



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TRATAMIENTO ENDODÓNTICO EN PACIENTE
ADOLESCENTE CON SISTEMA V-TAPER 2H. CASO CLÍNICO.

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

BRENDA CAMACHO ACOSTA

TUTORA: Mtra. MARÍA EUGENIA VERA SERNA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A mis padres, por su amor, comprensión, y apoyo, durante toda mi vida. Su gran ejemplo, experiencia y sabiduría, ha guiado mis actos y decisiones. Les tengo el más grande amor y aprecio. Gracias por toda la paciencia en este camino y el que aún nos falta.

A mi hermana menor Lizbeth, por su amor y paciencia diaria, eres mi más grande apoyo y motivo diario.

A mis abuelos, por sus consejos y cuidados llenos de amor, por ser un pilar fundamental de mi vida.

A mis compañeros y amigos de la facultad que me han acompañado en este camino, el compañerismo y retroalimentación fue fundamental en esta etapa de crecimiento y aprendizaje.

A todos mis profesores de esta universidad, por transmitirme por sus conocimientos, experiencia, interés y pericia en su importante labor. Tuve la grata experiencia de realizar el Diplomado Multidisciplinario del adolescente, el cual me enriqueció y fortaleció académicamente. Agradezco a mis profesores del Diplomado, por su gran aportación de conocimiento y experiencia. En especial a mis asesores del diplomado, María Eugenia Vera y Marcos Antonio Rodríguez Bravo, por su paciencia, asesoría y consejos en la realización de este trabajo; por dejarme ver más allá de su labor, y encontrar sabiduría y bondad en sus ideas.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por todas las experiencias y aprendizajes que he ganado a través de estos años.

Por mi raza, hablará el espíritu.

ÍNDICE

ÍNDICE	3
INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	6
ANTECEDENTES	7
1. PROPIEDADES INHERENTES DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS	11
1.1 RESISTENCIA MÉCANICA	11
1.2 FUERZA	11
1.3 FLEXIBILIDAD	12
1.4 RÍGIDEZ	12
1.5 ELASTICIDAD	13
1.6 DEFORMACIÓN ELÁSTICA	13
1.7 DEFORMACIÓN PLÁSTICA	14
1.8 PLÁSTICIDAD	14
1.9 FRAGILIDAD	14
1.10 RESILIENCIA	15
1.11 TENACIDAD	15
1.12 DUREZA	15
1.13 RESISTENCIA A LA ABRASIÓN	15
2. PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS DE NÍQUEL - TITANIO EN ENDODONCIA	16
2.1 COMPONENTES DE LAS LIMAS	18
2.1.1 CONICIDAD	19
2.1.2 ESTRÍAS	20
2.1.3 LAND	20
2.1.4 ÁNGULO HELICOIDAL	21
2.1.5 SUPERFICIE RADIAL	23

2.1.6 PITCH	23
2.1.7 DISEÑO DE LA PUNTA	24
2.1.8 ALIVIO DE LA SUPERFICIE RADIAL.....	25
2.1.9 ÁREA DE ESCAPE.....	25
2.1.10 ÁNGULO DE CORTE	26
2.1.11 SECCIÓN TRANSVERSAL	26
2.1.12 MEMORIA DE FORMA.....	26
2.1.13 FLEXIBILIDAD	27
2.1.14 FATIGA CÍCLICA.....	27
2.1.15 FATIGA TORSIONAL.....	28
2.2 TRATAMIENTOS TERMOMÉCANICOS	29
2.2.1 FASE R	29
2.2.2 M-WIRE	29
2.2.3 ELECTROPULIDO	30
2.2.4 IMPLANTACIÓN DE IONES.....	31
2.2.5 CM WIRE.....	31
3. SISTEMA V-TAPER	32
3.1 PROPIEDADES	34
3.2 DISEÑO	35
3.3 CONICIDAD	36
3.4 SECUENCIA Y TÉCNICA DE USO	36
3.5 VELOCIDAD Y TORQUE	36
3.6 VIDA ÚTIL.	36
3.7 CASO CLÍNICO	37
DISCUSIÓN	42
CONCLUSIONES.....	43
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	44

INTRODUCCIÓN.

Los instrumentos de Níquel Titanio han facilitado y diversificado las técnicas empleadas en el tratamiento de conductos radiculares. Desde su desarrollo en la Marina Estadounidense en los años sesenta, las investigaciones y la mejora de las propiedades de esta aleación no han cesado. Los avances en la endodoncia se ven reflejados en tres principales características: En el mejoramiento e investigación de los materiales empleados, las técnicas de preparación del sistema de conductos radiculares y el diseño de los instrumentos.

El níquel titanio tiene fases cristalográficas que le brindan propiedades muy útiles como la memoria de forma, superelasticidad, resistencia a la corrosión, flexibilidad y biocompatibilidad. Los instrumentos rotatorios de NiTi proporcionan ventajas en el tratamiento endodóntico como rapidez y seguridad.

En los últimos años, se han hecho investigaciones en las formas cristalográficas del NiTi, y se les ha añadido tratamientos térmicos y de superficie, lo que ha mejorado las propiedades de esta aleación. Los tratamientos térmicos son generados por el fabricante en intervalos específicos de temperatura; la investigación de estos intervalos ha logrado modificar sus propiedades físicas, convirtiéndola en una aleación versátil en su manufactura.

SS. White introdujo al mercado el sistema V-Taper 2 en el 2012 y posteriormente, el sistema V-Taper 2H 2017, éste último con tratamiento térmico patentado, el cual es el objeto de estudio de este trabajo con aplicación clínica.

OBJETIVO

Realizar una revisión bibliográfica y aplicación clínica del sistema V-Taper 2H de SS. White, y conocer las ventajas de los tratamientos térmicos que se han incorporado a los sistemas rotatorios de níquel titanio en los últimos años.

ANTECEDENTES

En 1938, Edward Mayard (Fig. 1)¹ fue el primero en crear un instrumento endodóntico a partir de un muelle de reloj. Su finalidad era conformar y limpiar los conductos en sentido apico-coronal. ¹

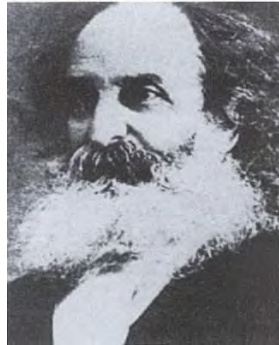


Fig.1 Edward Mayard

En la década de los años 50, los instrumentos endodónticos estaban hechos con acero carbono, y de manera muy empírica. ¹

El norteamericano, John I. Ingle (Fig. 2)², en 1955, aportó a sus investigaciones que los instrumentos de endodoncia debían tener una estandarización, con un aumento secuencial en sus diámetros, con numeración, y con un diámetro en la punta activa. ¹



Fig. 2 John I. Ingle

En 1958, durante la Segunda Conferencia Internacional de Endodoncia en Pensilvania. Grossman, Ingle y Levine sugieren que los instrumentos y conos endodónticos, se fabricaran de acuerdo con parámetros y normas estandarizadas.

Gracias a todas estas pautas, Ingle en 1962, publica su primer trabajo acerca de la estandarización de los instrumentos endodónticos, y en el año 1962, la Asociación Americana de Endodoncia, acepta la sugerencia de Levine e Ingle de estandarizar los instrumentos, razón por la cual surge lo que hoy se le conoce como “International Standards Organization” (ISO).^{1,3}

En enero de 1976, la Asociación Americana de Estandarización (ANSI) y la Asociación Dental Americana (ADA), establecieron la “Especificación no. 28,” la cual presentaba normas para la fabricación de limas y ensanchadores, y después de 26 años de análisis y estudios, estas especificaciones fueron definidas y divulgadas, lo cual permitió que los instrumentos tuvieran especificaciones en su fabricación independientemente de su marca.^{1,3}

Gracias a estas especificaciones, Kerr Manufacturing, diseño los primeros instrumentos (Fig. 3)¹ tipo K.³

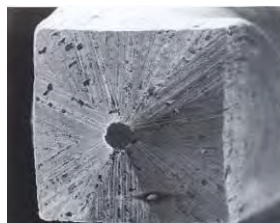


Fig. 3 Lima tipo K

La aleación de NiTi saltó a primer plano cuando se usó en el comenzando los años 60 por W. H. Buehler en un espacio programa del Laboratorio de Artillería Naval en Silversprings, Maryland, EE. UU. La aleación se llamaba Nitinol, un

acrónimo de elementos de los que se compone el material: Ni por níquel, Ti por Titanio y Nol por Naval Ordnance Laboratory. ³

Fue introducido en la odontología en 1971 por Andreasen Laet para crear alambres de ortodoncia.

La aleación de níquel-titanio (NiTi) se ha utilizado en la endodoncia durante casi 25 años y ha traído un gran avance en los tratamientos de conductos, desde que Walia et al. empleó un alambre de arco de níquel-titanio para fabricar una lima en 1988. ^{1, 4}

Los instrumentos NiTi, han ganado gran popularidad debido a su mayor flexibilidad, memoria y mayor resistencia a la torsión que los tradicionales de acero inoxidable, los instrumentos NiTi son más flexibles que el acero inoxidable y preservan mejor la anatomía del conducto con menos aberraciones del canal, como escalones, transportaciones de foramen apical o perforaciones. Sin embargo, la separación indeseable e inesperada de los sistemas endodónticos NiTi durante el tratamiento de conductos en la instrumentación causada por fatiga cíclica y/o la sobrecarga de torsión, sigue siendo una gran preocupación y un gran inconveniente en su uso clínico. ⁴

En la década del 2000, se buscó realizar estudios acerca de la metalurgia del NiTi y sus tratamientos termomécanicos, con la finalidad de mejorar la eficacia del NiTi. Se introducen nuevos conceptos en la el proceso de fabricación del NiTi y su metalurgia, como control de memoria, electropulido, M- wire e implantación de iones.

En el año 2012, SS White lanza al mercado el sistema V- Taper 2 rotatorio, con una aleación de NiTi convencional.

En el 2017, lanza al mercado el sistema rotatorio V- Taper 2H, con el diseño de su predecesor añadiendo en el la aleación CM-Wire patentada, el cual es el objeto de estudio de este trabajo.

1. PROPIEDADES INHERENTES DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS

Los instrumentos endodónticos, ya sean manuales o rotatorios, deben cumplir además de las reglas de estandarización ya antes mencionadas, propiedades mecánicas que ayuden a el clínico a realizar tratamientos óptimos y que, a su vez, disminuyan los accidentes durante el tratamiento de conductos. Estas propiedades son:

1.1 RESISTENCIA MÉCANICA

Es la propiedad física que representa la capacidad de un material para resistir fuerzas externas, estáticas o dinámicas, sin fracturarse. Depende del material del cual este fabricado y de su forma geométrica. ⁵

1.2 FUERZA

Es la acción que, al aplicarse a un cuerpo, cambia su estado de reposo o movimiento. Es una magnitud lineal. La fuerza que tiene el NiTi, favorece el diseño del instrumento, como el incremento secuencial o variable de las conicidades, que facilitan y agilizan el tiempo de trabajo dentro del sistema de conductos radiculares, y favorecen que el instrumento trabaje más en zonas más apicales. ⁵

1.3 FLEXIBILIDAD

Es la fuerza que provoca un doblamiento en un cuerpo. Esta característica es importante en los instrumentos rotatorios de Níquel Titanio, ya que influye en el resultado de propiedades de fatiga torsional y cíclica durante su uso. ⁸

La flexibilidad (Fig. 4)⁴ beneficia la conformación de los conductos, especialmente los más curvos. La flexibilidad hace que el instrumento se mantenga en el centro del canal, evitando transportaciones, al seguir mejor la anatomía del conducto. ⁸

La flexibilidad del Níquel Titanio es influenciada por la composición química, el tratamiento térmico, y su configuración geométrica. ⁹



Fig.4 Flexibilidad

1.4 RÍGIDEZ

Es la capacidad de un material para resistir las cargas y no deformarse, es lo opuesto a la flexibilidad. Los instrumentos de NiTi, necesitan rigidez y flexibilidad, y esta esta facilitada por su composición y metalurgia. La rigidez ayuda al instrumento a cortar las paredes dentinarias del conducto. ⁵

1.5 ELASTICIDAD

Machado la define como “La capacidad del material para sufrir deformaciones elásticas no permanentes”. Los instrumentos fabricados con NiTi, tienen grandes intervalos elásticos, haciendo que se deformen constantemente, sin presentar deformaciones. Esto es un riesgo, ya que el instrumento al estar expuesto a estas deformaciones constantes no presenta defectos ni cambios a simple vista, con la posibilidad de presentar fracturas en el mismo, sin previo aviso. La elasticidad de los instrumentos de NiTi comparada con los de acero inoxidable, es que los de NiTi pueden ser sometidos a deformación hasta un 10% y regresar a su forma original, y las limas de acero inoxidable solo pueden retornar si la deformación es igual o menor a 1%.⁵

1.6 DEFORMACIÓN ELÁSTICA

Es aquella donde los átomos del material cambian su posición por una carga aplicada y que, al cesar, los átomos regresan a su posición original. La deformación elástica solo persiste cuando en el material exista la carga y este tipo de deformación es proporcional a la tensión provocada. Todos los materiales tienen un límite para resistir una fuerza, y este es conocido como límite elástico.^{5,7}

En el caso de la aleación NiTi, esta recupera su forma cuando la carga es eliminada, a diferencia del acero inoxidable. Esta característica nos ayuda a seguir la anatomía del sistema de conductos radiculares.

La deformación elástica de la aleación Níquel Titanio se da por un cambio cristalino en su forma cristalográfica (vía martensítico) inducido por estrés.⁴

1.7 DEFORMACIÓN PLÁSTICA

Cuando la tensión aplicada al material vence a las uniones interatómicas, entonces el material sufre una deformación plástica y no regresa a su forma original. (Fig 5)^{4, 5,6}

La deformación plástica es irreversible.



Fig. 5 Deformación elástica de una lima rotatoria de NiTi

1.8 PLÁSTICIDAD

Machado la define como “la capacidad que tiene el material para sufrir deformaciones permanentes sin alcanzar la ruptura, conservado su integridad física”. La plasticidad es una fase que ayuda al estudio de los instrumentos, ya que entre más largo sea este periodo, menos defectos se generan en el mismo. Dependiendo de la fuerza que se le aplique al material, la plasticidad recibe el nombre de maleabilidad o ductilidad. ⁵

1.9 FRAGILIDAD

Capacidad de que tiene un material para resistir las cargas y no deformarse de manera permanente sin romperse. Es el concepto opuesto a la plasticidad.

Los instrumentos presentan un periodo de deformación antes de su fractura.

5,6

1.10 RESILIENCIA

Es la capacidad de un material ante una carga aplicada, de regresar a su forma original sin deformarse permanentemente. ⁷

1.11 TENACIDAD

Capacidad que tiene un material para sufrir deformaciones sin romperse. ⁵

1.12 DUREZA

Es la resistencia que tiene un material a ser rayado, desgastado o penetrado. La dureza en los instrumentos NiTi, ayuda a ampliar el sistema de conductos radiculares. ⁶

1.13 RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

Es la capacidad que tiene un material para no desgastarse por atrición. ⁵

2. PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS DE NÍQUEL - TITANIO EN ENDODONCIA

La aleación de Níquel titanio, usada en odontología, es considerada una aleación intermetálica, exótica y molecularmente equiatómica, ya que no sigue los preceptos convencionales de la metalurgia. La aleación níquel titanio, utilizada en los instrumentos endodónticos, contienen aproximadamente el 56% (en peso) de níquel y 44% (en peso) de titanio, con variaciones dependiendo del fabricante. La combinación resultante es una relación atómica uno a uno de los componentes mayores (Ni y Ti). En algunas aleaciones NiTi, un pequeño porcentaje de níquel (aproximadamente el 2%) puede ser sustituido por cobalto. Estas modificaciones alteran sus propiedades. ^{1,4}

Esta aleación ha demostrado ser un material biocompatible y resistente a la corrosión. ¹⁻⁴

La aleación NiTi estructuralmente tiene formas cristalográficas, con distintas fases (Fig. 6)³ y propiedades mecánicas, las fases cristalográficas son: austenítico, transformación y martensítico. ^{4, 6,10}



Fig. 6 Fases cristalográficas del NiTi

Castellucci define a las tres fases estructuralmente como: la fase austenítica, que tiene una forma cúbica centrada en el cuerpo enrejado. Es la fase más estable. ⁴

La fase martensítica tiene una estructura compacta hexagonal enrejado. Es la fase más inestable y dúctil. ⁴

La fase de transformación se compone de serie de fases intermedias que transforman uno en el otro, causando un movimiento de átomos en niveles cristalinos opuestos y paralelos; esto no implica una variación de la forma cristalográfica. ⁴

Cada fase cristalina tiene un intervalo específico de temperatura. La transición de una fase a la otra es posible solo dentro de un rango de temperatura que incluye aquellos al principio y al final de la transformación. Hay tres rangos de temperaturas importantes en este proceso, la primera es la temperatura al final de la transformación austenítica seguida de la temperatura al comienzo de la transformación martensítica y la última que es la temperatura al final de la transformación martensítica. ¹⁰

Al enfriar la aleación debajo del rango de temperatura de transformación, además de la modificación cristalina, también tenemos un cambio de sus propiedades físicas con un aumento en la maleabilidad (fase martensítica). Elevando la temperatura por encima del rango de temperatura de transformación. hay un regreso a la fase energéticamente más estable con un cuerpo red cúbica centrada (fase austenítica). ^{4,10}

Estos cambios de fase también pueden ser inducidos por la aplicación de estados de deformación, como ocurre con los instrumentos de endodoncia rotatorios de níquel titanio, durante su trabajo dentro del conductos radiculares.

Por lo tanto, la aleación de NiTi tiene un comportamiento no lineal mecánico. Esto significa que no hay una correspondencia proporcional (lineal) entre las tensiones. ^{4,10}

Las aleaciones de NiTi se caracterizan por una distorsión de tensión, correspondiente a las tres fases cristalinas: austenítico, transformación, martensítico. La fase más exitosa del Endodoncia NiTi instrumentos corresponde a la fase de transformación, donde tenemos el paso entre la fase cristalina más estable (el tipo austenítico), y la fase más inestable (el tipo martensítico), donde la aleación manifiesta importantes distorsiones que afectan en primer lugar en el rendimiento de la lima y luego en la fractura. ^{4,10}

En la fase de transformación, las características de superelasticidad aparecen. En esta fase las tensiones pueden aumentar mientras las tensiones permanecen constantes. La aleación puede deformarse en un rango bastante amplio, a diferencia del acero inoxidable, mientras que el daño por fatiga que permanece constante, y macroscópicamente no visible, siendo su principal inconveniente. ^{4,10}

2.1 COMPONENTES DE LAS LIMAS

El instrumento rotatorio de NiTi, presenta ventajas durante su uso clínico, como su flexibilidad, resistencia a la deformación plástica, conicidad variable, biocompatibilidad, control de memoria y eficacia en la conformación de conductos. El clínico debe conocer las características de los instrumentos, así como su diseño para tomar mejores decisiones a la hora de la selección de este.

2.1.1 CONICIDAD

Es el diámetro que aumenta en la superficie de trabajo de la lima desde su punta a el mango, se cuenta por milímetros. La conicidad la determina el fabricante. La mayoría de los sistemas expresa la conicidad con un porcentaje.
1,11

Anteriormente, los fabricantes ahusaban las limas al 2% cada 16 milímetros, siguiendo las normas ISO, sobre todo los de acero inoxidable. En la actualidad existen diversas conicidades, de conicidad variable y longitudes dependiendo de la marca. ^{1,11}

En los instrumentos rotatorios, se sigue el mismo principio, se fabrican con distintas conicidades, (Fig. 7)¹. En el mercado se encuentran disponibles limas rotatorias con conicidades de 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10, y 0.12 mm; gracias a esa gran conicidad, solo una porción de la parte activa del instrumento entra en contacto con la pared del conducto. La conicidad variable, funciona mejor en los instrumentos NiTi, ya que es una aleación flexible, y esto permite limitar su rigidez. ^{1,11}

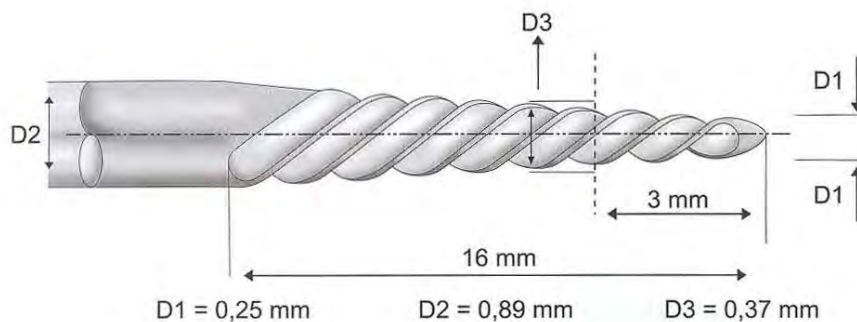


Fig. 7 Conicidad variable en instrumento NiTi

2.1.2 ESTRÍAS

Las estrías (Fig. 8)¹¹ son las depresiones en la superficie de trabajo de la lima que tienen la función de atrapar los restos de tejidos blandos y dentina que se va removiendo al efectuar el trabajo biomecánico.

Los fabricantes la forma de las estrías en su fabricación como su profundidad, ancho, configuración y acabado de su superficie, haciendo su diseño aumente su eficacia dependiendo del tipo de lima.¹¹

Cohen menciona que la superficie de mayor diámetro a continuación del surco (en la intersección de la estría con el surco), al girar forma el borde (cortante) guía, es también conocido como la hoja de la lima. Este borde cortante forma y arranca esquirlas de las paredes del conducto, al mismo tiempo que corta y desgarrar los tejidos blandos. Su eficacia depende del ángulo de incidencia o ataque y de la agudeza.^{1,11}

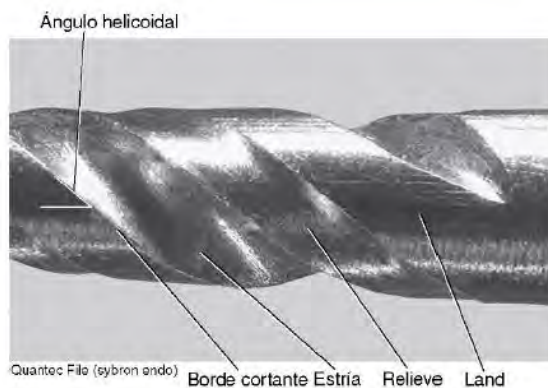


Fig. 8 Estrías del instrumento

2.1.3 LAND

La superficie que se proyecta axialmente desde el eje central en el extremo del borde cortante que queda entre las estrías se llama land o apoyo radial.

El land (Fig. 9)¹¹ es la zona que tiene contacto con las paredes dentinarias del conducto en la periferia de la lima. El land ayuda a generar menos fricción y disminuye la tendencia de la lima a enroscarse en el conducto, a generar transportaciones del conducto del canal, soporta el borde cortante y controla la profundidad del corte. La eficacia se determina por su posición relativa con el borde cortante oponente y su anchura. ^{1,11}

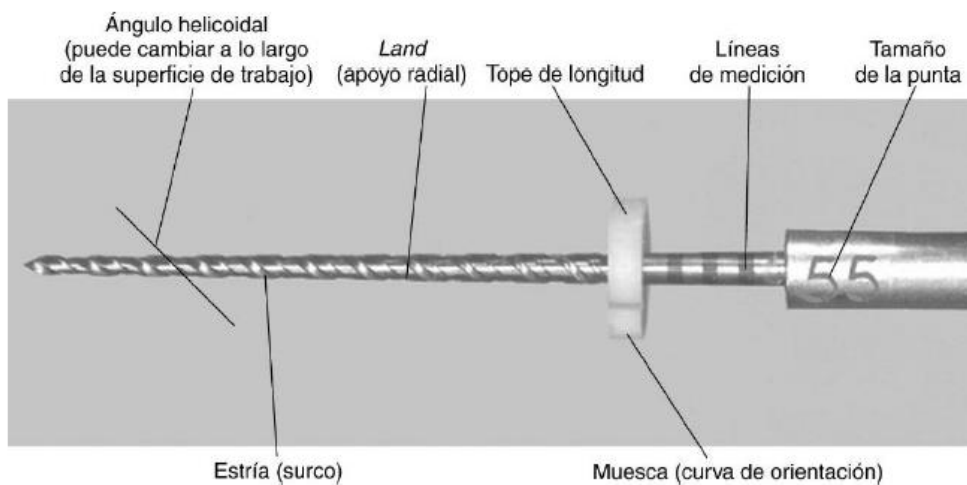


Fig. 9 Land

2.1.4 ÁNGULO HELICOIDAL

Es aquel ángulo (Fig. 10)¹ que se forma entre el borde cortante con el eje longitudinal de la lima en sentido transversal. Este ángulo retiene la dentina recolectada en las estrías del conducto. Si este ángulo en magnitud es mayor, el desgaste en las paredes dentinarias es más rápido. Este importante ángulo determina la técnica de limado a emplear. ^{1,11}

En los instrumentos rotatorios el ángulo helicoidal es de 35° en su mayoría, aunque algunos fabricantes han incorporado en sus diseños un ángulo helicoidal variable. ^{1,11}

Cohen describe que “si el ángulo formado por el borde guía y la superficie a cortar es obtuso, se dice que el ángulo de ataque es positivo o cortante. (Fig. 11)¹. Si este ángulo es agudo, se dice que es negativo o rasgador. Sin embargo, es posible que el ángulo de ataque no coincida con el ángulo de corte. El ángulo de corte o ángulo de ataque eficaz indica más bien la capacidad de corte de la lima y se determina midiendo el ángulo formado por el borde cortante y el radio, en una sección del radio perpendicular al borde cortante. Si las estrías de la lima son simétricas, el ángulo de ataque y el ángulo de corte son esencialmente iguales”. ^{1,11}

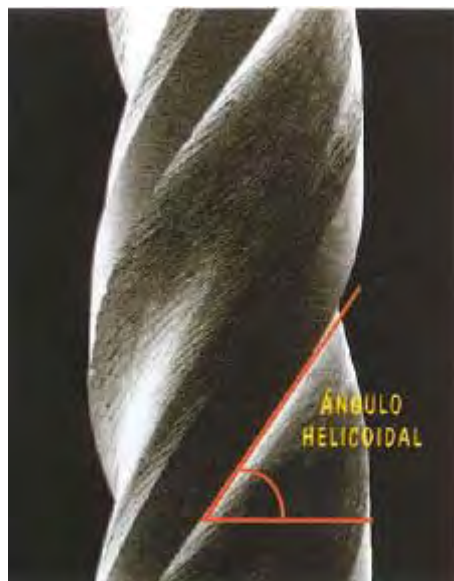


Fig. 10 Ángulo Helicoidal

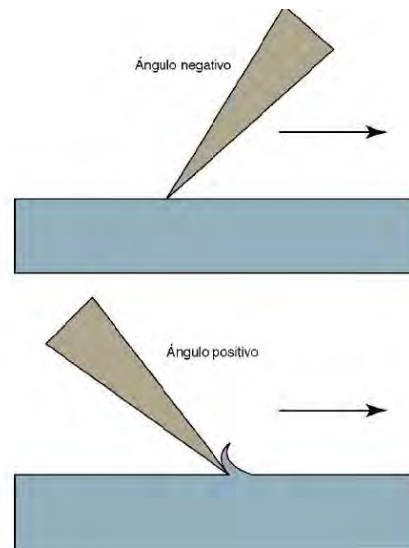


Fig. 11 Ángulos

2.1.5 SUPERFICIE RADIAL

Se le conoce también como radial land o guía lateral de penetración. Los instrumentos poseen secciones transversales diferentes. (Fig. 12)¹ por ejemplo, en la figura se muestra una lima tipo K.¹ Sobre esta superficie, existe un ángulo que detiene al instrumento de rotar cuando se ejerce sobre él presión apical, disminuyendo la posibilidad de que éste se separe. ¹.

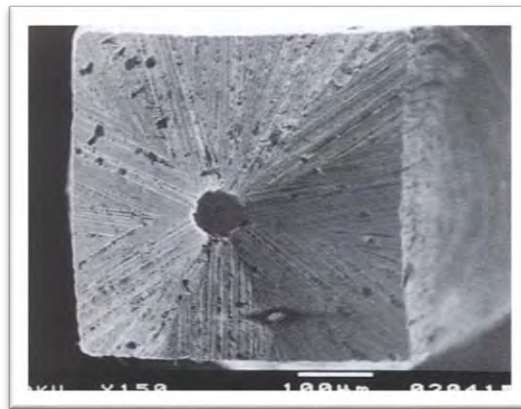


Fig. 12 Superficie radial, de una lima tipo K

2.1.6 PITCH

También se le conoce como distancia entre espiras. Se define como la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente; es la distancia entre puntos correspondientes en los que no se repite el mismo patrón. Entre menor sea el pitch (Fig. 13)¹ la cantidad de espirales será mayor, al igual que el ángulo helicoidal.

Cohen menciona que la mayoría de las marcas de limas tienen un pitch variable a lo largo de la superficie de trabajo. Su diámetro se incrementa desde la punta hasta el mango y la estría se vuelve de manera proporcional

más profunda, dando así una conicidad del núcleo diferente de la conicidad externa. ^{1,11}

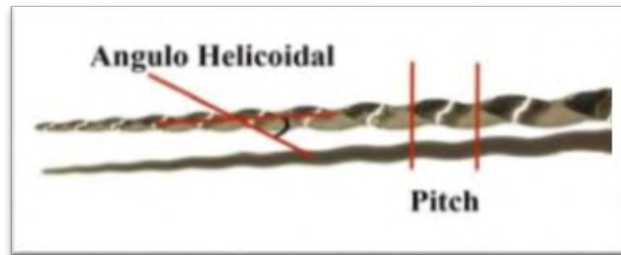


Fig. 13 Pitch

2.1.7 DISEÑO DE LA PUNTA

El diseño de la punta de una lima guía su trayectoria, su control, eficacia y la conformación de los conductos. Las puntas de los instrumentos se han clasificado como cortantes, no cortantes y de corte parcial. El ángulo y el radio del borde cortante guía y la proximidad de la estría hasta el extremo real de la punta son los que determinan la capacidad de corte de la punta. ^{1,11}

La mayoría de los sistemas rotatorios tienen una punta tipo Roane (Fig. 14) ¹ o Batt (inactiva). Gracias a esto, los sistemas rotatorios difícilmente transportan los sistemas de conductos radiculares. ^{1,11}

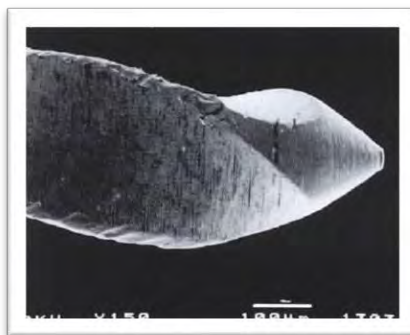


Fig. 14 Punta Tipo Roane

2.1.8 ALIVIO DE LA SUPERFICIE RADIAL

Los instrumentos rotatorios poseen un alivio a través de su sección transversal, que está en la intersección de las superficies de ataque, este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción. (Fig. 15)¹.^{1,11}



Fig. 15 Alivio de la superficie radial

2.1.9 ÁREA DE ESCAPE

Los instrumentos de níquel-titanio rotatorios a través de su sección transversal tienen surcos que actúan como área de escape (Fig. 16)¹ y sirven para recibir la limalla dentinaria, que se produce durante el trabajo biomecánico.¹

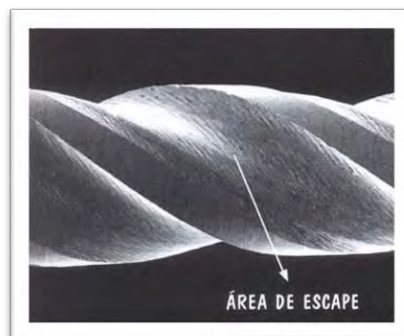


Fig. 16 Área de escape

2.1.10 ÁNGULO DE CORTE

También se le conoce como ángulo de ataque. Es el ángulo (Fig.17)¹ formado por la arista cortante de la lima y el radio de la lima cuando esta es seccionada perpendicularmente al borde cortante. Este ángulo indica la capacidad de corte del instrumento.¹¹

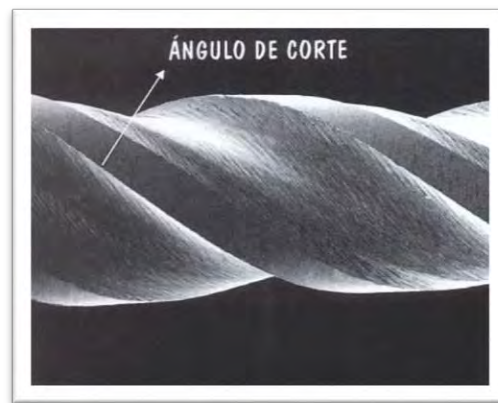


Fig. 17 Ángulo de corte

2.1.11 SECCIÓN TRANSVERSAL

Al seccionar imaginariamente transversalmente una lima rotatoria en su área de trabajo, la superficie expuesta es llamada sección transversal. Las secciones transversales más comunes en los instrumentos de NiTi son las triangulares, cuadrangulares y en forma de U.

2.1.12 MEMORIA DE FORMA

Castellucci define a la memoria de forma como “la propiedad que permite al níquel titanio de regresar a su forma original después de haber aplicado calor

y/o tensión”. La memoria de forma se debe a una transición entre una estructura de tipo austenita y martensita. ⁴

2.1.13 FLEXIBILIDAD

Permite la ampliación del conducto mientras se mantiene el instrumento centrado dentro del canal, causando menos cambios indeseables en la forma de los canales curvos.

Los instrumentos de NiTi pueden sufrir importantes deformaciones sin alcanzar sus límites elásticos y todavía vuelven a su forma original. La flexibilidad es influenciada por la composición química y el tratamiento térmico, así como la configuración geométrica. ^{1,6,9}

2.1.14 FATIGA CÍCLICA

Cuando el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, en la curva el instrumento se dobla y se fractura. La fatiga cíclica es la razón principal de la separación de los instrumentos rotatorios de NiTi. Esta se da cuando el instrumento está en ciclos repetitivos de tensión y compresión que provocan que la estructura se desestabilice y se separe. Es causada por esfuerzo y fatiga del metal. Se presenta con mayor frecuencia en instrumentos con un uso excesivo o incorrecto, o con defectos de fabricación. ¹⁰

Una característica de la fatiga cíclica es que los instrumentos de NiTi, no muestran defectos ni deformaciones macroscópicas en su superficie durante el ciclo, hasta que éste termina. ¹⁰

2.1.15 FATIGA TORSIONAL

La fractura torsional ocurre cuando una punta de instrumento u otra parte del instrumento es bloqueado en un canal mientras el mango continúa girando. También ocurre cuando la rotación del instrumento se frena lo suficiente en relación con su diámetro transversal. ¹¹

Cuando el límite elástico de aleación de NiTi del instrumento es excedido por el torque ejercido por el motor, fractura de la lima se vuelve inevitable. ¹⁰

2.2 TRATAMIENTOS TERMOMÉCANICOS

Los instrumentos de níquel-titanio requieren nuevos diseños para conseguir un mejor rendimiento a la hora del trabajo biomecánico. Las mejoras en la fabricación de los instrumentos níquel titanio en base a su fabricación han sido mecanismos como el electropulido en su superficie, la implantación de iones, y el tratamiento termomécanico para ser utilizados en rotación horaria continua por medios mecánicos, todos estos, mejorando las propiedades físicas de los instrumentos rotatorios de níquel titanio.

2.2.1 FASE R

Recientemente, SybronEndo presentó nuevos instrumentos elaborados por torsión, en vez de por torneado. La aleación en fase austenita se somete a un tratamiento térmico de calentamiento y enfriamiento, hasta alcanzar la fase R (romboédrica), previa a la fase martensita.¹¹

En la fase R los instrumentos se pueden torsionar. Terminada la torsión el instrumento es sometido a una serie de cambios térmicos para transformar la fase cristalográfica en austenita. Estos instrumentos son más flexibles y resistentes a la fatiga cíclica que los fabricados con las aleaciones clásicas. Las marcas comerciales que utilizan la Fase R son: Twisted Files y X3XF.¹¹

2.2.2 M-WIRE

La aleación de níquel-titanio M-Wire (Sportwire) recibe un tratamiento térmico y torsional que también mejora sus propiedades físicas. Aunado a esto, el mecanismo de fabricación aun es desconocido.^{9, 12}

Los instrumentos fabricados con estas propiedades son: GT Profile (Fig.18)⁴ y Vortex (Fig. 19)⁴ de Dentsply. Estos instrumentos tienen la bondad de ser más flexibles a la hora de la instrumentación y ser más resistentes a la separación y a la fatiga cíclica.¹⁰ (Fig. 20)⁴



Fig .18 GT Profile.



Fig. 19 Vortex

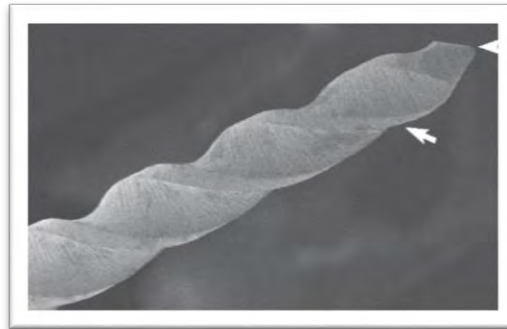


Fig. 20 Punta instrumento GT

2.2.3 ELECTROPULIDO

Es un tratamiento de superficie (Fig.21)¹⁴, en el cual el fabricante sumerge el instrumento en una solución altamente iónica con corriente eléctrica, eliminando así, la capa superficial del instrumento. ¹⁴

Este proceso elimina irregularidades (Fig. 22)¹⁴ en su superficie, que favorecen la fractura del instrumento, mejorando sus propiedades, sobre todo a la fatiga cíclica.



Fig. 21 Instrumento con electropulido

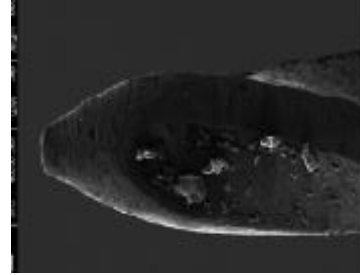


Fig. 22 Instrumento sin electropulido

2.2.4 IMPLANTACIÓN DE IONES

Consiste en un tratamiento de superficie de los instrumentos de níquel titanio, en el cual se implantan iones de nitrógeno en las capas externas del instrumento. Esto genera una capa superficial de nitruro de titanio que aumenta la eficiencia de corte en el instrumento, ya que incrementa la dureza de este y por lo tanto es más eficaz en su capacidad de conformación.¹⁵

2.2.5 CM WIRE

Las limas con control de memoria fueron introducidas a l mercado en el 2011, por Coltene Whaladent, con el sistema Hyflex. Su mecanismo de manufactura es desconocido y patentado.

Los fabricantes afirman que la flexibilidad y la resistencia a la fatiga, incrementan gracias al control de memoria.¹⁰

3. SISTEMA V-TAPER

El sistema V-Taper 2H (Fig. 23)¹¹, fabricado por la casa comercial SS White, es un sistema de limas rotatorias, con un proceso termomécanico patentado (CM-Wire) que les confiere una superelasticidad y resistencia a la fractura cíclica y torsional, en comparación a los instrumentos rotatorios convencionales.

El Sistema V-Taper 2H, presenta 12 instrumentos, (Tabla 1)^{fd} los cuales son el sistema V-Glide Path 2H, que viene en dos calibres 13(.03) y 17 (.04), el sistema de dos limas con conicidad.06 y calibre 20 y 25, y los calibres adicionales del kit, tienen calibre 22 (.07), 25 (.08), 30 (.06), 30 (.08), 35 (.06), 40 (.06), 45 (.06), 50 (0.6). El kit comercial solo contiene nueve limas mostradas en la Tabla 2^{fd}. En la montura tienen un anillo con la codificación de colores de la norma 28 ISO, a excepción del sistema V-Glide Path 2H. También tienen un tope de silicón codificado dependiendo de la conicidad, el verde para conicidad (.07), el negro para conicidad (.06) el gris para conicidad (.04) el azul para conicidad (.03) y el rojo para conicidad (.08), como se muestra en la tabla 1 y 2.



Fig. 23 Sistema V-Taper 2H

TABLA 1 DIÁMETRO, CONICIDAD Y LONGITUD DEL SISTEMA V-TAPER
2H^{fd}

<i>Lima (dm)</i>	<i>Conicidad</i>	<i>Longitudes disponibles</i>
13	.03	21,25,31 mm
17	.04	21,25,31 mm
20	.06	21,25,31 mm
25	.06	21,25,31 mm
22	.07	21,25,31 mm
25	.08	21,25,31 mm
30	.06	21,25,31 mm
30	.08	21,25,31 mm
35	.06	21,25,31 mm
40	.06	21,25,31 mm
45	.06	21,25,31 mm
50	.06	21,25,31 mm

TABLA 2 DIÁMETRO, CONICIDAD Y LONGITUD DEL KIT COMERCIAL V-TAPER 2H^{fd}

Lima	Conicidad	Longitudes disponibles
17	.04	21,25 y 31 mm
20	.06	21,25 y 31 mm
22	.07	21,25 y 31 mm
25	.06	21,25 y 31 mm
30	.06	21,25 y 31 mm
35	.06	21,25 y 31 mm
40	.06	21,25 y 31 mm
45	.06	21,25 y 31 mm
50	.06	21,25 y 31 mm

3.1 PROPIEDADES

El sistema V-Taper 2H mejora las propiedades de su predecesor, el sistema V-Taper 2, que estaba manufacturado con una aleación de Níquel Titanio convencional. El sistema V-Taper 2H, es un sistema rotatorio de Níquel Titanio CM-Wire.

Un par de estudios previos demostraron que los instrumentos rotatorios CM-Wire de Níquel titanio, tienen una resistencia superior a la fatiga en comparación con los instrumentos convencionales de Níquel titanio. ¹⁶

El fabricante menciona que es un sistema capaz de conservar la dentina cervical del conducto radicular, gracias a su diseño y conicidad. También, asegura que es un sistema seguro en su aplicación clínica, ya que su propiedad de superelasticidad les da una resistencia torsional y cíclica mayor a los sistemas rotatorios de Níquel titanio convencionales y facilita la instrumentación en conductos curvos preservando su anatomía. ^{17,22}

La casa comercial SS White, asegura que el sistema V-Taper 2H, requiere de dos a tres limas para realizar el trabajo biomécanico del conducto radicular, haciendo de él un sistema que disminuye los costos para el operador y el tiempo de trabajo.

3.2 DISEÑO

El instrumento está compuesto por un vástago, una montura con anillo de color, y la parte activa. El instrumento (Fig. 24)¹¹ V- Taper 2H, tiene una punta no cortante, un eje reducido, conicidad variable, un pitch variable, una sección transversal triangular y un ángulo helicoidal variable.¹⁷



Fig. 24 V-Taper 2H

3.3 CONICIDAD

Las conicidades que el sistema presenta en sus limas rotatorias son: .03, .04, .06, .07 y .08.

3.4 SECUENCIA Y TÉCNICA DE USO

- 1º Negociación del conducto con una lima tipo K no. 10 o 15.
- 2º Usar lima 17/.04 a 2 mm menos de la longitud aparente.
- 3º Establecimiento de la longitud de trabajo.
- 4º Trabajo de las limas consecutivas, en forma secuencial a valor de la longitud de trabajo.
- 5º La lima final será en función al caso.

3.5 VELOCIDAD Y TORQUE

Se utilizan a una velocidad de 200 y 400 revoluciones por minuto (RPM). Lo ideal es a 250 revoluciones por minuto y un torque de 2.6 a 3 newtons. ¹⁷

3.6 VIDA ÚTIL.

Tres conductos o cuando la lima no regrese a su estado original al aplicar calor.

3.7 CASO CLÍNICO

Paciente masculino de 19 años, aparentemente sano que se presenta a la clínica del Diplomado multidisciplinario del adolescente, remitido por la clínica de admisión, para realizar tratamiento de conductos en el diente 24.

A la exploración se encuentra asintomático con una obturación temporal y reincidencia de caries. Las pruebas de sensibilidad pulpar son negativas. En las pruebas periodontales, a la percusión vertical y horizontal es negativa, al sondeo normal y movilidad negativa. Radiográficamente (Fig. 26)^{fd} se observa, presenta un tratamiento previamente iniciado encuentra el periodonto apical engrosado, dos conductos radiculares, y un tratamiento previo iniciado. El diagnóstico pulpar es: diente despulpado y el periapical: periodontitis apical crónica. Se toman fotografías intraorales y extraorales. (Fig. 25)^{fd}

Se procede a realizar el tratamiento de conductos radiculares con el sistema V Taper 2H.



Fig. 25 Fotografías extraorales.



Fig. 25 Fotografías intraorales



Fig. 26 Radiografía inicial

Primera cita: Bajo anestesia supraperiódica y aislamiento absoluto, se retira obturación provisional, y se realiza el acceso cameral. Se localizan dos conductos, el palatino y el vestibular. (Fig. 27) ^{fd.}



Fig. 27 Acceso cameral

Durante el acceso se sella una perforación (Fig. 28)^{fd} con MTA en mesial en el tercio cervical. Se coloca un algodón con agua bidestilada para que termine de fraguar el MTA y provisit.

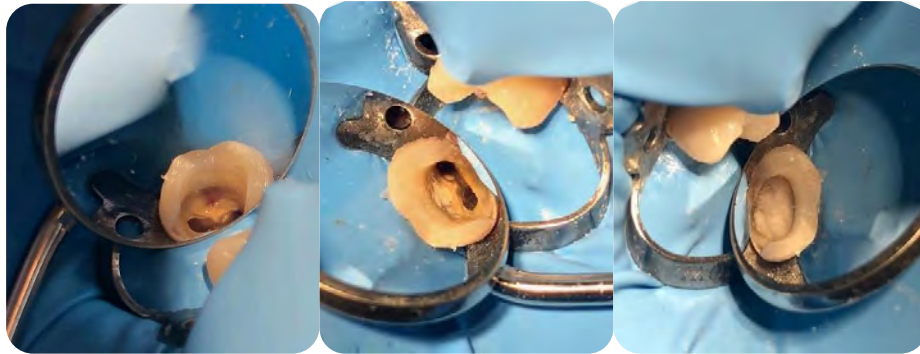


Fig. 28 Reparación de perforación

Segunda cita: Se procede a realizar conductometría asistida con localizador foraminal PIXI de Dentsply, dando la longitud real: conducto palatino 18.5 mm y conducto vestibular: 18.5 mm (Fig. 29).^{fd}

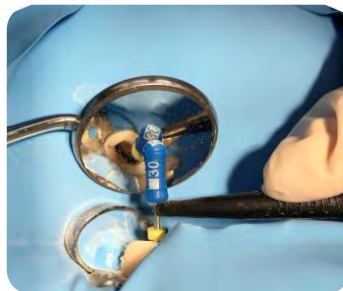


Fig. 29 Conductometría

Posteriormente se realiza instrumentación rotatoria con el sistema V-Taper 2H, con las indicaciones del fabricante e irrigación con NaCl al 5.25% entre cada lima. Se realiza protocolo de irrigación final activando los irritantes con ultrasonido durante 20 segundos, con solución fisiológica y EDTA al 17%. Se procede a la obturación (Fig. 30)^{fd}, la conometría fue la siguiente: Conducto vestibular: conicidad 0.55, conducto palatino conicidad 0.55.

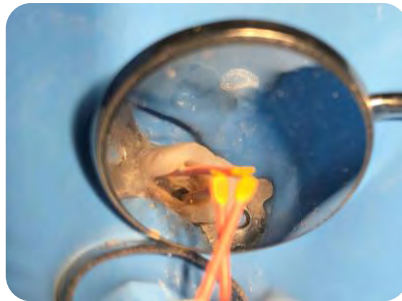


Fig. 30 Conometría

Se seca el conducto y se obtura con técnica lateral con ultrasonido. Se toma radiografía de prueba de obturación. (Fig. 31)^{fd}. Se coloca restauración provisional con provisit (Fig. 32)^{fd}, se toma radiografía final (Fig. 33)^{fd} y se da una cita para valoración.

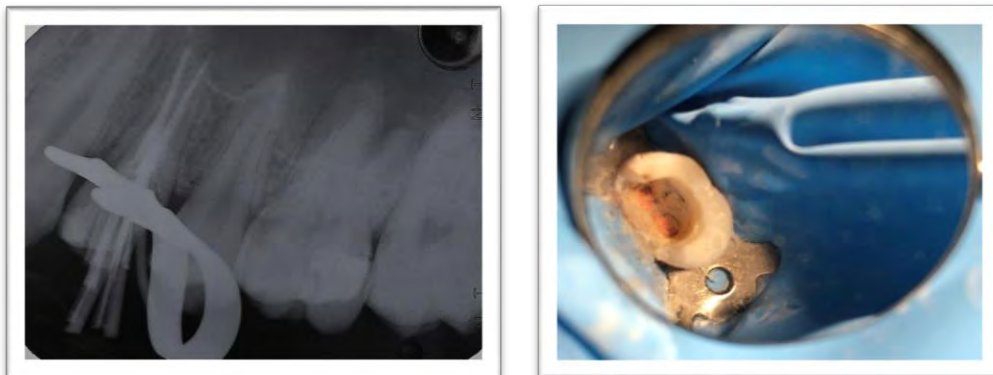


Fig. 31 Prueba de obturación



Fig. 32 Obturación Provisional

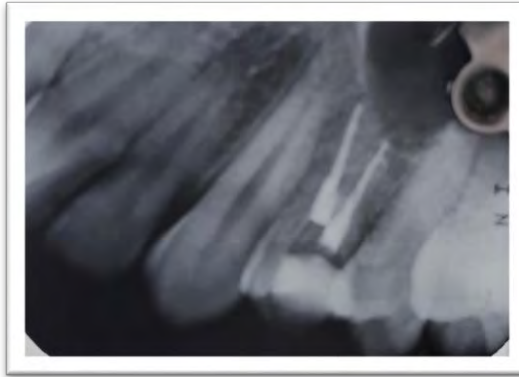


Fig. 33 Radiografía final

DISCUSIÓN

Estudios como el de Zhou en el 2013, han reportado que los tratamientos termomécanicos en los sistemas rotatorios de Níquel titanio, aumentan la resistencia cíclica y torsional de éstos, en comparación a los instrumentos rotatorios manufacturados con Níquel titanio convencional; también comparó sistemas rotatorios con CM, con sistemas con tratamiento M-Wire y de aleación NiTi convencional, y el control de memoria resultó más flexible y resistente a la fatiga cíclica. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments: An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. septiembre de 2013;29(1):42-54.

De acuerdo con Cohen, Los factores que afectan al pronóstico de la reparación de una perforación incluyen la localización de la perforación, el tiempo transcurrido antes de la reparación de la perforación, la posibilidad de sellar el defecto y la contaminación previa por microorganismos. En general, cuanto más apical sea la localización de la perforación más favorable será el pronóstico; sin embargo, sucede lo contrario para la propia técnica de reparación. Cohen S, Hargreaves KM, editores. *Pathways of the pulp*. 9th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2006. 1080 p.

En un estudio realizado en el 2016 realizado por Kusai Baroudi, se describió el exitoso uso de MTA en el manejo de las perforaciones debido a su capacidad de sellado, biocompatibilidad, efecto bactericida, radiopacidad y capacidad de uso en presencia de fluidos tisulares o sangre. A diferencia de a todos los estudios previos, Sinkar en el 2015 informó que MTA tiene numerosos problemas clínicos tales como un difíciles de manejo, y un tiempo de fraguado prolongado y posible decoloración. Saha S, Shrivastava R, Neema H, Saha M. Furcal perforation repair with MTA: A report of two cases. *JPFA* 2011; 25: 196-9

CONCLUSIONES

En el tratamiento de conductos radiculares, es indispensable realizar un buen trabajo biomecánico para favorecer el resultado de éste. Los instrumentos endodónticos, ya sean manuales o rotatorios, deben tener propiedades mecánicas que ayuden a el clínico a realizar tratamientos óptimos y que, a su vez, disminuyan los accidentes durante el tratamiento de conductos. El conocimiento de los instrumentos nos permite conocer sus propiedades y limitaciones.

El tratamiento termomécanico del sistema V-Taper 2H, le confiere al instrumento flexibilidad y seguridad en el tratamiento endodóntico. El diseño de los instrumentos favorece la conservación de la dentina en el tercio cervical radicular, ayudando a conservar la anatomía original del conducto radicular.

El uso de estos tratamientos, el estudio de las propiedades metalúrgicas y su investigación y aplicación clínica, mejorarán en las siguientes generaciones de instrumentos rotatorios de Níquel Titanio.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Leonardo MR, De Toledo Leonardo R. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Instrumentos de Níquel Titanio. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Latinoamérica; 2002.
2. Disponible en:
<https://www.aae.org/specialty/2017/10/25/remembering-dr-john-ingle/>
3. Canalda Sahli C, Brau Agudé E. Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas. 3ra. Ed. Barcelona, España: Editorial Masson; 2014.
4. Castellucci A. Endodontics. 1era ed. Vol. 2. Florencia, Italia: Il Tridente; 2004.
5. Lima Machado ME de. Endodoncia de la biología a la técnica. Venezuela: AMOLCA; 2009.
6. Barceló Santana F. Materiales Dentales. Conocimientos básicos aplicados . 3era ed. México: Trillas; 2010.
7. Macchi RL. Materiales dentales. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2007
8. Fukimori, Yohei & Nishijyo, Miki & Tokita, Daisuke & Miyara, Kana & Ebihara, Arata & Okiji, Takashi. (2018). Comparative analysis of mechanical properties of differently tapered nickeltitanium endodontic rotary instruments. Dental Materials Journal. 10.4012/dmj.2017-312.
9. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments: An overview of the

- mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. septiembre de 2013;29(1):42-54.
10. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*. febrero de 2013;39(2):163-72.
 11. Cohen S, Hargreaves KM, editores. *Pathways of the pulp*. 9th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2006. 1080 p.
 12. Chang SW, Shim KS, Kim YC, Jee KK, Zhu Q, Perinpanayagam H, et al. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files: Metallurgical characteristics of V taper and V taper 2H. *Scanning*. noviembre de 2016;38(6):564-70.
 13. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*. noviembre de 2009;35(11):1589-93.
 14. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of Electropolishing ProFile Nickel–Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *Journal of Endodontics*. febrero de 2008;34(2):190-3
 15. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi T, Condorelli G, Torrisi L. Wear of Nickel-Titanium Endodontic Instruments Evaluated by Scanning Electron Microscopy: Effect of Ion Implantation. *Journal of Endodontics*. septiembre de 2001;27(9):588-92.
 16. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. marzo de 2012;38(3):398-401.

17. Hallado

<http://www.sswhitedental.com/index.php/products/endodontics/v-taper2h/v-taper2h-v04-17-l31.html>.

18. Saha S, Shrivastava R, Neema H, Saha M. Furcal perforation repair with MTA: A report of two cases. JPFA 2011; 25: 196-9.

19. Pedulla E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande N, La Rosa G, Rapisarda E (2015) Torsional and cyclic fatigue resistance of a new Nickel-Titanium Instrument Manufactured by electrical Discharge Machining. Journal of Endodontics 42(1): 156-9

20. Braga LCM, Faria Silva AC, Bueno VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments. Journal of Endodontics. septiembre de 2014;40(9):1494-7.

21. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future: Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. Endodontic Topics. septiembre de 2013;29(1):3-17.

22. Shenoi PR, Luniya DA, Badole GP, Makade CS, Kubde R, Khode RT. Comparative evaluation of shaping ability of V-Taper 2H, ProTaper Next, and HyFlex CM in curved Canals using cone-beam computed tomography: An in vitro Study. Indian J Dent Res 2017;28:181-6.

23. Chaniotis, Antonis. (2016). Tactile controlled activation technique with controlled memory files. Endodontic Practice UK Chaniotis Antonis. Endodontic practice. 19. 14-21.

24. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. International Endodontic Journal. febrero de 2016;49(2):119-35.

25. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of Structure on Nickel-Titanium Endodontic Instruments Failure. Journal of Endodontics. agosto de 2001;27(8):516-20.

26. Fd. Fuente directa.

27. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*. noviembre de 2012;38(11):1535-40.
28. Scattina A, Alovisi M, Paolino DS, Pasqualini D, Scotti N, Chiandussi G, et al. Prediction of Cyclic Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Files by Virtual Modeling and Finite Elements Analysis. *Journal of Endodontics*. noviembre de 2015;41(11):1867-70.
29. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*. julio de 1996;22(7):341-5.
30. Almeida BC de, Ormiga F, de Araújo MCP, Lopes RT, Barbosa Lima IC, dos Santos BC, et al. Influence of Heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments on Apical Preparation: A Micro-Computed Tomographic Study. *Journal of Endodontics*. diciembre de 2015;41(12):2031-5.