar menos cambios indeseables en la conformación de los conductos radiculares.

Concluyeron que los instrumentos fabricados con memoria de forma presentaron una mayor flexibilidad en comparación con los instrumentos convencionales. ⁽²¹⁾

El proceso de fabricación de la aleación de níquel titanio con memoria de forma (CM), ha dado como resultado una aleación que permanece en fase martensítica a la temperatura de funcionamiento. El cambio a la fase martensítica da como resultado un instrumento con poca o ninguna memoria, disminuyendo así la tendencia del instrumento a enderezarse durante el uso; dando como resultado un instrumento más flexible y con mayor resistencia a la fatiga cíclica y fractura torsional. ⁽²²⁾

Seago S, *et. al.* 2015, realizaron a su vez un estudio sobre el efecto del uso clínico simulado y repetido del sistema HyFlex® CM™ en relación a la eficiencia de corte y flexibilidad después de ser sometido a esterilización, demostrando que el uso clínico repetido y las esterilizaciones no fueron estadísticamente significativos en la eficiencia de corte de HyFlex® CM™ NiTi cuando ocurrió un primer uso y luego se esterilizó. En cuanto a la flexibilidad, hubo diferencias desfavorables en el uso clínico y la esterilización durante el segundo uso; sin embargo, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. ⁽²²⁾

Un estudio in vitro realizado por Topcuoglu H, *et. al.* 2016, compararon la fatiga cíclica y la resistencia de los instrumentos ProTaper Next (X2), HyFlex® CM™ (HCM, tamaño 25. 0,06), OnShape® (OS, tamaño 25. 0,06) y ProTaper Universal (PTU F2, tamaño 25. 0,08), en conductos de doble curvatura (conductos en forma de S), donde cada sistema giró hasta producirse la fractura del instrumento.

Concluyeron que Pro Taper Next y los instrumentos de HyFlex® CM™ presentaron una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos de aleación convencional de níquel titanio OnShape® y ProTaper Universal en conductos radiculares artificiales de doble curvatura. ⁽²⁰⁾

2.5. FABRICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS

Los instrumentos endodóncicos pueden ser fabricados de dos formas, por **torsión** o por **desgaste**.⁽¹⁷⁾

2.5.1. TORSIÓN

Ocurre cuando el alambre de sección circular, por lo general de acero inoxidable, sufre un desgaste en sus laterales dando como resultado superficies planas que darán origen a la futura sección de la lima. Por lo general estas secciones pueden ser cuadrangulares, triangulares o romboidales. Después de haber logrado la sección, el alambre es sujetado en sus extremos y torcido para obtener las espiras de la parte activa.⁽¹⁷⁾

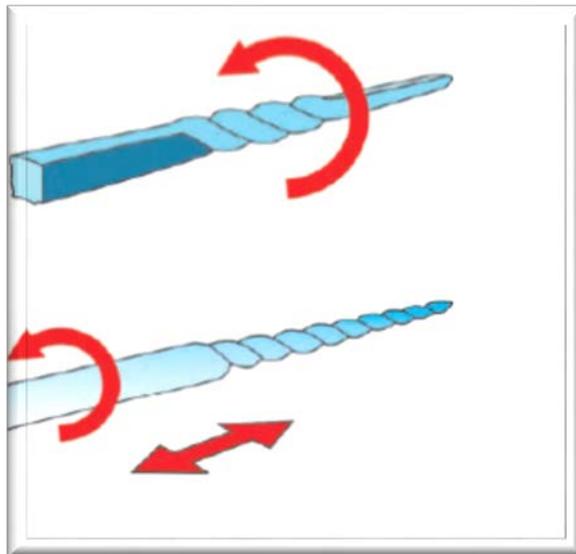


Figura 03. Fabricación por torsión de un instrumento endodóncico.

Leonardo M., Leonardo R. Tratamento de Canais Radiculares: Avancos Técnicos e Biológicos de uma Endodontia Minimamente Invasiva em Nível Apical e Periapical. 2ª edicao. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2017

2.5.2. DESGASTE

El alambre de sección circular es introducido en dos tornos que generan desgaste del alambre, dando origen a la configuración seccional deseada. Es importante destacar que las limas fabricadas por desgaste tienden a ser menos resistentes que las limas fabricadas por torsión, pues el desgaste genera pérdida de masa, lo que en consecuencia disminuye la resistencia.

Las limas de acero inoxidable aceptan bien los dos procesos de fabricación, sin embargo, las limas de NiTi deben fabricarse a través del proceso de desgaste o fresado, esto se debe a sus características de súper elasticidad y memoria de forma del instrumento que no permiten la deformación permanente del metal. ⁽¹⁷⁾

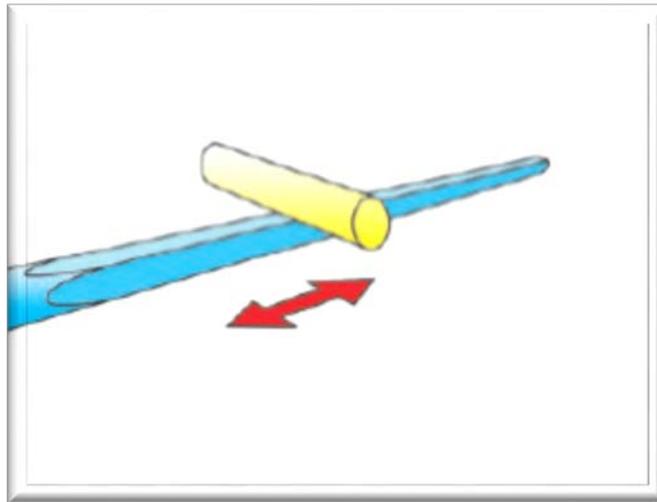


Figura 04. Fabricación por desgaste de un instrumento endodóncico

Leonardo M., Leonardo R. Tratamiento de Canais Radiculares: Avancos Técnicos e Biológicos de uma Endodontia Minimamente Invasiva em Nível Apical e Periapical. 2ª edicao. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2017

2.6. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNICOS

Las propiedades mecánicas se asocian al comportamiento de los instrumentos, cuando son sometidos a la acción de fuerzas externas.

Es la capacidad que el material tiene para transmitir o resistir los esfuerzos que se le aplican. Podemos encontrar las siguientes: ⁽¹⁷⁾

2.6.1. RESISTENCIA MECÁNICA

2.6.2. FUERZA

2.6.3. TENSIÓN

2.6.4. DEFORMACIÓN

A. DEFORMACIÓN ELÁSTICA

B. DEFORMACIÓN PLÁSTICA

2.6.5. ELASTICIDAD

A. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN TORSIÓN

B. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLAMBAJE

C. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLEXIÓN

2.6.6. EFECTO RESORTE

2.6.7. LÍMITE ELÁSTICO

2.6.8. PLASTICIDAD

A. MALEABILIDAD

B. DUCTILIDAD

2.6.9. LÍMITE DE ESCURRIMIENTO

2.6.10. RIGIDEZ

2.6.11. FRAGILIDAD

2.6.12. TENACIDAD A LA FRACTURA

2.6.13. DUREZA

2.6.14. LÍMITE DE RESISTENCIA

2.6.1. RESISTENCIA MECÁNICA

Cuando una carga se aplica a un material, la fuerza de unión de sus átomos se opone a esta carga. Esta oposición se denomina resistencia mecánica del material. La resistencia mecánica es una propiedad intrínseca que indica la capacidad de los materiales a resistir al sometimiento externo estático o dinámico, sin presentar fractura. Depende de los tipos y disposición de sus átomos.

Por ejemplo, podemos citar la resistencia de un instrumento endodóncico a la torsión, a la tracción y a la flexión rotativa (fatiga). ⁽¹⁷⁾

2.6.2. FUERZA

Magnitud vectorial que, cuando es aplicada a un cuerpo, deforma o tiende a cambiar su estado de reposo o movimiento. ⁽¹⁷⁾

2.6.3. TENSIÓN

La tensión puede definirse como la relación entre la fuerza aplicada en un cuerpo por unidad de trabajo en la que actúa. ⁽¹⁷⁾

2.6.4. DEFORMACIÓN

A. DEFORMACIÓN ELÁSTICA

Se produce cuando la deformación existe durante la aplicación de la carga, desapareciendo después de aplicar la misma. La deformación es proporcional a la tensión, que es la fuerza necesaria para provocarla.

La deformación se denomina elástica (temporal o transitoria) cuando desaparece después de retirada la fuerza aplicada.

Los instrumentos de NiTi, debido a su superelasticidad, como su nombre lo dice, tienen un gran intervalo elástico, deformándose considerablemente sin presentar deformaciones permanentes. Durante estas grandes deformaciones elásticas, grandes tensiones son inducidas por lo que está en capacidad de provocar microfracturas u otros defectos estructurales no identificables a simple vista. ⁽¹⁷⁾

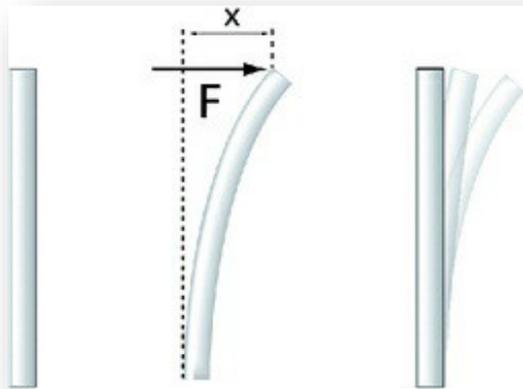


Figura 05. Deformación elástica

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

B. DEFORMACIÓN PLÁSTICA

Se produce cuando la deformación persiste en el material después de aplicar la carga, es decir, se crea una deformación permanente en el instrumento.

La deformación se denomina plástica (permanente o residual) cuando el cuerpo permanece deformado después de la retirada de la fuerza aplicada. ⁽¹⁷⁾

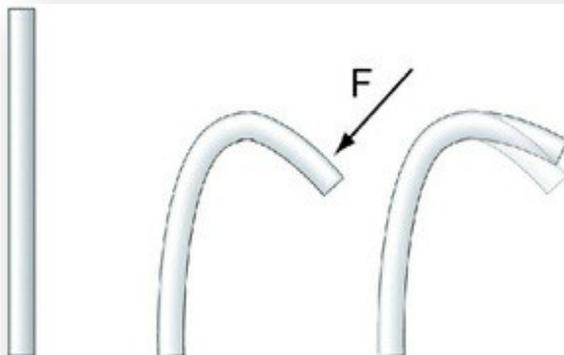


Figura 06. Deformación plástica

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.6.5. ELASTICIDAD

Capacidad del material para sufrir deformaciones elásticas o no permanentes.

A. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN TORSIÓN

La elasticidad en torsión (rotación) es la deformación elástica presentada por un instrumento que tiene una de sus extremidades inmobilizadas y en la otra se aplica un torque. Cuanto más grande es el ángulo de torsión en el límite elástico, mayor es la elasticidad del instrumento. Se puede cuantificar en grados o números de vueltas. ⁽¹⁷⁾

B. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLAMBAJE

Es la deformación elástica presentada por el instrumento cuando es sometido a una carga compresiva en la dirección de su eje (axial). Durante este tipo de carga el instrumento se dobla en forma de un arco. ⁽¹⁷⁾

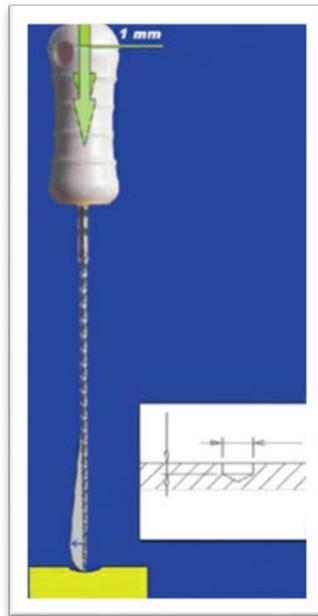


Figura 07. Flambaje

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

C. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO EN FLEXIÓN

La flexibilidad es la deformación elástica (encorvamiento) presentada por el instrumento cuando es sometido a una carga localizada en su extremo y en la dirección perpendicular a su eje.

En este caso, el instrumento se encorva y forma un arco, como en el flambaje.

Para una misma fuerza aplicada, cuanto mayor el encorvamiento elástico provocado, mayor será la flexibilidad de un instrumento endodóncico. Se considera un instrumento endodóncico rígido cuando presenta resistencia al curvado elástico. ^(9,17)



Figura 08. Flexibilidad

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.6.6. EFECTO RESORTE

El efecto resorte es la capacidad que tiene un instrumento de acero inoxidable que, al ser doblado, se deforma elásticamente; esto se produce por ser sometido a una fuerza dentro del régimen elástico del material.

Cuanto mayor sea la flexibilidad, mayor será el efecto resorte del instrumento; es mayor para los instrumentos de menor diámetro. El efecto resorte es evidente cuando un instrumento de acero inoxidable de pequeño diámetro es doblado en el interior de un conducto radicular curvo. Este efecto permite que el segmento doblado de un instrumento de acero inoxidable de pequeño diámetro se mueva en el interior de un conducto sin producir el desdoblamiento del instrumento. En consecuencia, el movimiento del instrumento no induce al desplazamiento apical de la preparación biomecánica e incluso la fractura por torsión del instrumento endodóncico.

Para los instrumentos de acero inoxidable de mayor diámetro, menor será el efecto resorte. Así, con el movimiento del instrumento dentro de un conducto radicular curvo, incluso estando el instrumento doblado, habrá deformación de la preparación del conducto radicular próximo al segmento curvo. ^(9,17)

2.6.7. LÍMITE ELÁSTICO

El límite elástico de un material se define como la mayor tensión a la que un material puede ser sometido y después de ello, volver a sus dimensiones originales cuando se retira la fuerza.

Es la carga de trabajo permitida y la mayor tensión que puede ser aplicada a un trabajo sin que se produzca una deformación plástica. Para un instrumento endodóncico, el límite elástico depende de la naturaleza de la aleación, el diámetro, la conicidad y la longitud del vástago helicoidal cónico. ^(13,17)

2.6.8. PLASTICIDAD

Es la capacidad que el material tiene de sufrir grandes deformaciones permanentes sin fracturarse. Esta propiedad permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podrá soportar conservando su integridad física.

De acuerdo a la naturaleza de su fuerza se clasifican en: maleabilidad y ductilidad.

Cuanto mayor es la plasticidad, mayor será el ángulo máximo en torsión soportada por el instrumento endodóncico cuando su extremo está inmovilizado en el interior del conducto radicular. La presencia de deformación plástica (distorsión de las hélices) da una alerta que la fractura por torsión es inminente.

Cuanto mayor sea el ángulo de torsión, más seguro será el instrumento en relación a la fractura por torsión. ^(13,17)

A. MALEABILIDAD

La maleabilidad es la capacidad de que el material sufra grandes deformaciones plásticas, compresión en todas las direcciones, indicando mayor o menor facilidad de ser laminado y transformado en placas. ⁽¹⁷⁾

B. DUCTILIDAD

La ductilidad es la capacidad del material para sufrir grandes deformaciones permanentes en dirección de una carga sin alcanzar la ruptura. Representa la facilidad de que el material sea estirado o reducido a la forma de hilo. Esta propiedad es evaluada por el estiramiento total del producto antes de la fractura (estiramiento). ⁽¹⁷⁾

2.6.9. LÍMITE DE ESCURRIMIENTO

Se determina por la tensión máxima por encima de la cual el material empieza a presentar deformación plástica permanente con la retirada de la carga (descarga), define el final de la región elástica y el inicio de la plástica.

En la mayoría de los casos, el inicio del flujo no es nítido y no se puede identificar con precisión. Normalmente, se emplea como límite de flujo a la tensión necesaria para deformar plásticamente el material en un 0,2%. ⁽¹⁷⁾

2.6.10. RIGIDEZ

Es la capacidad de un material para resistir las cargas sin sufrir deformaciones. Es medida por el módulo de elasticidad: cuanto mayor es el valor del módulo de elasticidad, mayor será la rigidez del metal.

Un instrumento se considera rígido cuando no es flexible. El transporte apical en la preparación de un conducto radicular curvo básicamente ocurre por el empleo de instrumentos rígidos induciendo al transporte apical. ^(4,17)

2.6.11. FRAGILIDAD

Es la capacidad que tiene un material en romperse con facilidad sin antes ser deformado. Ausencia de deformaciones plásticas del material antes de sufrir la ruptura. Puede ser definida como la baja resistencia a los golpes (impacto).

Son materiales duros que tienden a romperse cuando sufren golpes (vidrio y porcelana). Sobre la base de este concepto, la fragilidad y la plasticidad son propiedades opuestas. Sin embargo, un material frágil no es necesariamente débil (Poco resistente a la ruptura). ⁽¹⁷⁾

2.6.12. TENACIDAD A LA FRACTURA

Es la cantidad de energía que un material puede absorber antes de la fractura. Indica la capacidad del material para resistir las cargas (choques, vibraciones, golpes e impactos) y sufrir grandes deformaciones elásticas y plásticas sin alcanzar la ruptura.

Los materiales se caracterizan por baja y alta tenacidad. Los primeros se clasifican como frágiles y los últimos dúctiles. ⁽¹⁷⁾

2.6.13. DUREZA

Dureza es la resistencia del material a resistir la penetración, la deformación plástica y al desgaste mecánico. En general, los materiales duros también son frágiles. Cuanto mayor sea la dureza, mayor será la resistencia mecánica al desgaste.

Cuanto mayor es la dureza del material, mayor es la resistencia a la tracción, al corte y a la abrasión. Cuando la dureza aumenta, la tenacidad y la plasticidad disminuyen y la fragilidad aumenta. La dureza es una propiedad del material, por lo que no es influenciada por la geometría de un instrumento endodónico. ^(13,17)

2.6.14. LÍMITE DE RESISTENCIA

Límite de resistencia es la tensión máxima soportada por el instrumento antes de la fractura. ⁽¹⁷⁾

2.7. PARTES DE LOS INSTRUMENTOS. ⁽¹⁷⁾

2.7.1. EL MANGO

Es la parte de un instrumento donde se sostiene el instrumento y son fabricados de plástico o silicona colorida, conforme la coloración y numeración establecida. Presenta una geometría variable de acuerdo con el tipo de instrumento y con el fabricante. El mango de silicona, según el fabricante es más ergonómico ofreciendo una mayor sensibilidad táctil y confort. ^(9,17)

El mango de los instrumentos presenta una forma bicóncava y debe tener de 10 a 12mm de medida y 3mm de diámetro en la parte bicóncava y en la extremidad 4mm.

Algunos instrumentos pueden tener mangos fabricados de plástico o en silicona con un diámetro de 5 mm en la parte bicóncava y en las extremidades 6mm.

En el caso de los mangos con diámetros mayores la fuerza necesaria para girar el instrumento endodónico en el interior del conducto es menor, por lo tanto, mayor será la percepción táctil y cuidados del profesional en relación a la anatomía interna del diente.

Los instrumentos endodónicos que poseen mango pueden ser utilizados de forma manual o accionados por dispositivos mecánicos especiales. ^(9,17)

2.7.2. ASTA DE ACCIONAMIENTO

El asta de un instrumento mecanizado es la parte que sirve para su fijación en la cabeza de un contrángulo para su accionamiento. Pueden ser fabricados con una aleación de cobre y zinc o de una aleación con aluminio.

Es cilíndrico y puede tener una medida entre 11 y 15 mm y de 2, 30 mm de diámetro, lo que posibilita al uso de estos instrumentos en un contrángulo sea cual sea la marca comercial. En el caso de astas menores, estas se fabrican para instrumentos que ofrecen medidas totales menores y son empleados en pacientes con aperturas bucales reducidas. ^(9,17)



Figura 09. Asta de accionamiento

El **cuerpo de un instrumento** está formado por el intermediario y por la parte de trabajo o activa, siendo esta formada por la punta y por el asta de corte. ⁽¹⁷⁾

2.7.3. INTERMEDIARIO

Se encuentra localizado entre el mango o asta de accionamiento y la parte de trabajo. Su tamaño varía en función de la medida del cuerpo y de la medida o longitud de la parte de trabajo del instrumento. Puede presentar marcas o ranuras que presentan distancias predeterminadas a partir de la extremidad o punta del instrumento endodónico.

En los instrumentos fabricados por desgaste, el intermediario generalmente tiene una forma cilíndrica en toda su extensión. En los fabricados por torsión el intermediario junto con la parte de trabajo o activa presentan paredes planas de al asta piramidal obtenida por aplanamiento del hilo metálico primitivo de forma cilíndrica. ⁽¹⁷⁾

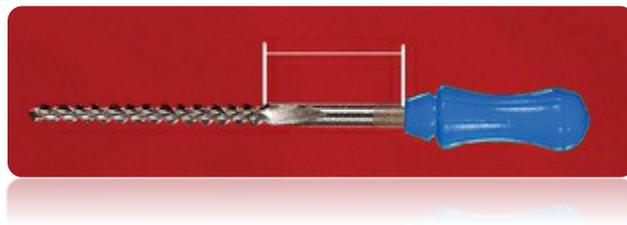


Figura 10. Intermediario

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.4. PARTE DE TRABAJO O PARTE ACTIVA

Es la porción del cuerpo metálico de un instrumento endodónico proyectada para ejecutar el corte o raspaje de las paredes dentinarias internas de un conducto radicular. Está constituida por la punta y por el asta de corte. ^(17,23)

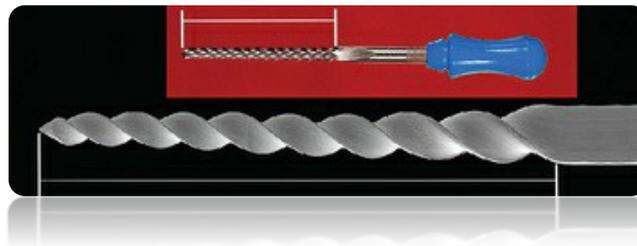


Figura 11. Parte de trabajo o parte activa

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

En instrumentos mecanizados, **el asta de corte** o parte de trabajo puede ser obtenida por torsión o por desgaste del alambre metálico, puede presentar una sección transversal. Está constituida por las aristas de corte y por los surcos del instrumento. ^(17,23)

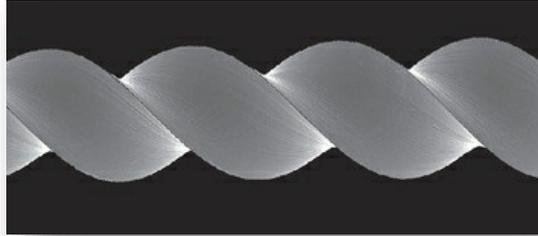


Figura 12. Asta de corte

Fuente: Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.5. PUNTA

La punta es la porción terminal aguda de la extremidad de la parte de trabajo de un instrumento. La punta es también denominada guía de penetración.

El perfil de la punta de los instrumentos es cónica; cuando la punta presenta una figura geométrica de un cono con sección transversal poligonal (triangular o cuadrangular), esta es denominada punta cónica piramidal. Es fabricada por un proceso de desgaste denominado aplanamiento. Cuando presenta una figura geométrica de un cono con sección recta transversal circular es denominada punta cónica circular. Es fabricada por un proceso de desgaste denominado torsión cónica externa. La punta piramidal presenta la capacidad de corte, por el contrario, la punta cónica circular es no cortante. ⁽¹⁷⁾

El vértice o extremidad de la punta puede ser clasificado de acuerdo a la configuración geométrica que presenta. Es clasificado como puntiagudo cuando el vértice presenta la forma de un triángulo con el extremo agudo. Es obtuso cuando el vértice presenta una forma redondeada con un radio de 1 a 2 mm y trunco cuando el vértice termina de forma recta. El vértice de la punta debe ser céntrico en relación al eje del instrumento. ^(9,17)

El área que empieza desde la punta del instrumento hacia el asta de corte de los instrumentos endodóncicos puede ocurrir por un ángulo de transición (obtusos) de 135 a 150 grados o por una curva de transición (arco). ⁽¹⁷⁾

Las especificaciones de la ANSI/ADA N°28 (1988), ANSI/ADA N°58 (1997) e ISO 3630-1 (1992) no proporcionan información sobre las formas y los vértices de las puntas, así como en la transición de la base de las puntas de los instrumentos endodóncicos. La forma de la punta es opcional y varía de acuerdo con el fabricante. ⁽¹⁷⁾

La base de la punta es la región que se encuentra desde la punta de corte del instrumento hacia la primera asta de corte. Aquí se puede encontrar el ángulo de transición o curva de transición, con el objetivo de suavizar el pasaje de la lima. ⁽⁹⁾

La longitud de la punta de un instrumento endodóncico es la distancia existente entre la extremidad (vértice de la punta) y la base de la punta, esta debe ser determinada sobre la sección recta longitudinal de la parte de trabajo del instrumento endodóncico. ⁽⁹⁾

La longitud o medida de la punta de los instrumentos endodóncicos es determinado por la especificación ISO 3630-1 (1992). Varía con el ángulo de la punta y el diámetro en D0 del instrumento endodóncico. El ángulo mínimo que debe presentar un instrumento es de 60 ° grados y un máximo de 90 ° grados. ⁽¹⁷⁾

La punta de los instrumentos endodóncicos sirve de guía y facilita la penetración o avance del instrumento en el interior del conducto radicular. Actúa sobre las paredes dentinarias de los conductos radiculares. La geometría de la punta es una característica importante en el desempeño del instrumento e interfiere en el cateterismo de conductos radiculares atrésicos, así como también en la limpieza y modelado final de la preparación apical. La simetría de la punta juega un rol importante sobre la capacidad del instrumento endodóncico en penetrar y permanecer centrado durante su movimiento en el interior de un conducto radicular. ^(9,17)

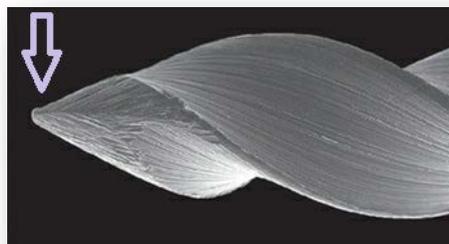


Figura 13. Punta del instrumento

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

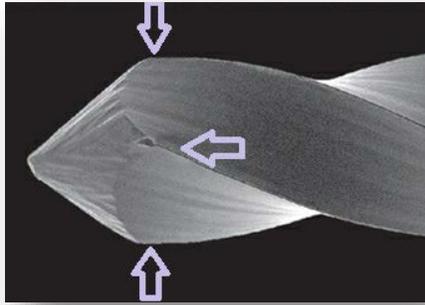


Figura 14. Base de la punta

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

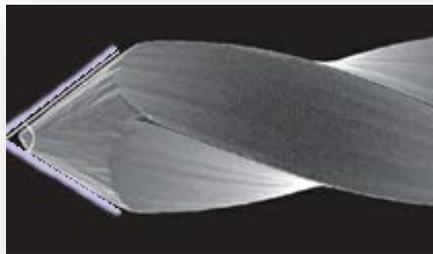


Figura 15. Ángulo de la punta

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.6. DISEÑOS DE PUNTA

Se clasifican en activa e inactiva. La flexibilidad, la rigidez y capacidad de permanecer a lo largo del eje mayor del conducto radicular dependen de la actividad o inactividad de la punta y de su cercanía o proximidad con la superficie radial. Estas particularidades hacen que la punta del instrumento sea más o menos efectiva posibilitando mantenerse sin desviaciones.

La punta activa posee una forma cónica con una terminación estrecha en el ángulo agudo, esto permite un mayor poder de penetración. Por otro lado, la punta inactiva posee un perfil trapezoidal como consecuencia de su punta roma ^(9,17,23)

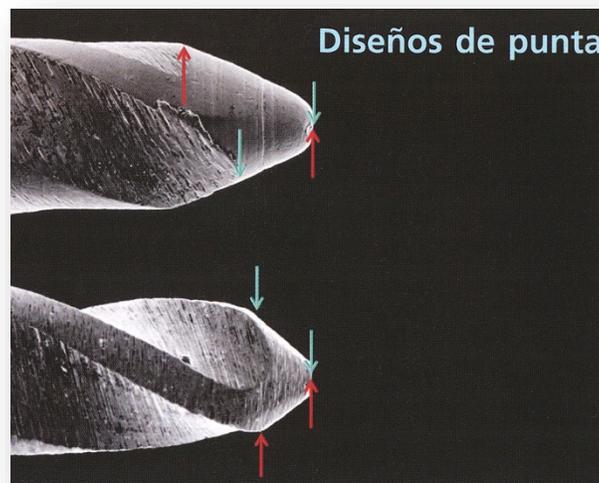


Figura 16. Diseños de punta.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

2.7.7. ARISTAS LATERALES DE CORTE

El número de aristas laterales de corte es identificado por medio de la sección transversal de la asta de corte del instrumento y puede variar de una a cinco, las aristas laterales de corte generalmente son dispuestas en la asta de corte en forma helicoidal y raramente en dirección paralela al eje del instrumento. ⁽¹⁷⁾

2.7.8. HÉLICE

Es la arista o filo lateral de corte dispuesta de forma Helicoidal. ⁽¹⁷⁾

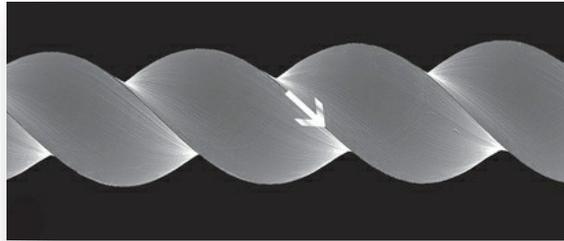


Figura 17. Arista lateral de corte dispuesta en forma de hélice

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015

2.7.9. NÚMERO DE HÉLICES

Es el número de filos o guías radiales presentes en el vástago de corte helicoidal de un instrumento. ⁽¹⁷⁾



Figura 18. Número de hélices

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.10. EJE DEL INSTRUMENTO

Línea central que se encuentra en la dirección axial del instrumento. ⁽¹⁷⁾

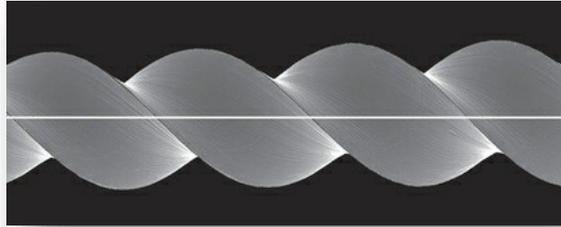


Figura 19. Eje del instrumento

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.11. DISTANCIA ENTRE HÉLICES

Distancia entre los vértices o aristas de una misma arista lateral de corte dispuesta en forma helicoidal a lo largo de la dirección axial del instrumento. ⁽¹⁷⁾

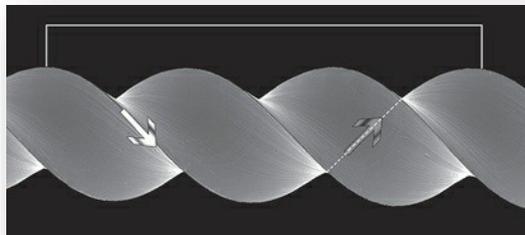


Figura 20. Distancia entre hélices.

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.12. SECCIÓN TRANSVERSAL

Los instrumentos endodóncicos presentan sección recta transversal con diferentes perfiles que puede ser igual o variar a lo largo de la asta de corte de los instrumentos. Se obtiene cortando perpendicularmente la parte activa de un instrumento y observando una figura geométrica característica para cada sistema rotatorio. ⁽¹⁷⁾

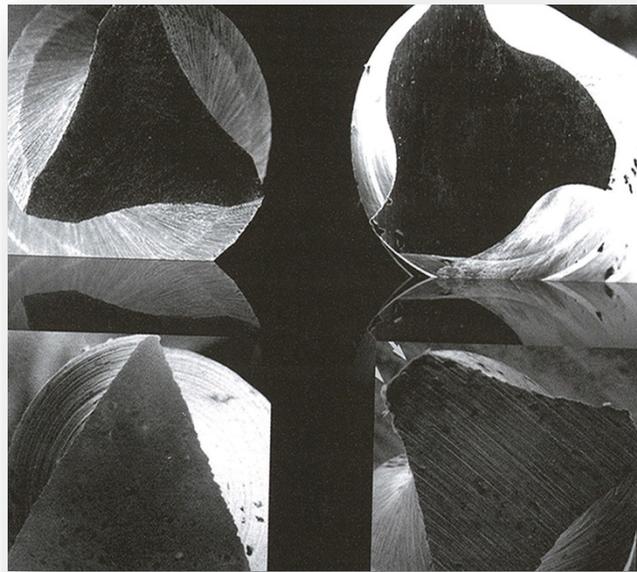


Figura 21. Sección transversal de los instrumentos.

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015.

2.7.13. DIMENSIONES DE LOS INSTRUMENTOS

A. LONGITUD DE LOS INSTRUMENTOS

La longitud útil de un instrumento en milímetros es dada por la longitud del cuerpo no contando con el mango y es representado por la suma de las longitudes del intermediario y de la parte activa. ⁽¹⁷⁾

B. DIÁMETRO EXTERNO DE LOS INSTRUMENTOS

El diámetro de la punta de la parte activa de un instrumento endodóncico es denominado D0. Los diámetros nominales en D0 expresados en centésimas de milímetros corresponden a los números de los instrumentos. ⁽¹⁷⁾

C. CONICIDAD DE LOS INSTRUMENTOS

La conicidad de los instrumentos rotatorios de NiTi es el aumento del diámetro existente a partir de D0 en dirección D16, expresado en mm/mm. Por ejemplo, una lima tipo K estandarizada, en el inicio de su parte activa (D0) tiene un diámetro igual a 0,25mm. Estos instrumentos tienen conicidad de 0,02 mm/mm por cada milímetro en dirección a (D16) el aumento del diámetro es de 0,02mm. Si cortamos un milímetro de la punta de la porción activa, obtendremos un instrumento número 27, si cortamos 2mm tendremos un instrumento 29 y así sucesivamente.

Algunos fabricantes expresan la conicidad en porcentual. Por ejemplo, en el caso de las limas tipo K estandarizadas y el tipo hedstroem tiene una conicidad del 0,02 mm/mm, expresada en porcentual sería 2%. ^(9,17,23)

La conicidad o también llamado Taper, representa la medida de aumento del diámetro en la parte activa.

En los instrumentos rotatorios, el principio básico fue fabricar los mismos instrumentos con conicidades diferentes. Podemos encontrar las conicidades 0,02 - 0,04 - 0,06 – 0,08.... mm/mm. ⁽¹⁷⁾

La fabricación de instrumentos con diferentes conicidades cambió el concepto de la instrumentación de los conductos, haciendo hincapié a los atrésicos y curvos.

Como resultado de esa mayor conicidad, encontramos que solamente una porción de la parte activa del instrumento (plano de contacto), entra en contacto con la pared dentinaria. Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento, con menor riesgo de producirse una fractura. ^(9,17)

2.7.14. SUPERFICIE RADIAL

O también llamada guía lateral de penetración, se define como el área del instrumento que se encuentra en contacto directo con la pared del conducto radicular. Este plano de contacto impide que el instrumento se trabe en las paredes del conducto radicular cuando se presiona en dirección apical.

Al girar el instrumento dentro del conducto, permite que este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento, disminuyendo el riesgo de fractura del instrumento.

La superficie radial reduce el efecto de enroscado del instrumento en el conducto radicular y la propagación de micro fracturas. ^(9,17,23)

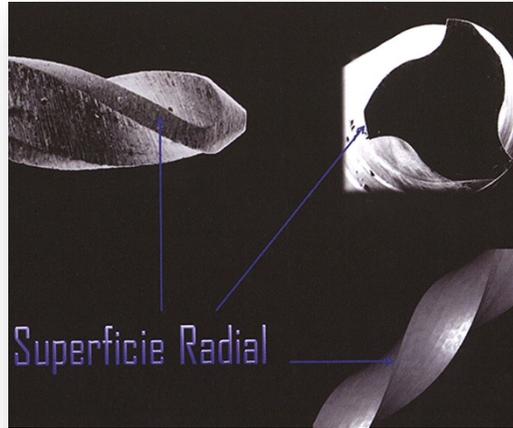


Figura 22. Superficie radial

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

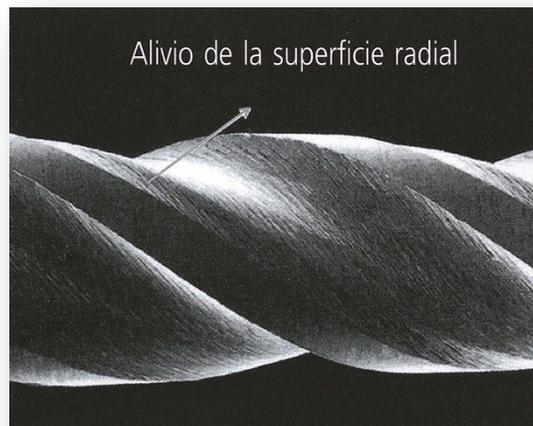


Figura 23. Alivio de la superficie radial.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

2.7.15. ANCHO DE LA SUPERFICIE RADIAL

Ancho de la superficie radial medida perpendicularmente al ángulo de la hélice o eje del instrumento. La porción posterior de la superficie es rebajada con la finalidad de reducir la fricción entre la periferie del instrumento y la pared del conducto. ⁽¹⁷⁾

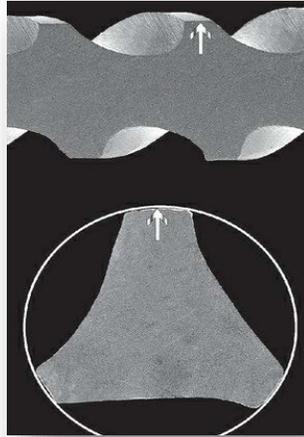


Figura 24. Ancho de la superficie radial.

Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4ª edicao Sao Paulo. 2015

2.7.16. ESTRÍA O SURCO.

Es una depresión ondulada de la parte activa del instrumento de NiTi, donde se acumulan las virutas de dentina y tejidos removidos de las paredes del conducto radicular. La eficacia de la estría depende de su profundidad, anchura, configuración y acabado superficial. ⁽¹⁷⁾

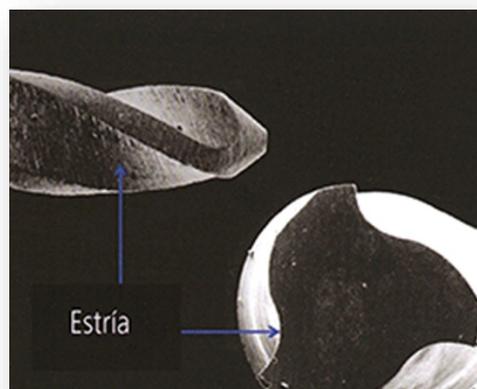


Figura 25. Estría o surco

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

El borde más externo de la depresión forma la superficie cortante que según el ángulo puede ser más o menos cortante.

Es el ángulo formado por la arista cortante de la lima y el radio de la lima cuando esta es seccionada perpendicularmente.

El ángulo de corte positivo: sobrepasa los 90° (*ángulo obtuso*), el ángulo neutro: Se encuentra a 90° , ángulo de corte negativo: es menor de 90° (*ángulo agudo*).^(9,17,23)

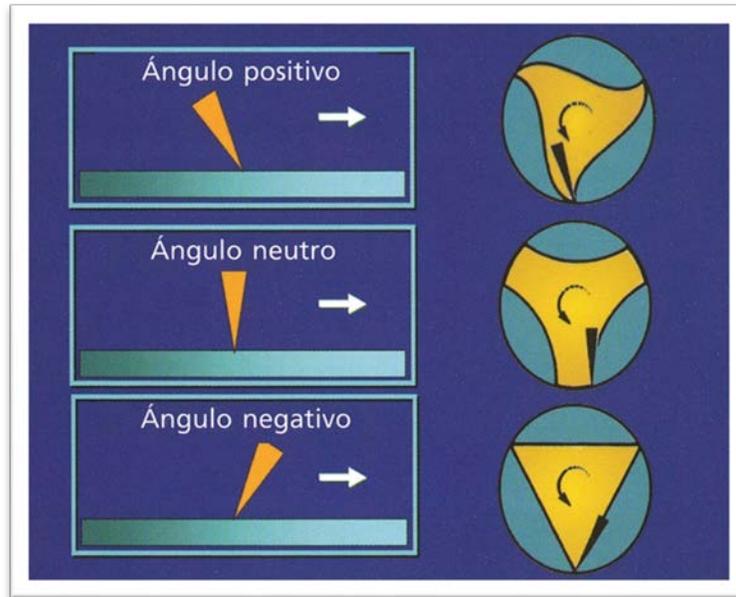


Figura 26. Diferentes cortes transversales de instrumentos con diferentes ángulos de corte.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

2.7.17. ÁNGULO HELICOIDAL

El ángulo formado entre la superficie cortante y el eje mayor del instrumento.

Cuanto mayor es el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad.

Cuando un ángulo helicoidal es pequeño, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste.

El promedio de angulación es de 35° aproximadamente porque compensa la efectividad con la velocidad.

Cuando un ángulo es mayor de 45° , es grande la posibilidad que el instrumento se trabe en las paredes dentinarias originando su fractura.^(9,17,23)

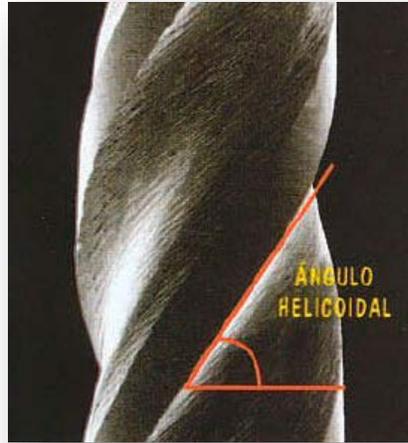


Figura 27. Hélice. Ángulo helicoidal

Leonardo M., Leonardo R. Sistemas rotatorios en endodoncia. Instrumentos de níquel titanio. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2002.

2.7.18. MASA INTERNA O NÚCLEO

Es la porción cilíndrica central del instrumento. ⁽⁹⁾

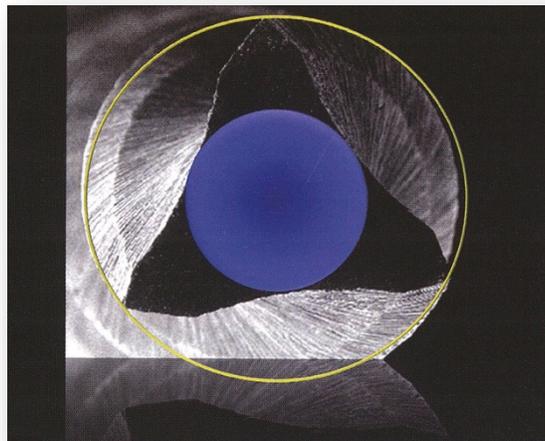


Figura 28. Núcleo

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

2.7.19. PITCH

O también llamado Paso, es la distancia entre los dientes cortantes, dependiendo del instrumento, la distancia puede ser constante o variable. ^(9,17,23)

Es el número de espirales por unidad de longitud a lo largo de la lima. Pitch constante origina tendencia a la succión ⁽¹⁷⁾



Figura 29. Pitch o paso.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

2.7.20. ACABADO SUPERFICIAL

El diseño del instrumento, la aleación y el acabado superficial son muy importantes para la disminución del riesgo de fractura y efectividad.

La ausencia de un pulimento físico o químico superficial, presenta áreas de desgaste irregulares facilitando la fractura de los instrumentos.

Se han introducido diversos acabados de superficie como el electropulido para minimizar las microgrietas y reducir los defectos superficiales, al mismo tiempo se desafilan los bordes de corte. ^(17,13) Los instrumentos endodóncicos, especialmente los de menor diámetro, presentan problemas en la fabricación, generalmente defectos en la superficie y rugosidades resultantes del proceso de mecanizado, se manifiestan en ranuras y hoyos. Se pueden observar por medio de la microscopía electrónica de barrido.

El electropulido es un método de acabado superficial utilizado por los fabricantes para eliminar los defectos superficiales que quedan después de la fabricación de los instrumentos NiTi por mecanizado. ⁽²⁴⁾

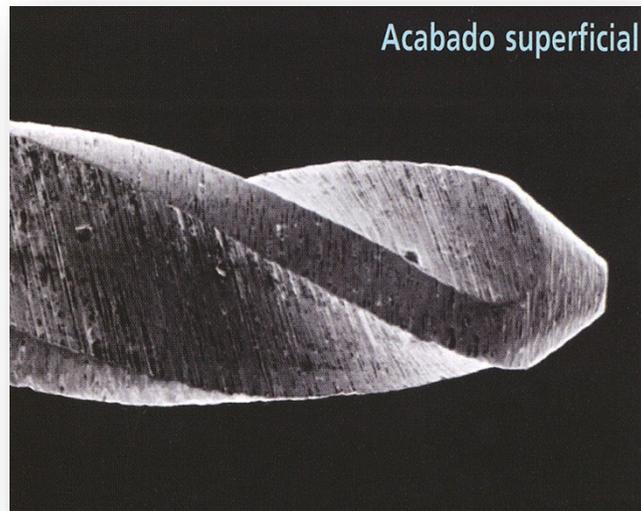


Figura 30. Acabado superficial.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009.

2.8. CAUSAS Y PREVENCIÓN DE LAS FRACTURAS DE LOS INSTRUMENTOS

El accidente más frecuente cuando se utilizan instrumentos de níquel titanio es su fractura. Esta separación sorprende al profesional y se encuentra con la difícil tarea de retirar un instrumento fracturado del interior del conducto radicular.

La instrumentación está condicionada e influenciada por la anatomía de los conductos radiculares.

Las causas de separación de los instrumentos pueden agruparse con finalidad didáctica en clínicas y metalográficas. ⁽¹³⁾

2.8.1. CAUSAS CLÍNICAS

A. APERTURA CORONARIA.

La eliminación de interferencias cervicales y coronales constituye un requisito previo e indispensable en la preparación del conducto radicular, tanto para los instrumentos confeccionados de acero inoxidable, como para la mayoría de instrumentos de níquel titanio. La ampliación previa del tercio cervical del conducto radicular (desgaste anticurvatura) permite que los instrumentos empleados posteriormente en la preparación apical tengan acceso en línea recta y queden sometidos a un estrés menor, logrando que éstos disminuyan su esfuerzo de corte y la posibilidad de atornillamiento. ^(13,7)

B. AUSENCIA DE PATENCIA PREVIA.

Es un requisito realizar el sondaje o cateterismo previo con limas K manuales de acero inoxidable, del segmento del conducto radicular que después se someterá a la acción de los instrumentos rotatorios. De esta manera se disminuye o se iguala la diferencia entre el diámetro de la punta del instrumento y el del conducto. Es decir, los instrumentos mecanizados van precedidos de los instrumentos manuales. ^(13,6)

C. CINEMÁTICA INADECUADA

Los detalles de la cinemática de uso de los instrumentos de NiTi se presentan de manera general a continuación como causas metalográficas. ⁽¹³⁾

2.8.2. CAUSAS METALGRÁFICAS

Se producen cuando el instrumento gira en el interior del conducto radicular y sufre dos tipos de estrés, por **torsión** y por **flexión**. ^(13,25)

A. ESTRÉS POR TORSIÓN

Se produce cuando un segmento del instrumento, por lo general la punta se traba en las paredes del conducto radicular y queda inmovilizada sin poder vencer la resistencia de la dentina para producir el corte; el otro extremo del instrumento está sometido a la fuerza de torsión axial generada por el motor al girar. Se crea entonces un estrés que sobrepasa el límite de elasticidad del metal produciéndose entonces una deformación plástica seguida de la indeseada fractura del instrumento. ^(13,9)

El torque necesario para que el instrumento gire y realice el corte de la dentina es directamente proporcional a la superficie de contacto del mismo con las paredes del conducto y su capacidad de corte. ^(17,9)

Entonces, un instrumento que tenga más eficiencia de corte requiere menos torque, menos presión, menos rotación y por consiguiente menos tiempo de trabajo. Es por ello que la tendencia es producir instrumentos que en el diseño se enfatice la eficiencia de corte para realizar el mismo trabajo con menos riesgos. ^(13,9)

La tensión por torsión depende de varios factores: del área de contacto entre el filo del instrumento y las paredes del conducto, la presión ejercida por el operador, el diámetro de sección del instrumento, así como la amplitud del lumen del conducto radicular, la conicidad de instrumento, así como el diámetro de la punta, el área del instrumento donde recae la tensión por torsión, la fuerza intrínseca del instrumento se da según el diseño de la sección transversal, el diseño de las cuchillas y por último, la tensión aplicada al instrumento. ^(13,9)

En resumen, la fractura se produce si la sección del conducto es más pequeña que la punta del instrumento y que no puede cortar la dentina. ^(13,9)

Según análisis realizados en los instrumentos de NiTi fracturados, la mayoría de las fracturas se producen en los últimos milímetros donde la conicidad es menor y el diámetro es pequeño. Por lo tanto, la punta de las limas de NiTi más pequeñas presentan un mayor riesgo de fractura por torsión. Ahí viene la importancia de utilizar un valor menor de ajuste reduciendo así la presión axial y principalmente evitar que la punta entre en contacto con las paredes del conducto. Como ya se mencionó anteriormente crear una vía de deslizamiento con instrumentos manuales crea una vía con paredes de conductos más lisas en las que los instrumentos de NiTi se puedan deslizar mejor para alcanzar el área de trabajo. ⁽⁷⁾

El conducto debe ampliarse en el foramen a un diámetro mayor o al menos igual que la punta del primer instrumento rotatorio de NiTi que será utilizado en esa profundidad. Recordar también que los instrumentos rotatorios que actualmente se encuentran disponibles poseen puntas no activas que no pueden cortar de manera efectiva. ^(9,13)

Sattapan, *et. al.* 2000, analizaron el tipo y frecuencia de defectos en las limas rotatorias de NiTi. La tensión a la torsión causada por el uso excesivo de la fuerza apical se produjo con más frecuencia que la fractura por flexión. El atascamiento en el conducto se produce cuando una longitud excesiva de la parte activa de una lima se atasca en el conducto durante la rotación. El atascado no deseado genera tensión por torsión y fractura de la lima (Peters y Barbakow 2002). La capacidad de la lima para avanzar disminuye cuando el diámetro del conducto es más estrecho que el diámetro de la lima. En estos casos, la lima en rotación se atascará en el conducto y dejará de rotar fracturándose.

Gambarini en el mismo año, describió los efectos de la torsión y la velocidad en instrumentos rotatorios de NiTi de deformación elástica de su límite plástico y abogó por un enfoque de baja torsión para aumentar la percepción táctil y sensibilidad. ⁽⁹⁾

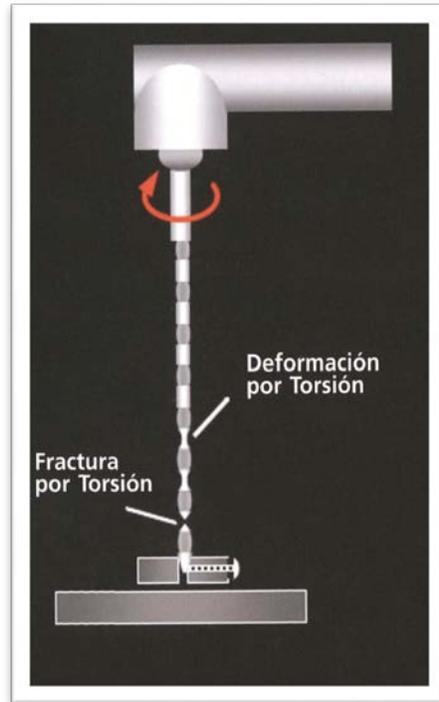


Figura 30. Estrés por torsión.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

B. ESTRÉS POR FLEXIÓN

La fatiga cíclica, es la repetición alterada de los ciclos de tensión-compresión sobre un punto del instrumento cuando éste gira en un conducto radicular curvo. Un instrumento de menor conicidad soportará mejor el estrés de flexión que un instrumento de conicidad mayor. ⁽²⁵⁾

El estrés de flexión está directamente relacionado con la curvatura de los conductos, con el diámetro del instrumento y con la velocidad de rotación que son variables que determinan la vida útil del instrumento. La fatiga comienza a manifestarse por pequeñas fisuras en la superficie del instrumento que después se propagan hacia su interior y producen la fractura. Por lo tanto, el estrés por flexión dependerá de la anatomía del conducto radicular, de la velocidad de rotación y de la flexibilidad del instrumento, de la presencia de interferencias intrarradiculares y cambios bruscos en la trayectoria.

A lo largo de los siguientes años se han ido introduciendo al mercado distintos tipos de tratamientos térmicos para las aleaciones de níquel titanio, las mayores industrias del mundo pasaron a ofrecer una gama de sistemas los cuales fueron divididos desde la primera generación hasta la quinta generación de instrumentos mecanizados. ^(9,13)

Pruett *et. al.* 1997, describieron que la fatiga cíclica se origina por ciclos repetidos de tensión-compresión a la tracción, especialmente en la preparación de conductos curvos. Cada rotación dentro de un conducto curvo somete al instrumento a un ciclo de tensión-compresión completo, lo que predispone a la fractura. Esta fatiga es causada por la alteración en la estructura y el trabajo, los cuales endurecen el metal. El estudio de Pruet fue el primer estudio exhaustivo sobre la influencia de la fatiga cíclica y la fractura de limas en conductos curvos. Los resultados demostraron que el número de rotaciones que causan la fractura de las limas de níquel titanio es inversamente proporcional a la velocidad de la misma, la severidad de la curvatura y el diámetro de la lima. ⁽⁹⁾

Joviano E, *et. al.* 2015, investigaron si los instrumentos de níquel titanio con diseños similares fabricados por diferentes tratamientos térmicos, mostraron un comportamiento *in vitro* significativamente diferente. Los sistemas empleados fueron ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Especialidades, Tulsa, OK), Vortex Blue (VB, Dentsply Tulsa Dental Specialties), y Typhoon Infinite Flex NiTi (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT). Todos los tamaños fueron de 25 / .06. Los resultados fueron que los Instrumentos Typhoon *Infinite Flex Niti*, eran significativamente más flexibles que los demás instrumentos El grupo ProTaper Universal tuvo la mayor fuerza de torsión y Typhoon Infinite Flex NiTi, a pesar de ser el más flexible, mostró momentos de torsión similares a los otros instrumentos. ⁽²⁶⁾

Higuera O *et. al.* 2015, evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas reciprocantes, un total de 45 instrumentos divididos en 3 grupos. WaveOne, *Primary*; Reciproc, *R25* y TF *Adaptive ML-1* Los instrumentos fueron sometidos a prueba de fatiga cíclica en un modelo estático que consiste en un bloque metálico con un radio de curvatura. Todos los instrumentos se activaron hasta que se produjo la fractura y el tiempo se registró con un cronómetro. A su vez se observaron instrumentos mediante microscopía electrónica de barrido para evaluar la fractura. Los resultados mostraron una resistencia a la fatiga cíclica mayor para los sistemas Reciproc, *R25* y TF *Adaptive ML-1* que para el sistema WaveOne *Primary*. No hubo diferencia estadísticamente significativa entre Reciproc, *R25* y TF *Adaptive ML-1*. El análisis de la porción fracturada bajo microscopía electrónica de barrido indicó que todos los instrumentos mostraron características morfológicas de fractura que se debieron a la acumulación de fatiga del metal. Concluyeron que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los instrumentos sometidos a prueba excepto WaveOne *Primary*, que mostró la menor resistencia a fatiga cíclica. ⁽²⁷⁾

Davut I, *et. al.* 2015, compararon la resistencia a la fatiga cíclica de 5 instrumentos rotatorios, con aleación de níquel titanio convencional, con aleación M-Wire, y con aleación M-Wire control memory. La fatiga cíclica fue evaluada a 4mm de la punta de los instrumentos.

Se evaluaron en conductos de acero con curvaturas. Los instrumentos fueron probados a 4mm de la punta PathFile (número 16 y una conicidad .02; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), G-File (número 12 y una conicidad de 0,03; Micro-Mega, Besancón Cedex, Francia), Scout Race (número 15 y una conicidad de 0,02; FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza), HyFlex GPF (número 15 y una conicidad de 0,02), Coltene-Whaledent, Allstetten, Suiza), y ProGlider (Dentsply Sirona). Se midieron el largo de las partes fracturadas y el número de ciclos a la fractura (NCF).

Los autores concluyeron que el instrumento con una mayor resistencia a la fatiga cíclica fue Hyflex GPF. La curvatura del conducto radicular tuvo efecto significativo sobre la resistencia a la fatiga. ⁽²⁸⁾

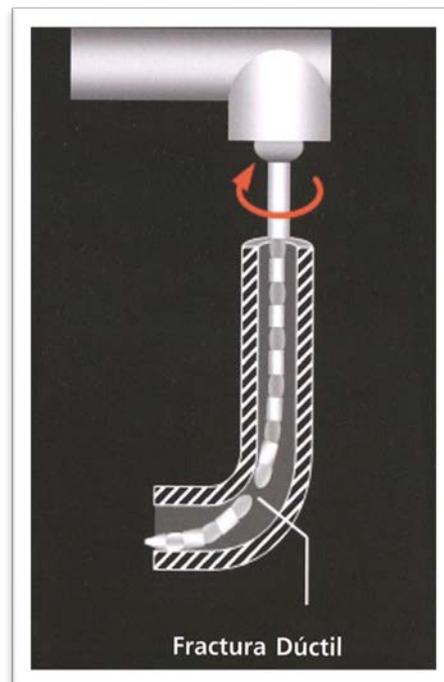


Figura 31. Estrés por flexión.

Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Ltda. 2009

2.9. GENERACIONES DE LOS SISTEMAS MECANIZADOS DE ACUERDO A SU ALEACIÓN.

Clasificación según Mario Roberto Leonardo, Renato De Toledo Leonardo, 2017. ⁽⁵⁾

2.9.1. SISTEMAS ROTATORIOS DE PRIMERA GENERACIÓN (*NiTi*)

Son instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi con súper elasticidad y memoria de forma** (limas mecanizadas).

Esta generación de limas ofrece una calidad superior en cuanto a flexibilidad y resistencia.

Dentro de los instrumentos más utilizados en esta generación tenemos:

Sistema Quantec (Tycon/Analytic Endod./Kerr – Estados Unidos), **Sistema ProFile 04/.06** (Dentsply/Maillefer – Suiza), **Sistema K3 Endo** (SDS Kerr-SybronEndo – Estados Unidos), **Sistema Mtwo®** (VDW Dental – Austria), **ProTaper® Original** (Dentsply/Maillefer – Suiza), **ProTaper Universal** (Dentsply/Maillefer – Suiza). ⁽⁵⁾

VENTAJAS:

- Flexibilidad óptima, es la capacidad del instrumento de acompañar la curvatura de un conducto radicular evitando la formación de escalones, perforaciones a lo largo del conducto radicular o a nivel apical.
- Eficiencia de corte.
- Tiempo de trabajo reducido para el operador, mayor confort para el paciente y una menor incidencia de dolor post operatorio.

DESVENTAJAS:

- Generan costos para el operador ya que deben ser empleadas una sola vez.
- Posibilidad de fractura del instrumento.
- Limpieza deficiente en conductos radiculares achatados.

2.9.2. SISTEMAS ROTATORIOS DE SEGUNDA GENERACIÓN (*NiTi Fase R*)

Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi Fase R (Rombiodal)**, surgen con el objetivo de mejorar las propiedades de las aleaciones de las limas de primera generación, aumentando su flexibilidad y reduciendo el riesgo de fractura, siendo fabricados por diferentes procesos térmicos y también por torsión. ⁽⁵⁾

La Fase intermedia (R) permite torcer el instrumento creando estrías y dientes de corte sin provocar microfracturas, confiriendo al instrumento una mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión.

Los sistemas más empleados son:

K3 XF (SybronEndo – Kavo/Kerr) Fase R/Desgaste, **Twisted File** (Liga R - Torcidos), **Easy Shaper** (Fase R – Easy Equipamentos Odontológicos-Belo Horizonte, MG, Brasil),⁽⁵⁾

VENTAJAS:

- Alta resistencia a la fatiga cíclica y torsional.
- Menor índice de fractura.
- Mayor eficiencia de corte.
- Ofrece un menor tiempo de trabajo proporcionando una reducción del estrés para el profesional.
- Menor incidencia de dolor post-operatorio.
- Mayor confort para el paciente.

DESVENTAJAS:

Generan costos para el operador ya que sólo deben ser empleadas una sola vez.

Posibilidad de fractura pero con una menor incidencia que con los instrumentos de primera generación.

La aleación de Aleación de NiTi Fase R (**Rombiodal**) pasó a ser utilizada también en la fabricación de los Sistemas Oscilatorios (Asimétricos), llamados erróneamente **Reciprocantes**.⁽⁵⁾

➤ **Sistemas Oscilatorio. Asimétricos (Reciprocantes)**

Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi Fase R (Rombiodal)**.

Esta aleación permite dar origen al Sistema: **TF Adaptive (2013)** (Sybron Endo Kerr Group).⁽⁵⁾

2.9.3. SISTEMAS ROTATORIOS DE TERCERA GENERACIÓN (NiTi, M-Wire)

Instrumentos fabricados con Aleación de NiTi con Tratamiento M-Wire.

Sistemas que utilizan esta aleación son:

ProFile® GT (Great Tapers), **Series X** (NiTi M-Wire) (Dentsply/Maillefer – Suiza), **ProFile® Vortex™** (NiTi M-Wire) (Dentsply Tulsa/Dental – Estados Unidos), **Protaper Next** (NiTi M-Wire) (Dentsply Tulsa/Dental – Estados Unidos).

Presentan un módulo de elasticidad más bajo que los instrumentos fabricados de NiTi con aleaciones convencionales es por ello su gran flexibilidad.

Esta nueva tecnología de procesamiento térmico logra optimizar la microestructura de las aleaciones de níquel titanio. ⁽⁴⁾

VENTAJAS:

- Alta resistencia a la fatiga cíclica y torsional.
- Menor índice de fractura cuando es usado más de una vez.
- Mayor eficiencia de corte.
- Mayor flexibilidad en relación a los de primera generación (15% más flexible).
- Menos tiempo de trabajo para el profesional.
- Mayor confort para el paciente.
- Menor Incidencia de dolor post operatorio.

DESVENTAJAS:

- Generan costos ya que de acuerdo al fabricante deben ser usados una solo vez.
- Posibilidad de fractura, pero con una menor incidencia comparada con los instrumentos de la generación anterior.

La aleación NiTi con Tratamiento M-Wire es utilizada también en la fabricación de un instrumento rotatorio (único) **ProGlider™** (Dentsply/Sirona – Estados Unidos), destinado para realizar el Glide Path (preparación previa) de conductos rectos, curvos o atrésicos para luego continuar con la instrumentación empleando sistemas rotatorios u oscilatorios.

Otros instrumentos elaborados con **NiTi (M-Wire)** son los Sistemas Oscilatorios (Asimétricos), llamados erróneamente **Reciprocantes**. ^(5,9)

➤ **Sistemas Oscilatorios. Asimétricos (Reciprocantes)**

Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi con Tratamiento M-Wire**.

Esta aleación permite dar origen a los Sistemas: **Wave One** (Dentsply/Maillefer – Suiza), **Reciproc** (Dentsply/VDW – Alemania). ⁽⁵⁾

Shen *et al.* 2016, realizaron un estudio sobre los defectos de 458 instrumentos Wave One después de un único uso en diferentes clínicas de endodoncia. Comprobaron no sólo la efectividad de la aleación M-wire en cuanto a la flexibilidad de los instrumentos, sino que también se demostró que el movimiento

reciprocante amplía la vida útil de los instrumentos de NiTi y su resistencia a la fatiga en comparación con la rotación continua.

Wave One utiliza un solo instrumento por conducto, siendo capaz de realizar una buena conformación de los conductos radiculares. Concluyeron que el riesgo de fractura se produce mayormente con Wave One Small. ⁽²⁹⁾

2.9.4. SISTEMAS ROTATORIOS DE CUARTA GENERACIÓN (*NiTi, CM*)

Los sistemas de cuarta generación poseen **Aleaciones de Níquel Titanio CM (Control Memory)**. *Coltene* (Estados Unidos), en el 2012 utilizó esta aleación para la fabricación del **Sistema HyFlex**.

Easy Equipamentos Odontológicos (Belo Horizonte, MG, Brasil) 2014, utilizó también la aleación de **Níquel Titanio CM (Control Memory)**, mediante el **Sistema Easy ProDesign Logic**. Presentan una extrema flexibilidad, por ello están indicadas en conductos excesivamente curvos, desempeñando la acción de “serpentear” a través de la luz del conducto radicular.

Recientemente *Coltene* (Estados Unidos) lanzó al mercado endodóncico el Sistema **HyFlex™ EDM NiTi Files** (*Electrical Discharge Machining*). Son las primeras limas endodóncicas fabricadas mediante un proceso conocido como electroerosión o mecanizado por descarga eléctrica (*electrical discharge machining EDM*), consiste en la conformación de un material por arranque de partículas de su superficie, utilizando corriente eléctrica pulsátil; las chispas eléctricas provocan una fusión local en la superficie y debido a una evaporación parcial del material, el acabado típico es una superficie áspera con cráteres regularmente distribuidos. Este proceso es usado en ingeniería para fabricar piezas de difícil conformación con técnicas convencionales. ^(5,30)

Pirani y *et al.* 2015, el nuevo proceso de electroerosión tuvo un impacto significativo en la vida útil de las limas Hyflex™ EDM, ya que no mostraron alteraciones en su superficie ni separaciones tras múltiples usos in vitro, lo que confirma una alta resistencia al desgaste, concluyeron además que las limas Hyflex™ EDM presentan una sorprendente resistencia a la fatiga cíclica, hasta 700% superior a las limas HyFlex®CM™, se trataría de instrumentos adecuados para la conformación de conductos radiculares con curvaturas severas. ^(5,30)

Los sistemas rotatorios de **Cuarta Generación** se detallan a continuación:

- Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi CM-495 (Desgastadas)**
Sistema Hyflex *Coltene* (Estados Unidos)
Sistema Easy *ProDesign* (Brasil)
- Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi CM-495 EDM**
Sistema HyFlex® EDM
- Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi CM-500**
XP-Endo (FKG *Dentaire* - Suiza)

VENTAJAS:

- Indicado para conductos radiculares que presenten una complejidad anatómica severa.
- Alta resistencia a la fatiga cíclica.
- Menor índice de fractura. (300% más resistentes)
- Mayor eficiencia de corte.
- Mayor flexibilidad, 80% más flexible que los instrumentos convencionales.
- Ofrece un menor tiempo de trabajo.
- Menor incidencia de dolor post-operatorio.
- Mayor confort para el paciente.

DESVENTAJAS:

- Contraindicado para conductos amplios o relativamente amplios y rectos.

2.9.5. SISTEMAS ROTATORIOS DE QUINTA GENERACIÓN (*NiTi, Gold*)

Fabricados con **Aleación de NiTi con Tratamiento GOLD**.

El sistema rotatorio de quinta generación es: **ProTaper GOLD™** (Dentsply/Sirona – Estados Unidos).⁽⁵⁾

VENTAJAS:

- 80% más flexible que las limas de los sistemas rotatorios convencionales.
- 150% más resistentes a la fatiga cíclica comparándolo con el Sistema **Protaper Universal**.
- Menor tiempo de trabajo.

La **Aleación NiTi con Tratamiento Gold**, es utilizada también en la fabricación de **Sistemas Oscilatorios (Asimétricos)**, llamados erróneamente **Reciprocantes**.⁽⁵⁾

➤ ***Sistemas Oscilatorios. Asimétricos (Reciprocantes)***

Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi con Tratamiento Gold**.

Wave One® Gold (Dentsply/Sirona – Estados Unidos).

Conservando las mismas ventajas, siendo incluso 50% más resistente a la fatiga cíclica que los instrumentos Wave One, en cuanto a la flexibilidad es superior en un 80% que sus predecesoras Wave One. ⁽³¹⁾

El sistema **Wave One® Gold**, combina dos importantes aspectos en innovación de instrumentación: *el tratamiento térmico de la aleación de NiTi y el movimiento recíprocante*.

Este tratamiento térmico corresponde a ciclos predeterminados de enfriamiento y calentamiento los cuales han sido patentados por el fabricante, esto les da el color y nombre a las limas Wave One® Gold, ya que produce una capa superficial de *óxido de titanio* lo que le da un aspecto dorado.

Este proceso busca modificar la matriz cristalográfica del NiTi, alterando las temperaturas de transformación entre la fase austenita y martensita, creando instrumentos más flexibles, resistentes a la fatiga cíclica y con mayor capacidad de deformación. ^(5,32)

Este tratamiento se realiza posterior a la fabricación del instrumento, a diferencia de otros tratamientos térmicos que se realizan antes del tallado de éste como, por ejemplo, el que se utiliza para fabricar M-Wire de Protaper Next® y Reciproc® (VDW) o el R-Phase de Twisted Files® (SybronEndo). ⁽⁵⁾

Las limas Wave One® Gold, no se presentan como limas de memoria controlada, como las Hyflex EDM® (Coltene-Whaledent), pero es normal verlas con una leve curvatura en su punta, gracias a las propiedades de la aleación Gold. Esto entrega la ventaja clínica, en relación a las limas NiTi convencionales, ser más fáciles de introducir a conductos de difícil acceso, como por ejemplo los conductos mesiovestibulares. ⁽³²⁾

2.9.6. SISTEMA DE NUEVA GENERACIÓN (*NiTi, Blue*)

Fabricados con **Aleación de NiTi con Tratamiento Blue**.

Los instrumentos **NiTi Vortex Blue™** (Dentsply/Sirona – Estados Unidos) fabricados con **Nitinol 508** y constituidos por una capa de *óxido de titanio color azul*, no visto en los instrumentos de NiTi superelásticos tradicionales. ⁽⁵⁾

Esta capa superficial relativamente dura de los instrumentos Vortex Blue, puede compensar la pérdida de la dureza en comparación con Profile Vortex M-Wire. ⁽⁴⁾

Vortex Blue y las tecnologías de memoria de forma utilizan procesos térmicos especiales para controlar la transición de temperaturas extremas, haciendo que los instrumentos sean extremadamente flexibles. ⁽²⁶⁾

VENTAJAS:

- Indicado para conductos radiculares que presenten una complejidad anatómica severa siguiendo la curvatura natural del conducto radicular debido a su gran flexibilidad.
- Mayor resistencia a la fatiga cíclica un 65% superior en relación a los instrumentos fabricados con M-Wire® NiTi y un 99% en relación a los instrumentos NiTi de primera generación.

- Mayor resistencia a la torsión.
- Ofrece un menor tiempo de trabajo.
- Efecto de memoria de forma reducido del instrumento (es decir puede pre curvarse ligeramente y no volver a su posición original), generando una menor resistencia del instrumento al ser introducido en el conducto radicular. ⁽³³⁾

Duke F *et al.* 2015, evaluaron la fatiga cíclica de los sistemas Profile Vortex (VX) y Vortex Blue (VB) (Dentsply/Sirona – Estados Unidos), con el objetivo de determinar la flexibilidad de los instrumentos y luego comparar y evaluar su resistencia a la fatiga en conductos artificiales con doble curvatura versus conductos con curvatura simple. Concluyeron que la carga de flexión fue significativamente menor para instrumentos Vortex Blue (VB) que para los instrumentos Profile Vortex (VX) en ambos tipos de curvatura.

Los conductos radiculares con doble curvatura representan una situación mucho más estresante y desafiante que lo conductos de curvatura simple.

La resistencia a la fatiga de los instrumentos en los conductos de doble curvatura puede verse afectada por el grado y radio de curvatura de los conductos. En muchos casos las curvaturas dobles no son visibles en las radiografías, en vista de los hallazgos de este estudio, se debe tener cuidado con esta posibilidad y proceder con cautela a la preparación del conducto radicular. ⁽³⁴⁾

Los instrumentos Vortex Blue tienen propiedades mejoradas del material, esto aumenta la resistencia a la fatiga y la flexibilidad en comparación con los instrumentos Profile Vortex (M-Wire). Sin embargo, tanto la aleación NiTi Blue como la M-wire muestran una mejor resistencia a la fatiga comparados con la aleación de níquel titanio convencional. La resistencia a la torsión también se ve afectada por el diseño de la sección transversal, la masa metálica y las propiedades de la aleación. ⁽³⁵⁾

Shen Y *et al.* 2015, realizaron un estudio donde compararon los sistemas Profile Vortex (M-Wire) y Vortex Blue después de su utilización clínica. Cada sistema fue utilizado hasta tres veces, excepto en conductos muy curvados o calcificados, se descartaron en su primer uso. Concluyeron que la tasa de fractura en ese estudio fue demasiado baja para que exista una diferencia entre ambos sistemas. ⁽³⁵⁾

La aleación NiTi con Tratamiento Blue, es utilizada también en la fabricación de **Sistemas Oscilatorios (Asimétricos)**, llamados erróneamente **Reciprocantes**. ⁽⁵⁾

➤ **Sistemas Oscilatorios. Asimétricos (Reciprocantes)**

Instrumentos fabricados con **Aleación de NiTi con Tratamiento Térmico Innovador – Blue**. ⁽⁵⁾

El sistema Reciprocante mediante esta aleación es: **Reciproc® Blue** (VDW-ZIPPERER). ⁽³⁶⁾

La diferencia entre las limas Reciproc® y las limas **Reciproc® Blue** es la aleación mejorada de NiTi de la que están fabricadas estas últimas, ya que son sometidas a un innovador tratamiento termo mecánico, que modifica su estructura molecular dándole al instrumento una resistencia aumentada a la fatiga cíclica, mayor flexibilidad, un mejor control de memoria y su característico color azul. ^(37,38)

VENTAJAS:

- Muy flexible para penetrar aún más suave y más seguro el conducto radicular permitiendo un mejor centrado del instrumento dentro del conducto radicular.
- Más resistente a la fatiga cíclica, el instrumento sigue el curso natural del conducto radicular.
- Paredes muy lisas de los instrumentos debido al tratamiento térmico realizado.

De-Deus *et.al.* 2017, evaluaron la resistencia a la fatiga y la flexibilidad de los instrumentos Reciproc con tratamiento termomecánico azul versus los instrumentos Reciproc® convencionales M-Wire. Concluyeron que Reciproc® Blue de níquel titanio mostró un rendimiento mejorado en comparación con el sistema Reciproc® convencional en cuanto a flexibilidad y resistencia a la fatiga; presentó también una micro dureza reducida manteniendo características similares en la superficie. ⁽³⁹⁾

III. CONCLUSIONES

1. El efecto memoria y la super elasticidad convierte a la aleación de NiTi en un material ideal para la fabricación de los instrumentos endodóncicos.
2. Los instrumentos de NiTi, reducen el tiempo de trabajo al operador y proporcionan un mayor confort para el paciente.
3. Estas limas no reemplazan a las limas de acero inoxidable. Son una herramienta más e importante para la preparación químico quirúrgica.
4. La importancia en la utilización de las limas de NiTi es la capacidad única de trabajar curvaturas en movimiento mecanizado, sin someterse a la deformación plástica permanente, o las fallas en que las tradicionales limas de acero inoxidable pueden ocurrir.
5. Las nuevas generaciones de limas se presentan en el mercado con el objetivo de mejorar y potenciar las propiedades de la aleación de NiTi convencional.
6. Se deben seguir las pautas específicas del fabricante al emplear los sistemas mecanizados para evitar errores y aprovechar los beneficios y características de los sistemas durante la instrumentación, así como, realizar capacitaciones antes de su utilización. La irrigación constante debe ser considerada dentro de los principios de una buena preparación, evitando fracturas o separaciones de instrumentos.
7. La tendencia actual de los instrumentos es fabricarlos con nuevas aleaciones y tratamientos térmicos, disminuyendo la capacidad de la aleación de tener memoria. Se ha demostrado que la aleación en este estado sigue mejor la trayectoria de los conductos radiculares curvos.
8. No existe hasta el momento ninguna lima o sistema mecanizado considerado el mejor, es decir, ninguno puede suplir todas las expectativas y necesidades ya que presentan diferentes características particulares.
9. Los protocolos clínicos y los parámetros adecuados de trabajo se siguen perfeccionando y reduciendo a medida que se siguen introduciendo nuevos instrumentos en el mercado.

IV. BIBLIOGRAFÍA

1. Murray P, A Concise Guide To Endodontic Procedures. Editorial Springer. EE. UU. 2015: 137.
2. Perdigao J, Restoration of Root Canal-Treated Teeth An Adhesive Dentistry Perspective. Editorial Springer. EE. UU. 2016: 31-32.
3. Olivi G, De Moor R, Di Vito E. Lasers in Endodontics. Scientific Background and Clinical Applications. Editorial Springer. EE.UU. 2016: 40-41.
4. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. Endodontic Topics. Noviembre 2013; 29, 3-17.
5. Leonardo M., Leonardo R. Tratamento de Canais Radiculares: Avancos Técnicos e biológicos de uma Endodontia Minimamente Invasiva em Nível Apical e Periapical. 2ª edicao. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo. 2017: 220-233.
6. Villena H., Terapia pulpar en endodoncia. 2ª edición. Ed. Médica Ripano. Madrid 2012: 276-361.
7. Gutmann L, Lovdahl P. *Soluções Em Endodontia - Prevenção, Identificação e Procedimentos* - 5ª Ed. Editorial Elsevier. Rio de Janeiro. 2012: 195-206.
8. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Endodontic Topics. Setiembre. 2013; 29, 42-54.
9. Lima, M Endodoncia – Ciencia y Tecnología. Editorial Amolca. Sao Paulo. 2016: 195, 215-217.

10. Torabinejad M, Walton R, Fouad A. Endodontics. Principles and Practice. 5^a Edition 2015. Elsevier Saunders. EE. UU. 2015: 220-221.
11. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33(4): 297-310.
12. Gutiérrez JF, Cajamarca DC, Monroy JC. Alteraciones de la estructura de la lima primaria posterior a su uso. *Univ Odontol.* 2015 Jul-Dic; 34(73): 29-36. <http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.uo34-73.aelp>
13. Leonardo M., Leonardo R. Endodoncia: Conceptos biológicos y Recursos Tecnológicos. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo. 2009: 258-267.
14. Peters OA, de Azevedo Bahia MG, Pereira ES (2017) Contemporary Root Canal Preparation. *Innovation in Biomechanics. Dent Clin North Am.* Enero. 2017; 61(73): 37-58.
15. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* Enero 2012; 38(1): 105-7.
16. Lopes H., Gambarra-Soares, T, Elias, CN, et al. 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: 516-520.
17. Lopes, H., Siqueira J. Endodontia - Biología e Técnica. Editorial Elsevier. 4^a edicao Sao Paulo. 2015: 547-550.
18. Gao Y, Gutman j, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of Profile Vortex Rotary Instruments. *J Endod.* Setiembre 2015; 38(3): 398-401.

19. Correa B, Ormiga F, Pineda M, Tadeu R, Corrêa, Camargo B, Gusman H. Influence of heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments on Apical Preparation a Micro-Computed Tomographic Study. Diciembre 2015; 41(12): 398-401.
20. Topcuoglu H, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. J Endod. Junio 2016; 42(6): 969-971.
21. Ninan E, Berzins D. Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. Enero 2013; 39(1): 101-104.
22. Seago S, Bergeron B, Kirkpatrick T, Roberts M, Himel V, Sabey K. Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium rotary files. J Endod, Noviembre 2015; 41(5): 725-728.
23. Lima, M. Endodoncia - De la Biología a la Técnica. Editorial Amolca. Colombia. 2009: 129, 147-149.
24. Lopes H, Elis C, Viera M, Vieira V, Chaves L, Lopes A. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. J Endod. Junio 2016; 42(6): 965-968.
25. Hong J, Ryeng S, Versluis A, Shun.Pan G, Woon J, Cheol H. Elastic Limits in Torsion of Reciprocating Nickel-Titanium Instruments. J Endod. Mayo 2015; 41(5): 715-719.
26. Joviano E, Diniz A C, Lopes V, Peters O, Guiomar de Azevedo M. Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. J Endod. Enero 2015; 41(1): 67-71.
27. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo D. Cyclic Fatigue Resistance of 3 Different Nickel-Titanium Reciprocating Instrumens in Artificial Canals. J Endod. Junio 2015; 41(6): 913-915.

28. Davut I, Emin M, Ertas H, Hakan B. Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of 5 Different Rotary Pathfinding Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-wire, and Controlled Memory Wire. J Endod. Junio 2015; 41(4): 535-537.
29. Shen Y, Coil J, Mo A, Wang Z, Hieawy A, Yang Y, Haapasalo M. Wave One Rotary Instruments after Clinical Use. J End. Febrero 2016; 42(2): 186-189.
30. Viñuela V. HyFlex CM, HyFlex EDM. Canal Abierto. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile N°32. Octubre 2015; www.socendochile.cl
31. Webber J, Shaping Canals with Confidence: WaveOne Gold Single-File Reciprocating System. Roots International Magazine of Endodontology. 2015; 20(1): 34-40.
32. Steinfort K. Nuevas Aleaciones. WaveOne® Gold: La nueva apuesta de Dentsply Sirona. Canal Abierto. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile N°35. Abril 2017 www.socendochile.cl
33. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance Of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod Setiembre 2014; 40(9): 1451-1453.
34. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse D, Wang Z, Hieawy A, Haapasalo M. Cyclic Fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Files in Single and Double Curvatures. J Endod. Octubre 2015; 41(5): 1686-1690.
35. Shen Y, Zhou H, Coil J, Aljazaeri B, Buttтар R, Wang Z, Zheng Y, Haapasalo M. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. J End. Junio 2015; 41(5): 937-942.
36. VDW Disponible en: <https://www.vdw-dental.com/sortiment/produktdetail/reciproc-blue-feilen/>
Alemania 2017

37. Yáñez A. Nuevas Aleaciones Reciproc® Blue: “Una nueva lima, aún mejor” Canal Abierto. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile N°35 Abril 2017 www.socendochile.cl
38. VDW GmbH. Reciproc®blue User Guide. 1º Edición. Setiembre 2016. www.vdw-dental.com
39. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. J Endod. Marzo 2017; 43(3): 462-466.