



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TRATAMIENTO DE CONDUCTOS CON EL
SISTEMA HYFLEX® EDM COLTENE, EN
3D.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

BRUNO MARTÍNEZ MÉNDEZ

TUTORA: MTRA. FELÍCITAS GABRIELA FUENTES MORA

ASESORA: ESP. GRISEL BERENICE LÓPEZ LÓPEZ

Cd. Mx.

2019



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A Dios, por todas las oportunidades y porque nunca me ha dejado solo.

A mi Madre, por haber sido madre y padre, por ser quien es y como es, por haberme enseñado a no conformarme y a seguir adelante con lo que me propongo, por siempre cuidar de mí y estar a mi lado, porque siempre buscaste lo mejor para mí. Este logro es más tuyo que mío, mamá. Te amo.

A mis abuelos Jovita y Feliciano, gracias por todo lo que me dieron, sé que desde el cielo están cuidándome y guiándome.

A Fernanda, que siempre estás para apapacharme, para quererme y amarme. Por tu paciencia y amor, porque siempre has creído en mí y porque sé que podemos lograr muchas cosas juntos. Te amo, amor.

A mi Universidad, porque desde que entré por las puertas de Prepa 9 y posteriormente, las de mi Facultad nunca me has negado nada, por verme crecer y convertirme en quien soy, siempre estaré en deuda contigo. A todos mis profesores, a quienes han dejado huella en mí y me han formado como profesionalista.

A mi hermano Rubén, por todo tu apoyo y por quererme, nunca dudes que siempre estaré para ti y que te quiero. A mis primos Benjoseph, René, Alex y Saúl.

A Javier, Juan y Santos; gracias por estar en cada caída y ayudarme a levantar, en cada logro y enorgullecerse de mí y porque son los mejores amigos que puedo tener; a Ana, Octavio, Nandy y Quique, mi paso por la facultad no habría sido el mismo sin ustedes, vamos por más logros profesionales.

A Claudia y Martín, a Margarita y Juan, a mi tío Salvador y a Pablo, sus palabras, ánimos y enseñanzas siempre las tendré presente, gracias por cada minuto y consejo brindado. A Christian, Lucía, Silvana y Majo.

A la Clínica Dental Indiana, por darme la oportunidad de crecer en lo que me apasiona, por enseñarme tantas cosas, y en especial al Dr. René Jiménez, por ser el mejor jefe, maestro y amigo que la Odontología, en específico la Endodoncia, pudo haberme dado.

A la Dra. Gabriela Fuentes, por la guía, las palabras y el abrazo gentil, por su tiempo y dedicación en este trabajo, por animarme a seguir adelante y no conformarme con lo mínimo.

A la Dra. Grissel López, por el llamado de atención, por su paciencia y contribuciones que enriquecieron este trabajo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	7
OBJETIVO.....	9
1. ANTECEDENTES.....	10
1.1. Instrumentos manuales.....	11
1.2. Instrumentos rotatorios.....	15
2. PREPARACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.....	16
2.1. Objetivos biológicos.....	17
2.2. Objetivos mecánicos.....	17
2.3. Objetivos técnicos.....	18
2.4. Solución irrigante.....	19
2.5. Anatomía del sistema de conductos radiculares...20	
2.5.1. Curvatura.....	21
2.5.1.1. Análisis de las curvaturas.....	22
2.5.1.1.1. Método de Schneider.....	23
2.5.1.1.2. Método de Pruett.....	23
2.5.1.1.3. Método de Estrela.....	24
2.5.2. Istmos.....	25
2.5.3. Conducto en c.....	25
2.6. Microbiología del sistema de conductos radiculares.....	26
2.6.1. Microbiota del sistema de conductos radiculares en dientes vitales.....	27

2.6.2. Microbiota del sistema de conductos radicales en necrosis pulpares.....	29
2.6.3. Microbiota del sistema de conductos radicales en periodontitis apicales.....	31
2.6.4. Microbiota del sistema de conductos radicales en abscesos apicales agudos.....	31
3. CONFORMACIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO.....	33
3.1. Metalurgia.....	34
3.2. Sección transversal.....	35
3.3. Ángulo de corte.....	36
3.4. Ángulo helicoidal.....	38
3.5. Superficie radial.....	39
3.6. Área de escape.....	40
3.7. <i>Pitch</i>	41
3.8. Núcleo o masa central de la lima.....	42
3.9. Diseño de la punta.....	42
3.10. Calibre.....	43
3.11. Conicidad.....	44
3.11.1. Conicidad constante.....	44
3.11.2. Conicidad variable.....	45
3.12. Fractura de instrumentos.....	46
3.12.1. Fractura torsional.....	47
3.12.2. Fractura por fatiga cíclica.....	48
4. MOTOR.....	49
4.1. Revoluciones por minuto.....	49

4.2.	Torque.....	49
4.3.	Movimiento rotatorio horario continuo.....	50
4.4.	Movimiento reciprocante.....	50
5.	VARIANTES DE LA ALEACIÓN.....	51
5.1.	M-Wire.....	51
5.2.	Fase R.....	51
5.3.	CM.....	52
5.4.	Ni-Ti Blue.....	52
6.	SISTEMA HYFLEX EDM.....	53
6.1.	EDM (<i>Electrical Discharge Machining</i>).....	53
6.2.	Sección transversal.....	54
6.3.	Secuencia de los instrumentos.....	55
6.4.	Estudios de HyFlex EDM.....	56
7.	PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON EL SISTEMA HYFLEX EDM.....	60
7.1.	Obturación.....	60
	CONCLUSIONES.....	62
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	64

Introducción

El tratamiento del sistema de conductos radiculares tiene como objetivo la eliminación del agente etiológico mediante la preparación, limpieza y desinfección de este, teniendo como base el conocimiento de la anatomía radicular interna.

La morfología del sistema de conductos radiculares presenta principalmente en los dientes multirradiculares diversos grados de curvatura que han sido clasificados por su dirección y posición por Schneider, Pruett y Estrela.

Estas complejidades anatómicas han llevado al desarrollo de instrumentos de Níquel Titanio que permiten acceder a estos sistemas de conductos de una manera más segura, reduciendo el porcentaje de errores asociados al propio procedimiento, como la fatiga cíclica y la fractura por torsión, la disminución de tiempo y de instrumentos necesarios para llevar a cabo una conformación óptima del sistema de conductos radiculares.

La preparación biomecánica y el uso de soluciones irrigadoras forma una estrategia biológica esencial para desorganizar un biofilm presente en el sistema de conductos radiculares. Para poder llevar acabo esto también se han realizado cambios desde su metalurgia, diseño de punta, sección transversal, ángulo de corte y conicidad hasta la utilización de un motor con características que controle las revoluciones y el torque para esos instrumentos.

Aunado a estas variaciones en la conformación de los instrumentos, actualmente existen esfuerzos para mejorar sus características físicas, como lo son tratamientos térmicos. Hayashi reportó que el tratamiento de calor adicional a los sistemas NiTi puede mejorar su flexibilidad, esta mejora es atribuida al incremento en la proporción de fase martensítica, la cual se sabe es más flexible que la austenítica.

Un avance relevante dentro de esta aleación ha sido la implementación del mecanizado por descargas eléctricas (electro-discharge machining, EDM), el cual al ser un procedimiento sin contacto directo con el instrumento permite que este tenga una mayor resistencia a la fatiga cíclica y mejore sus características.

Objetivo

Describir las características del sistema rotatorio HyFlex EDM®, la secuencia correcta de los instrumentos para una adecuada conformación del sistema de conductos radiculares y las ventajas y desventajas al utilizar este sistema.

1. ANTECEDENTES

En 1838, Maynard (Fig. 1), creó el primer instrumento endodónico, ideado a partir de un muelle de reloj y desarrolló otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular.¹

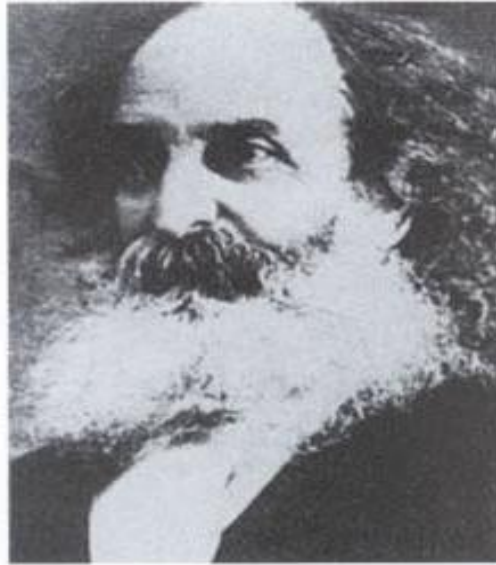


Fig. 1 Edward Maynard.

Los primeros instrumentos fueron fabricados a partir de un alambre de acero al carbono, que podía ser labrado para obtener instrumentos barbados, como las limas denominadas “cola de ratón” o facetado y torsionado a fin de obtener instrumentos con espiras, de diferente angulación o repetitividad, lo cual les confería distintas capacidades, de acuerdo con la cinemática empleada.¹

Hasta la década de los años 50, John Ingle logró la estandarización en el aumento secuencial de los diámetros, con nueva numeración y que representaran, en décimos de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos.¹

En 1976, mediante la especificación #28, la ADA (American Dental Association) publicó las primeras normativas para la fabricación de dos tipos de instrumentos endodóncicos: limas y escariadores tipo K).² (Fig. 2)



Fig. 2 Lima tipo K.

El objetivo de esta estandarización fue que, por medio de la codificación, cualquier endodoncista pudiera conocer las características del instrumento elegido. Además, se especificaron las características del alambre piramidal del cual se obtiene el instrumento, las de la punta y las longitudes de las partes activas de los vástagos metálicos, además de los índices de tolerancia de estos valores.²

En 1985, a partir de las publicaciones de J. Roane, comenzaron a generarse cambios más relevantes en el diseño y la fabricación de los instrumentos, que implicaron una serie de modificaciones radicales.²

1.1. Instrumentos Manuales

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir los nuevos instrumentos bajo los lineamientos de la estandarización, que fueron conocidos como instrumentos tipo K.¹

Inicialmente la fabricación de las limas endodóncicas se originaba de la torsión de un asta piramidal de acero carbono, siendo este metal sustituido después de 1961 por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades.¹

Dependiendo de la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación (triangular, cuadrangular, circunferencial), así como de la cantidad

de torsiones que en ella se imprimían se obtenían diferentes tipos de instrumentos (ensanchadores, limas tipo K y Hedström).¹

Para la clasificación de cada uno de los instrumentos al margen de la norma, se emplea una terminología específica, y se establecen puntos de referencia para determinar calibres, tamaños y proporciones.²

De acuerdo a la norma ISO 3060/1:2008, el instrumental endodóncico se clasifica en cinco tipos, en función del filo, conicidad y tamaño de la punta.^{2,4}

- Tipo 1: *Standard sized instruments (taper 2%)*. Instrumento estandarizado con conicidad 2%.
- Tipo 2: *Taper sized instruments (taper other than 2%)*. Instrumento con conicidad continua diferente de 2%.
- Tipo 3: *Shape sized instruments (arc shape)*. Instrumento con forma continua (corte arco).
- Tipo 4: *Non taper sized instruments (zero taper)*. Instrumentos sin conicidad (conicidad cero).
- Tipo 5: *Non uniform taper sized instruments (more than one taper)*. Instrumentos con conicidades múltiples (más de una conicidad).²

La parte activa del instrumento (Fig. 3), se inicia en su punta y se denomina D_1 , se extiende hacia el cabo y se finaliza en su base, denominada D_2 . El diámetro D_2 en la base de la parte activa debe medir 0.32 mm más que el diámetro D_1 , correspondiente a la parte activa, ya que el aumento standard de conicidad de D_1 para D_2 es de 0.02 mm por milímetro de la parte activa y su extensión debe ser, como mínimo, de 16 mm.^{1,4}

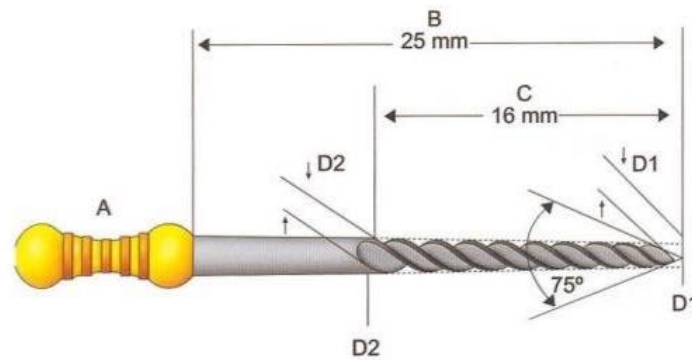


Fig. 3 Características del instrumento estandarizado.

Los instrumentos pueden tener longitudes totales de 21, 25, 28 y 31 mm.^{1,3}

La codificación en colores (Fig. 4), de los mangos plásticos facilita la identificación de los instrumentos, y se ofrece en el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la primera serie (15 a 40), la segunda serie (45 a 80) y la tercera serie (90 a 140), respectivamente.^{1,4}



Fig. 4 Sistema de estandarización por colores.

De tal forma, las principales características de los instrumentos estandarizados pueden resumirse en la siguiente forma:

- Construidos de acero inoxidable.
- Mango plástico colorido.
- Parte activa de 16 mm como mínimo.
- Aumento de conicidad standard, equivalente a 0.02 mm por milímetro de la parte activa.
- Aumento de diámetro de la punta de la parte activa (D_1/D_0), equivalente a 0.05 mm entre limas de #10 a 60.¹

Estas modificaciones técnicas trajeron consigo nuevas técnicas de tratamiento y perfeccionamiento en la conformación de la parte activa de los instrumentos.¹

Clem en 1969 destacó la importancia de la preparación en diferentes etapas durante la instrumentación de conductos radiculares atrésicos y curvos. Sugirió la utilización de solamente instrumentos de pequeño calibre en la porción apical del conducto radicular seguido de una preparación con retroceso progresivo y con un aumento en el diámetro de los instrumentos en sentido ápice/corona, preparación que denominó *Step preparation*, o sea preparación en escalones.¹

En 1974, Schilder recomendó un nuevo concepto de preparación de conductos radiculares caracterizándolo con dos palabras, *Cleaning and Shaping*. El objetivo de esta nueva preparación que incluye el uso de fresas *Gates Glidden*, se enfoca a una conformación de mayor diámetro en la conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical.¹

Marshall y Pappin, en el año de 1980, desarrollaron una técnica denominada *Crown Down Pressureless Preparation*, o sea, preparación corono-apical sin presión, con el objetivo de minimizar la extrusión de restos sépticos del conducto radicular a la región periapical, utilizando fresas Gates-Glidden y las limas de mayor diámetro inicialmente en los dos tercios coronarios del conducto radicular, utilizando a continuación, las limas de menor diámetro,

progresivamente, en sentido corono-apical (*Crown-down*), hasta alcanzar la longitud deseada, siempre complementadas por la irrigación copiosa.¹

En el año de 1985, Roane y cols. propusieron una nueva técnica denominada Fuerzas balanceadas, la cual consiste en que se rote la lima en sentido horario a las manecillas del reloj, de forma que la hoja del instrumento se atornille en la pared dentinaria y posteriormente una rotación en sentido antihorario de la lim con ligera presión hacia apical.^{1,5,6}

1.2. Instrumentos Rotatorios

En años recientes, los instrumentos rotatorios han tenido un gran auge, no solo por las características propias de su aleación Ni-Ti (Níquel-Titanio), sino porque cada casa comercial ha aportado innovadoras técnicas para el diseño de estos, especialmente en cuanto a dimensiones y conicidad.^{2,7}

A principios de los años noventa se comenzó a trabajar el alambre Ni-Ti de tal forma que adquiriera diseños más complejos en comparación con las tradicionales limas K de acero. Una de estas características fue la conicidad aumentada, crear limas con conicidad desde 0.04 hasta 0.12, manteniendo su flexibilidad y resistencia antes los conductos curvos.^{2,7}

Junto con el aumento de la conicidad, otra innovación fue la posibilidad de variar el diseño de la lima, tanto de sección transversal como la orientación de las espiras. Esto ha derivado en un aumento de la capacidad de corte y a la resistencia de cargas físicas, reduciendo el riesgo de fractura en las curvaturas del conducto radicular.^{2,7}

La principal limitación a vencer con estos sistemas es la resistencia al estrés, ya sea flexural o torsional, ya que la rotación continua genera una mayor carga en curvaturas acentuadas en comparación con las limas manuales, esto mismo ha motivado a la evolución de diseños para poder generar

características mecánicas que hagan a estos instrumentos más confiables y seguros.^{2,7}

El uso de sistemas rotatorios ha llevado a:

- Disminuir el tiempo de trabajo: el aumento en la eficacia de corte de los instrumentos y el uso de conicidad aumentadas han permitido que se utilicen menos instrumentos para lograr una adecuada conformación en menos tiempo.
- Simplificación de los procesos operativos: los procedimientos se vuelven más sencillos, al disminuir el número de instrumentos también disminuyen el número de posibles iatrogenias.
- Predictibilidad y eficacia del tratamiento: el irrigante puede actuar en zonas que antes eran de difícil acceso, gracias a que el aumento de conicidad permite que alcance diámetros transversales más adecuados y pueda haber una mejor limpieza del conducto.⁷

2. PREPARACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES

La preparación del sistema de conductos radiculares consiste en un procedimiento que combina recursos tanto mecánicos como químicos, con el objetivo de eliminar el contenido del interior del conducto radicular (tejidos, microorganismos y sustancias), que de permanecer dentro del conducto pueden alterar el estado de salud del órgano dentario y a su vez del individuo.⁸

Un acceso adecuado, visualización y un buen abordaje de los instrumentos en la zona de la cámara pulpar son necesarios para el inicio de un buen procedimiento, mientras que en los conductos radiculares se necesitarán instrumentos y técnicas de diferente índole para llevar a cabo el tratamiento.⁸

Los factores determinantes durante el tratamiento son dos: la compleja anatomía interna y la presencia de tejidos y/o microorganismos, estos a su vez determinaran la selección de técnicas, instrumentos y la utilización de recursos químicos, mecánicos y físicos en el procedimiento.⁸

Para tener una técnica de preparación óptima se debe tener en cuenta:

- Diagnóstico: Ausencia o presencia de vitalidad y/o de infección y sus características.
- Contenido del conducto radicular: Ya sean tejidos en estado de salud o con diversas patologías, microorganismos, sustancias derivadas de estos, materiales o residuos de diferentes orígenes.
- Anatomía de los conductos: El grado, el radio y la ubicación de las curvaturas, el tipo de sección transversal de los conductos, diámetro y dirección.
- Recursos disponibles: Las características de cada uno de los instrumentos, la elección de sustancias químicas irrigantes y los coadyuvantes de la instrumentación mecánica.⁸

2.1. Objetivos biológicos

Para tener una desinfección óptima, la forma de la preparación y la adecuada penetración del irrigante son factores esenciales. Schilder⁹ señala que los conductos deben ser preparados con una conicidad uniforme y continua. Se ha demostrado que cuando se irriga de forma pasiva, el líquido sólo alcanza 1 mm más allá de la punta de la aguja, por lo que es necesario que la aguja esté a mínimo 3 mm de la longitud de trabajo.⁵

2.2. Objetivos mecánicos

Se debe conformar el conducto de una forma centrada y completa, tratando de preparar todas las paredes que lo conforman, siguiendo su anatomía original, evitando toda clase de errores como deformaciones y perforaciones.

Otro objetivo mecánico importante es conservar la mayor cantidad de dentina posible, ya que Garala y cols.¹⁰ consideran que 0.3 mm es un valor crítico, pero no se ha establecido un grosor mínimo adecuado de las paredes radiculares.⁵

2.3. Objetivos Técnicos

El tamaño final de la preparación apical aún es objeto de controversia, al igual que la conicidad final de la preparación. Card y cols.¹¹ consideran que calibres a partir del #50 en adelante combinado con conicidades inferiores entre 2 y 5% resulta en una adecuada preparación. Por otro lado, Coldero y cols.¹² no encuentran diferencias en la selección de una lima de calibre grande o pequeño.⁵

En resumen, una conformación correcta debe comprender:

- Respetar la morfología de la luz del conducto preexistente.
- Conseguir paredes lisas y abordables en su totalidad.
- Mantener la posición original del foramen apical, sin transportarlo.
- Respetar el calibre inicial del foramen apical.
- Obtener un diámetro de ensanchamiento adecuado en cada zona del conducto.
- Proveer una preparación conservadora del tercio cervical del conducto.
- Lograr una conicidad continua y creciente de la luz del conducto, desde el límite apical hasta cervical.
- Mantener en apical el diámetro más estrecho de la preparación.
- Conservar en posición y diámetro la constricción apical, una vez terminado el procedimiento.
- Generar una constricción cuando esta no se halle presente debido a las condiciones anatómicas o anatomopatológicas.
- Mantener permeable el foramen apical.⁸

2.4. Solución Irrigante

Durante la preparación mecánica se reduce el número de microorganismos presentes en el conducto, pero sin eliminarlos por completo, pues los encontrados en el periápice y los remanentes en las partes inabordables del conducto pueden alimentarse de los fluidos y escombros tisulares que permanecen dentro del sistema, por lo que es necesario el uso de soluciones irrigantes.⁸

El objetivo de estas soluciones es el arrastre físico de las bacterias y escombros derivados de la preparación mecánica, y a su vez maximizar la desinfección del conducto radicular y facilitar la dilución de tejidos orgánicos.⁸

Ya que ninguna solución, por sí sola, puede cumplir con la totalidad de los requisitos solicitados, durante el abordaje se seleccionan diversas sustancias irrigantes y coadyuvantes, de acuerdo a las necesidades del caso en específico.⁸

Las sustancias que se utilicen deben presentar las siguientes características:

- Biocompatibles: Capaz de interactuar con tejidos orgánicos, sin causar daño o provocando pocas reacciones biológicas.
- Tensoactivas: otorgan una acción fisicoquímica que determina la disminución de la tensión superficial de los conjuntos polifacéticos.
- Humectantes: aumentan el contacto líquido con la fase sólida.
- Emulsionantes: favorecen la dispersión de las fases sólidas y líquidas insolubles en el medio líquido.
- Solubilizantes: aceleran la disminución de las fases sólidas y líquidas solubles en el medio líquido.

- Detergentes: facilitan la remoción de sustancias extrañas de superficies sólidas, capacidad de limpieza que aportan algunas soluciones acuosas.
- Espumantes: auxilian el fraccionamiento residual de sustratos.
- Antimicrobianas: proveen una capacidad antiséptica eficiente.⁸

A su vez el antimicrobiano ideal debe:

- Poseer una elevada actividad antimicrobiana aun diluido.
- Penetrar y ser activo en presencia de exudados, pus y sangre.
- Mantenerse estable en presencia de materia orgánica.
- Homogeneizarse de manera uniforme en el diluyente.
- Tener amplio espectro antimicrobiano.
- Ser microbicida.
- No dañar al hospedante.
- No modificar los tejidos vivos y volverlos antigénicamente activos.
- Presentar sustentividad farmacológica.
- Poseer baja tensión superficial.
- Ser compatible con otros productos.
- No perder actividad por temperatura, luz o pH.⁸

2.5. Anatomía del Sistema de Conductos Radicular

Dado que los conductos radiculares son espacios tridimensionales, es necesario considerar: por un lado, el calibre longitudinal que suele ser mayor en la zona cervical y decrece hacia apical, y zonas donde las paredes pueden converger, ser paralelas o ser divergir, y por el otro el calibre transversal, que no es constante a lo largo del conducto y varía con relación a la edad del paciente y el historial del órgano dentario.²

Jou y cols.¹³ describen las diferentes posibilidades de secciones transversales que los conductos pueden presentar en función de las dimensiones máximas y mínimas previas al trabajo biomecánico.²

- Redondo: Máximo ancho inicial de trabajo es igual a mínimo ancho inicial de trabajo.
- Oval: Máximo ancho inicial de trabajo es hasta dos veces mayor que el mínimo ancho inicial de trabajo.
- Elíptico: Máximo ancho inicial de trabajo es dos o más veces mayor que el mínimo ancho inicial de trabajo.
- Aplanado: Máximo ancho inicial de trabajo es cuatro o más veces mayor que el mínimo ancho inicial de trabajo.
- Irregular: No responde a ninguna de las morfologías anteriores.²

El ancho de trabajo es la dimensión horizontal del sistema de conductos antes y después de la instrumentación, desde la longitud de trabajo hacia cervical.²

Al comprender y tener en cuenta estos conceptos, se reduce el riesgo de subestimar el ancho mínimo de la LT y la consecuente limpieza incompleta de los conductos.²

2.5.1. Curvatura

Por lo general, los conductos distan de ser rectos o cilíndricos, la mayoría de las veces presentan curvaturas y aberraciones anatómicas que dificultan la determinación precisa del ángulo, el radio y la dirección antes del tratamiento.²

Ante la ausencia de un análisis preciso de las curvaturas por medio de imágenes preoperatorias, la flexibilidad de los instrumentos suele ser un modo de reconocimiento y abordaje seguro de la anatomía inadvertida, por lo que se sugiere determinar la longitud de trabajo y lograr la permeabilidad del foramen apical con limas de acero inoxidable de pequeño calibre.²

Se debe de tener en cuenta que la fatiga del instrumento es directamente proporcional al grado de la curvatura del conducto, que la capacidad de un instrumento de resistir a la fatiga es inversamente proporcional al cuadrado de su diámetro y que la fuerza de torsión necesaria para girar un instrumento es directamente proporcional a la cantidad de superficie de contacto con las paredes del conducto.²

Algunas de las clasificaciones de las curvaturas de los conductos radiculares emplean definiciones que combinan conceptos en función de su morfología, dirección y posición:

- Apical
- Gradual
- Forma de hoz
- Severa
- Moderada
- Recta
- Dilacerada
- Bayoneta²

2.5.1.1. Análisis de las Curvaturas

Las curvaturas presentan valores de ángulo y radio. El valor de radio define cuán cerrada es la curva independientemente de los grados. Esta flexión es determinante en la deformación sufrida por los instrumentos introducidos. Una forma sencilla de determinar el radio de una curva es trazar dos líneas y calcular la mediatriz de cada una. El punto de corte de las dos mediatrices corresponde al centro del arco y el ángulo formado por el arco constituye el radio de la curvatura.²

2.5.1.1.1. Método de Schneider

Consiste en trazar una línea paralela al eje largo del conducto que discorra dentro de él la mayor longitud posible, y luego otra línea que se dirija desde el foramen apical hasta el punto de intersección de la primera línea con la pared cóncava del conducto. De esta manera, queda constituido un ángulo en dirección apical, al que se denomina ángulo de la curvatura. (Fig. 5) Su amplitud medida en grados clasifica a las curvaturas en:

- Rectas: 5° o menos
- Moderadas: 10° a 20°
- Severas: 25° a 70° ²

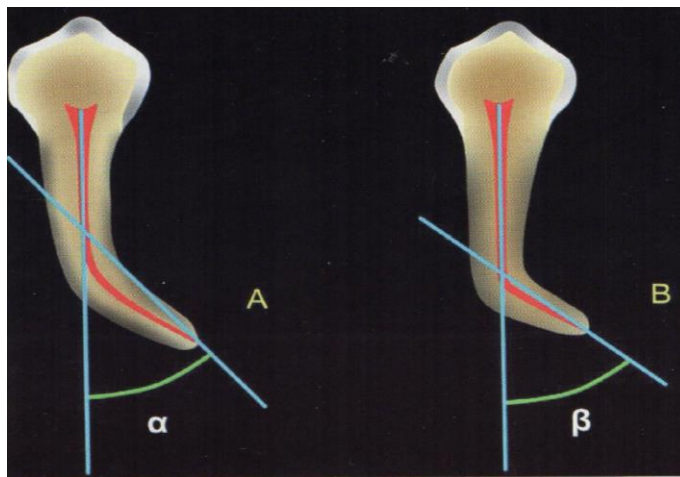


Fig. 5 Método de Schneider

2.5.1.1.2. Método de Pruett

Consiste en la medición del ángulo y el radio de la curvatura. Se trata de trazar una línea a lo largo del eje largo de la porción recta coronal del conducto que discorra dentro de él la mayor longitud posible, y después otra línea a lo largo del eje longitudinal de la parte recta apical del conducto. La porción curva del conducto está representada por una circunferencia con tangentes en estos dos puntos; el ángulo de curvatura es aquel formado por líneas perpendiculares

marcadas desde los puntos de desviación que se intersectan en el centro de la circunferencia. La longitud de estas líneas, expresada en milímetros, determina el valor del radio de la curvatura.²(Fig. 6)

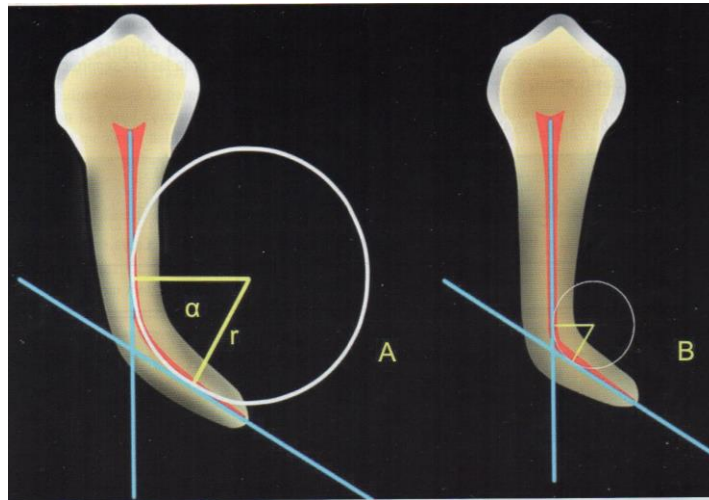


Fig. 6 Método de Pruett

2.5.1.1.3. Método de Estrela

Se deben trazar dos semirrectas de 6mm cada una. La primera representa la continuidad de la zona apical del conducto con respecto a la curva, y la segunda acompaña la dirección del conducto en el tercio medio hacia cervical. De la segunda semirrecta se consideran solo los primeros 6mm en esa dirección. Desde el punto medio de cada una de ellas (3 mm), se trazan dos perpendiculares que van a intersectarse en un punto llamado “circucentro”. La distancia entre el circucentro y el centro de cada semirrecta es el radio de la circunferencia, que determina la magnitud de la curva.²

- Radio Pequeño: r menor o igual a 4mm (curva severa).
- Radio Intermedio: 4 mm menor al radio menor a 8 mm (curva moderada).
- Radio Largo: r menor a 8mm (curva leve).²

2.5.2. Istmos

Los istmos consisten en variaciones anatómicas, en raíces que contienen dos o más conductos radiculares. Se definen como pasajes estrechos con tejido pulpar que mantienen comunicados los conductos principales.²

Estos espacios constituyen un sitio propicio para la proliferación bacteriana, por lo que es necesario, que el irrigante alcance esta zona.²

Según la clasificación de Hsu¹⁴:

- Tipo I: Istmo incompleto. Tenue comunicación entre dos conductos.
- Tipo II: Istmo completo. Dos conductos con una conexión definida entre ellos.
- Tipo III: Istmo completo entre dos conductos, muy corto.
- Tipo IV: Istmo completo o incompleto entre tres o más conductos.
- Tipo V: Istmos marcados por dos o tres conductos abiertos, sin conexiones visibles.

2.5.3. Conducto en C

Estos conductos son producto de una aleta o de una red que conecta los conductos radiculares individuales, y que indica la existencia de una hendidura continua entre ellos, con una curvatura desde el plano mesolingual hasta el vestibular, y alrededor del plano vestibular en sentido distolingual. Pueden presentarse independientes, fusionados, con un foramen propio o unido al conducto principal, continuos, o con forma de C únicamente en el tercio apical.²

Es importante evitar la sobreinstrumentación de este tipo de conductos ya que existe una mínima cantidad de dentina entre las superficies externa de la raíz y el sistema del conducto, lo cual incrementa la probabilidad de perforaciones laterales.²

Según Wei, se clasifican de la siguiente forma:

- Categoría 1: Conductos en C completa o fusionados. Conductos completos sin ninguna separación.
- Categoría 2: Conductos simétricos. Dos o más conductos simples discretamente separados, simétricos en tamaño y continuidad hasta el ápice.
- Categoría 3: Conductos en semicolon, punto y coma, o asimétricos. Conductos en forma de C en los que se observa dentina separando el conducto distal del vestibular o lingual.²

2.6. Microbiología del SCR

Las bacterias son uno de los principales factores etiológicos por el cual se necesita realizar un tratamiento de conductos, y existen diversas vías de entrada hacia la cavidad pulpar.¹⁵

- Túbulo dentinarios: Las bacterias en el interior avanzan más por división que por desplazamiento autónomo. El número de bacterias varía entre 10^3 y 10^8 por conducto radicular. Estudios moleculares demuestran la presencia de una media de 10 a 20 especies o filotipos por conducto infectado.⁵
- Defectos de sellado marginal: Una de las principales causas del fracaso del tratamiento de conductos es la filtración marginal, ya sea por el retraso en restaurar definitivamente la cavidad de acceso, por una fractura en la restauración o por un mal sellado marginal.¹⁵
- Infección periodontal: La relación que guarda el tejido conectivo pulpar con el tejido conectivo periodontal hace que una infección pulpar pueda desencadenar una infección periodontal secundaria y a la inversa, bacterias localizadas en el periodonto pueden trasladarse por los

conductos accesorios o foraminas laterales e iniciar una infección pulpar.¹⁵

- Traumatismos: Durante traumatismos que causan fractura coronaria y afectan esmalte y dentina, los túbulos dentinarios quedan expuestos y esto puede resultar una vía para la entrada de bacterias a la pulpa, esto cobra mayor importancia si se toma en cuenta que en niños los túbulos tienen un diámetro mucho más grande.¹⁵

2.6.1. Microbiota del SCR en Dientes Vitales

Los productos tóxicos enzimáticos, metabólicos y otros de origen bacteriano se diseminan por el líquido dentinario y alcanzan la pulpa antes que los propios microorganismos. La principal fuente energética nutritiva de las bacterias son los fluidos hísticos, residuos de descomposición pulpar y el plasma. (Fig. 7) Una vez que los glúcidos se han agotado, la metabolización de los aminoácidos es la única fuente de energía disponible y utilizada por bacterias anaerobias del género *Porphyromonas*, *Prevotella*, *Fusobacterium*, *Eubacterium* y *Peptostreptococcus*. La transformación anaerobia de la microflora se establece porque la destrucción del tejido conectivo por bacterias aerobias y anaerobias facultativas da origen a nutrientes utilizados en el metabolismo de las bacterias estrictamente anaerobias.¹⁵

Cámaras abiertas 25-30% anaerobios	Cámaras cerradas 70-80% anaerobios
<i>Streptococcus viridans</i>	<i>Veionella parvula</i>
<i>Staphylococcus epidermidis</i>	<i>Prevotella spp</i>
<i>Corynebacterium spp</i>	<i>Peptostreptococcus spp</i>
<i>Haemophilus parainfluenzae</i>	<i>Porphyromonas spp</i>
<i>Streptococcus mitis</i>	<i>Fusobacterium spp</i>
<i>Campylobacter rectus</i>	<i>Eubacterium spp</i>
<i>Capnocytophaga spp</i>	

<i>Staphylococcus aureus</i>	
<i>Escherichia coli</i>	
<i>Candida albicans</i>	

Tabla 1. Microflora de los conductos en dientes vitales.¹⁵

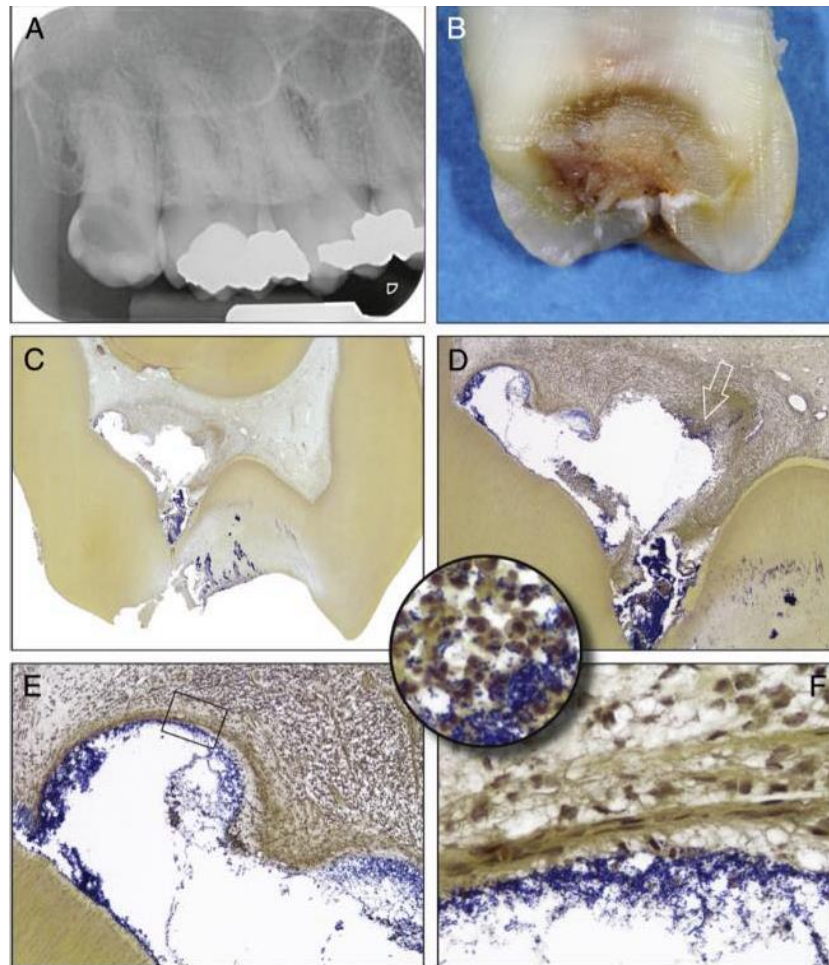


Fig. 7 (A y B) Tercer molar superior con pulpitis irreversible, clínica y radiográficamente. (C) Corte histológico en el que se observa la cámara pulpar. (D) Vista más detalla donde se observa la colonización bacteriana. (E y F) Se observa una acumulación de bacteria y células polimorfonucleares.⁴⁰

2.6.2. Microbiota del SCR en Necrosis Pulpares

Debido a la baja tensión de oxígeno y potencial de óxido-reducción disminuido, el microclima se vuelve anaerobio. Esto lo aprovechan las bacterias para formar infecciones polimicrobianas, dentro de las cuales se encuentran anaerobios estrictos, anaerobios facultativos o microaerófilos.¹⁵

En los conductos necrosados se aíslan un promedio de 6 especies bacterianas, aunque en una infección aguda pueden aislarse de 12 a 15 especies. A pesar de que el grado de destrucción hística condiciona la mayor o menor prevalencia de bacterias anaerobias dentro del conducto, el estado de la corona clínica es un factor importante ya que en coronas cerradas o con una cavidad pequeña predominan los microorganismos anaerobios en un 95%, mientras que en cavidades muy grandes alcanzan entre el 60 y 70%.¹⁵

Fabricius y cols.¹⁶ observaron que el porcentaje de bacterias anaerobias está directamente relacionado con el tiempo de exposición, ya que aislaron entre un 50 y 55% de anaerobios en 7 días, 85% a los 70 días, 95% a los 3 meses y 98% a los 3 años.

Además, Nair¹⁷ por medio de microscopía electrónica, observaron que la mayoría de las bacterias colonizan la luz del conducto, agrupándose en el entramado de fibras y restos hísticos. Asimismo, pueden adherirse a las paredes de la dentina y dependiendo de su tamaño penetrar por los túbulos dentinarios.

<i>Streptococcus</i>	<i>mitis, milleri, oralis, intermedius, mutans, sanguis, constellatus.</i>	Gram +
<i>Enterococcus</i>	<i>faecalis, faecium.</i>	
<i>Staphylococcus</i>	<i>aureus, epidermidis.</i>	
<i>Corynebacterium</i>	<i>xerosis.</i>	
<i>Lactobacillus</i>	<i>catenaforme, minutus.</i>	

<i>Actinomyces</i>	<i>odontolyticus, israelii, meyeri, viscosus.</i>	
<i>Propionobacterium</i>	<i>acnes, propionicus.</i>	
<i>Eikenella</i>	<i>corrodens.</i>	Gram -
<i>Capnocytophaga</i>	<i>ochracea.</i>	
<i>Actinobacillus</i>	spp.	
<i>Campylobacter</i>	<i>rectus, sputorum, curvus.</i>	
<i>Candida</i>	<i>albicans, glabrata, guilliermondii.</i>	
<i>Geotrichum</i>	<i>candidum</i>	

Tabla 2. Bacterias Aerobias y Anaerobias Facultativas en Necrosis Pulpares.¹⁵

<i>Peptostreptococcus</i>	<i>micros, anaerobius, prevotii, magnus, assacharolyticus.</i>	Gram +
<i>Peptococcus</i>	spp.	
<i>Veillonella</i>	<i>parvula.</i>	Gram -
<i>Eubacterium</i>	<i>alactolyticum, lentum, timidum, brachy, nodatum.</i>	Gram +
<i>Porphyromonas</i>	<i>gingivalis, endodontalis.</i>	Gram -
<i>Prevotella</i>	<i>intermedia, nigrescens, oralis, oris, buccae, melaninogenica.</i>	
<i>Mitsoukella</i>	spp.	
<i>Fusobacterium</i>	<i>nucleatum, necrophorum, fusiformis, varium.</i>	
<i>Selenomonas</i>	<i>sputigena.</i>	
<i>Treponema</i>	<i>denticola, socranski, pectinovorum, vincentii.</i>	

Tabla 3. Bacterias Anaerobias en Necrosis Pulpares.¹⁵

2.6.3. Microbiota del SCR en Periodontitis Apicales

Las bacterias de los conductos radiculares con afectación periapical se encuentran aisladas del tejido de granulación por la intensa presencia de leucocitos o de células epiteliales del foramen. Sin embargo, diversos autores han demostrado la presencia de bacterias en el seno del tejido inflamatorio periapical. Baumgartner y Falkler¹⁸ aislaron un 68% de bacterias anaerobias estrictas, en los últimos 5 mm apicales de conductos con lesiones periapicales.

Entre las bacterias que se han encontrado están:

- *Treponema denticola* (68%)
- *Porphyromona endodontalis* (61%)
- *Tannarella forsythia* (58%)
- *Pseudoramibacter alactolyticus* (56%)
- *Dialister pneumosintes* (55%)
- *Porphyromona gingivalis* (45%)
- *Propionibacterium propionicus* (36%)
- *Treponema socranskii*¹⁹

2.6.4. Microbiota del SCR en Abscesos Apicales Agudos

En los abscesos apicales se establece un desequilibrio entre los microorganismos y las defensas del hospedador, a favor de los primeros. La evolución es rápida y con dolor intenso, tumefacción periapical y/o celulitis, y esto es provocado porque el ápice es incapaz de reabsorberse a medida que se incrementa la formación de pus.¹⁵

Las lesiones agudas son la consecuencia de un sinfín de asociaciones sinérgicas y antagónicas entre diversas especies bacterianas. Los microorganismos anaerobios son predominantes en un 70 a 90%, entre los que destacan *Fusobacterium* spp, *Peptostreptococcus* spp, *Eubacterium* y *Pseudoramibacter*.¹⁵

Siqueira y cols.²⁰ mediante sondas de ADN y técnicas de hibridación ADN-ADN, detectaron en muestras de pus obtenido de abscesos periapicales agudos:

- *Tannerella forsythia* (30%)
- *Porphyromonas gingivlis* (30%)
- *Prevotella intermedia* (22%)
- *Prevotella nigrescens* (22%)
- *Fusobacterium nucleatum* (19%)
- *Eikenella corrodens* (19%)
- *Porphyromonas endodontalis* (15%)

3. CONFORMACIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO

Las aleaciones Ni-Ti fueron desarrolladas para el uso industrial a principios de los años sesenta por el estadounidense Buehler, quien destacó características peculiares como la memoria de forma (SME, shape memory effect) y la superelasticidad (SE, Superelastic Effect). Los laboratorios navales son quienes le dan el término Nitinol a esta aleación.⁷

- SME (Shape Memory Effect): Este efecto se basa en el cambio de su estructura cristalina conocido como “transición martensítica de fases”. Se calienta el material hasta una temperatura tal en la que todo él se encuentre en fase austenítica, es posible generar la morfología deseada y mantenerla en la memoria de dicho material. Posteriormente el enfriamiento hasta lograr la transformación completa del material en estructura martensítica.²
- SE (Superelastic Effect): Esta asociado a la aparición de la fase martensítica, producto de la aplicación de una cantidad de estrés cuando la aleación se encuentra en fase austenítica, y a la reversión espontánea de la fase martensítica cuando se retira el estrés, ocasionando que el material vuelva a su forma original.²¹

Pueden sufrir deformaciones amplias reversibles en el campo elástico en virtud de una carga constante, no como consecuencia de un fenómeno de desplazamiento de los planos, sino a través de un cambio de la estructura cristalina.⁷

3.1. Metalurgia

En la aleación Ni-Ti existen tres fases:

- Austenítica: con estructura de retículo cúbico centrado, especialmente estable;
- Martensítica: con retículo hexagonal compacto, más dúctil pero también más inestable;
- Intermedia: denominada fase R o romboidal, es la fase de transición entre las dos anteriores, con una configuración cristalográfica trigonal y una orientación de los cristales diferente.^{2,7}

La aleación Ni-Ti en estado de reposo a temperatura ambiente se encuentra en la fase austenítica y en la intermedia R, pero si es sometida a cargas mecánicas, se modifica la fase cristalina. Al cesar la carga se obtiene la reconversión en la fase austenítica, la cual es más estable y resistente. En la fase martensítica la aleación es mucho más débil y puede fracturarse bajo cargas de menor magnitud.^{2,7}(Fig. 8).



Fig. 8 Esquema de Transformación de fases en una AMF (Aleaciones con Memoria de Forma).

Un requisito fundamental para que la transformación martensítica por esfuerzo se produzca en forma adecuada es que la carga sea constante. Es la pieza de mano la que satisface este requisito, a través de una velocidad y torque adecuados y preestablecidos. Sin embargo, es la anatomía compleja del interior del conducto la que hace que disminuya la rotación constante al ejercer fricción contra la lima.^{2,7}

3.2. Sección Transversal

Se trata del corte perpendicular al eje largo del instrumento y permite observar la distribución de las facetas y los modos en que éstas entran en contacto con la pared del conducto. (Fig. 9) El contacto entre el diámetro mayor del instrumento y la pared dentinaria determina el llamado ángulo de corte o barrido (*rake angle*).²

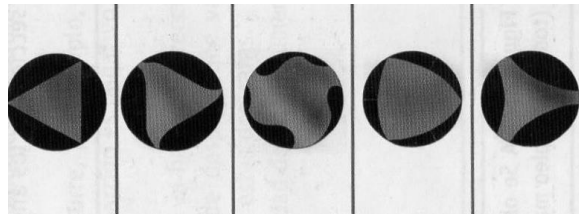


Fig. 9 Secciones Transversales.

La lectura de la sección brinda la información de la capacidad de corte del instrumento, la cual depende directamente de la cantidad de bordes cortantes, el tipo de fricción que realice el instrumento contra la pared del conducto, la presencia de áreas radiales de apoyo, y de la proporción de áreas de descombro, mejor conocidas como acanaladuras.²

Las secciones pueden ser cambiantes a lo largo del instrumento, con el doble propósito de mantener la flexibilidad y de realizar un tipo de corte más efectivo y seguro según la zona del conducto para la cual esté diseñado. Estas,

además, influyen en un mayor parámetro para definir el filo de un instrumento, aún más que los tratamientos que se le pueda dar a la superficie.^{2,22}

La sección resultante del corte perpendicular a la inclinación de las hojas de corte determina lo que llamamos ángulo de corte efectivo (*effective rake angle*) y es el mejor indicador de la habilidad de corte de una lima, ya que constituye el ángulo de incidencia real del instrumento sobre la pared dentinaria, el cual depende del ángulo helicoidal.²

3.3. Ángulo de Corte

El principal elemento de corte en un instrumento que gira lo constituye la zona de mayor diámetro- sea esta un filo o una superficie- que sigue a una espira o acanaladura. Su eficacia depende del ángulo de contacto de la zona de mayor diámetro con la pared, de la nitidez del corte que efectúa, y de la capacidad para desviar los chips de dentina de la pared del conducto y cortar los tejidos blandos.²(Fig. 10)

Si el instrumento se secciona perpendicularmente a su eje longitudinal, el ángulo de inclinación es el formado por el borde de ataque y el radio del instrumento. Sin embargo, este ángulo no equivale al ángulo de corte.²

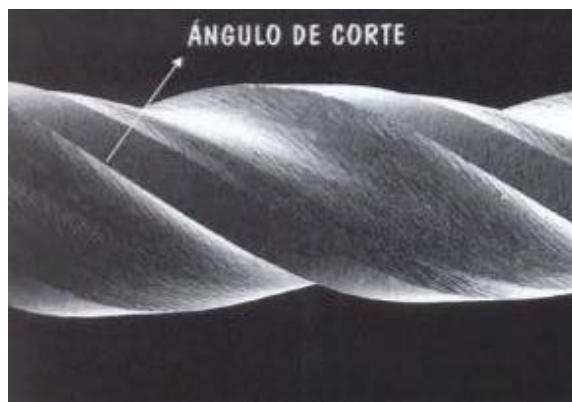


Fig. 10 Ángulo de Corte.

El ángulo de corte efectivo- es decir, el formado por el filo y el radio cuando el instrumento se secciona de forma perpendicular a la inclinación helicoidal del filo de corte- es un mejor indicador de la capacidad de corte de un instrumento.²

En algunos casos, un instrumento puede tener una hoja con un ángulo de inclinación negativo y un ángulo de corte positivo. Si las acanaladuras de los instrumentos son simétricas, el ángulo de corte y el ángulo de corte efectivo será esencialmente el mismo. Solo cuando las acanaladuras de los instrumentos son asimétricas, los dos ángulos son diferentes. En estos casos, mientras el ángulo de barrido es negativo, el ángulo de corte efectivo es ligeramente positivo.²

Las hojas de corte poseen dos caras y un borde. Una de ellas es la cara cortante, que va hacia la dirección de rotación y hace contacto con la estructura dentaria eliminada; la otra es la cara de despeje, que va a continuación del borde en rotación. El borde cortante se encuentra en la intersección de estas dos caras.²

De esta manera, se determinan tres ángulos importantes al momento de analizar la efectividad de un instrumento, los cuales determinarán su comportamiento durante el momento del trabajo:

- Ángulo de la cara cortante: es el determinado por la cara cortante y la línea que va desde el borde cortante hasta el eje del instrumento, y puede ser positivo o negativo. Es negativo si el radio se encuentra enteramente dentro de la hoja, y es positivo si la inclinación de la cara cortante es en sentido opuesto (el radio se ubica por fuera de la hoja).
- Ángulo del borde: Es el ángulo interno formado por las dos caras de la hoja del instrumento.
- Ángulo de despeje: Formado entre la cara de despeje del instrumento
- y una tangente a la trayectoria de rotación.²

3.4. Ángulo Helicoidal

Es el ángulo que resulta de la dirección del borde de corte con respecto al eje largo del instrumento. (Fig. 11) Este ángulo proporciona la facilidad de evacuación de desechos producidos durante el corte e influye en la velocidad de atornillado.^{1,2}

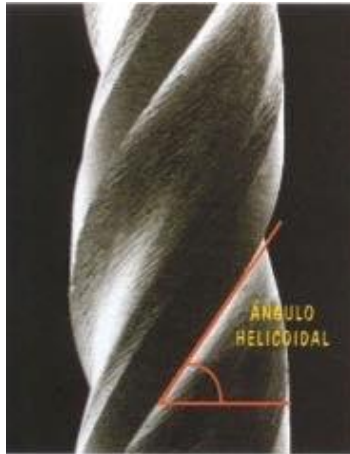


Fig. 11 Ángulo Helicoidal

Esta forma helicoidal propicia que solo un pequeño sector de los bordes cortantes de cada espira entre en contacto con la pared del conducto, en lugar de que todos los bordes de la espira actúen simultáneamente y, por lo tanto, antes de que el borde precedente haya finalizado su función, el siguiente borde ya comenzó a cortar, lo cual genera una acción mucho más uniforme en toda la rotación.^{1,2}

Otra función de este ángulo es que la hoja no realice el corte en ángulo recto, sino que lo haga efectuando rebanadas, generando menor fuerza para esta acción, lo que conlleva a un menor estrés de torsión.²

3.5. Superficie Radial

Se trata de una superficie entre las acanaladuras, paralela al eje largo central del instrumento, que incluye el borde del corte. (Fig. 12) La eficacia de esta superficie es determinada por su posición respecto al borde cortante y su anchura.²

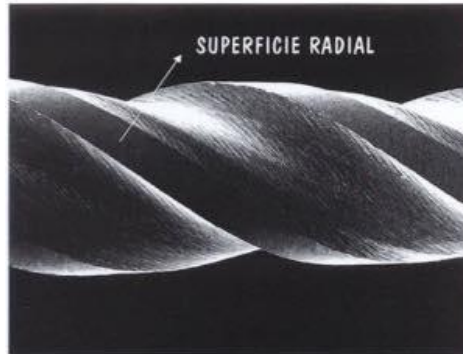


Fig.12 Superficie Radial

Dentro de las funciones de estas superficies se encuentran: reducen la tendencia del instrumento al atornillado, así como al transporte del conducto durante la preparación; disminuyen la propagación de microfisuras en su superficie causada por el estrés y brindan apoyo al borde y limitan la profundidad de corte.²

A menor tamaño de la superficie, el instrumento se acomoda mejor a las paredes del conducto, otorgando mayor seguridad ante las desviaciones, el transporte y la formación de escalones, pero si se ejerce presión hacia apical hay una mayor tendencia a trabarse; en cambio a mayor área, ésta tendencia disminuye.²

Como desventajas, estas superficies aumentan la fricción contra la pared, lo cual genera una mayor resistencia en el corte y un aumento del efecto abrasivo, ya que la fuerza resultante directa entre el contacto de la superficie radial y la pared del conducto es de abrasión. Además, estas superficies tienden a introducir el barrillo dentinario dentro de los túbulos.^{2,22}

Schäfer y col.²², observaron que instrumentos como Mtwo y RaCe, los cuales no poseen superficies radiales, demostraron tener una mejor limpieza del canal radicular que otros instrumentos que sí las poseen.

3.6. Área de Escape

Los instrumentos de níquel- titanio accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, localizadas entre los bordes de corte y los *radial lands*, con el objetivo de recibir las limallas dentinarias, consecuentes de la instrumentación del conducto radicular (Fig. 13). Con respecto al alma central, el área de escape puede tener forma cóncava, convexa, doble cóncava, en S itálica, recta o combinada, lo cual determina su profundidad.^{1,2}

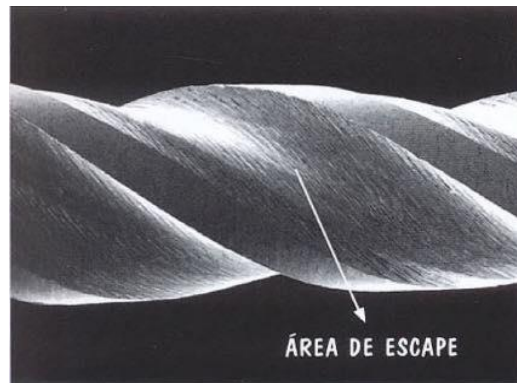


Fig.13 Área de Escape

La profundidad de esta se mide del diámetro externo de contacto de los bordes cortantes y el alma del instrumento y, esta medida está relacionada con la proporcionalidad de masa central del instrumento.²

Una mayor profundidad permite un aumento en la capacidad de descombro en las zonas diseñadas para la eliminación de grandes cantidades de tejido y es conveniente que esta profundidad aumente en dirección a la montura, para facilitar la salida de estos.²

3.7. Pitch

Se denomina así a la distancia entre un punto situado en el borde de corte y el punto correspondiente en el borde de corte siguiente dentro del patrón de repetición de diseño, a lo largo de la superficie de trabajo.²

A mayor número de espiras por unidad de longitud aumenta la tendencia del instrumento a atornillarse en el conducto, generando mayor estrés de torsión; mientras más sea el número de espiras que entran en contacto con la pared del conducto, mayor será el torque necesario, por lo tanto, el riesgo de fallo del instrumento irá en aumento.²

Se recomienda el uso de instrumentos con un pitch variable; de acuerdo a la disposición del espiralado, la eliminación de los restos será más o menos eficaz. También se debe considerar que un menor número de espiras por unidad de longitud, además de reducir el efecto de torsión, implican una disminución en la flexibilidad.² (Fig. 14 y 15)

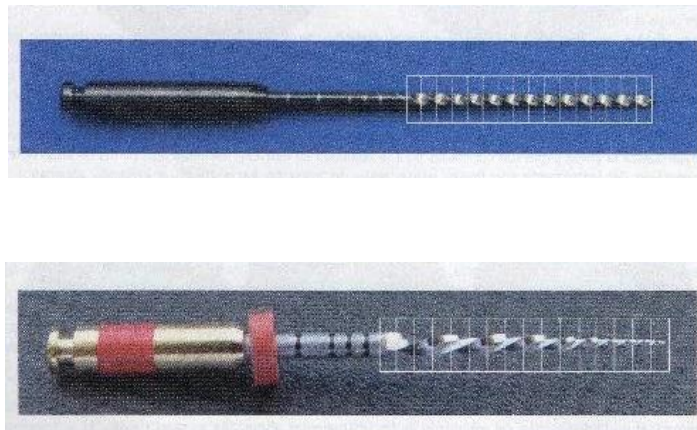


Fig. 14 y 15 Pitch constante y variable.

3.8. Núcleo o masa central de la lima

Se refiere al centro del instrumento, que al hacer un corte perpendicular al eje largo queda delimitado por la profundidad de las acanaladuras. Esta no ha sido torneada y se mantiene a lo largo de la parte activa en un mismo eje longitudinal. Puede hallarse centrada o no en la sección transversal del instrumento y, ser cilíndrica o cónica. Tanto la flexibilidad como la resistencia a la torsión están parcialmente determinadas por el diámetro del núcleo del instrumento.² (Fig. 16)



Fig. 16 Masa Centra en diferentes instrumentos.

La forma cónica del núcleo y la conicidad externa de la lima pueden ser diferentes, alterándose la relación proporcional entre el alma y la masa total del instrumento, de acuerdo a su diámetro a lo largo de la parte activa.²

Los instrumentos cuyo núcleo no se encuentra centrado tienden a que no haya un contacto simultáneo de todos los puntos de su sección con la pared del conducto en el momento del corte, con el objetivo de reducir el torque y mantener centrado el instrumento en la luz, generando una ondulación de viboreo del instrumento. A este movimiento se le conoce como ACP, el inglés “Alternating Wall Contact Points” (puntos alternados de contacto contra la pared).²

3.9. Diseño de la Punta

Situada en el extremo de la parte activa tiene la función de ampliar el conducto por acción del corte y guiar a la lima a través de la luz del conducto.²

Las puntas han sufrido modificaciones volviéndose inactivas, con el fin de guiar al instrumento sin que los ángulos marcados determinen zonas de desgaste en las paredes al trabarse contra la cara externa de las curvaturas, ya que esto pueden generar deformaciones en la preparación del conducto.² (Fig. 17).

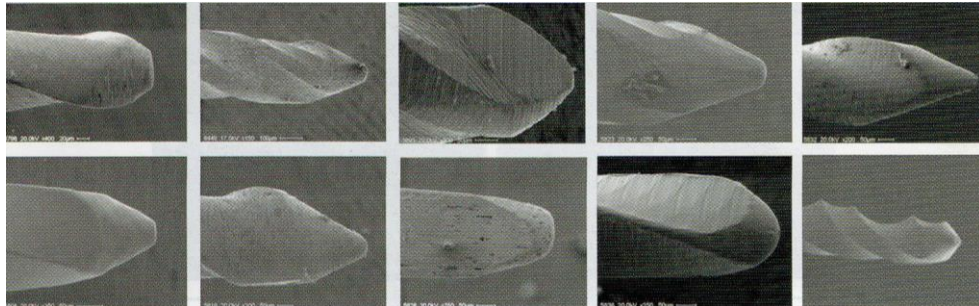


Fig. 17 Diversos diseños de puntas.

Por un lado, están las puntas cónicas, las cuales disminuyen la capacidad de corte hacia apical y previenen la formación de escalones, pero no anula la posibilidad de generar transportaciones.²

Por el otro, están las puntas bicónicas que gracias a su reducción en el ángulo de transición y a su superficie ancha desde este ángulo hasta la primera espira, eliminan la posibilidad de generar escalones.²

Ambas puntas son ideales para el empleo de instrumentos de preparación mecanizada (rotatoria de giro continuo, oscilatoria o reciprocante).²

3.10. Calibre

Se le denomina calibre al diámetro de la primera circunferencia cortante de la parte activa y se expresa en centésimas de milímetro.^{2,23}

3.11. Conicidad

Es la relación entre la diferencia de los diámetros extremos de un tronco de cono y su longitud. Se expresa por medio de la ecuación $1/x$, donde x representa la longitud del tronco de cono en una determinada unidad de medida que es necesario recorrer para que el diámetro varíe una unidad.²

3.11.1. Conicidad Constante

Los instrumentos manuales presentan una conicidad constante de 0,02mm por milímetro de longitud de su parte activa. Por ejemplo, un instrumento 25 con una conicidad .02 tiene un diámetro de 0.27 mm a 1 mm de la punta, un diámetro de 0.29 mm a 2 mm de la punta, y un diámetro de 0.31 mm a 3 mm de la punta.^{2,5,23} (Fig. 18)

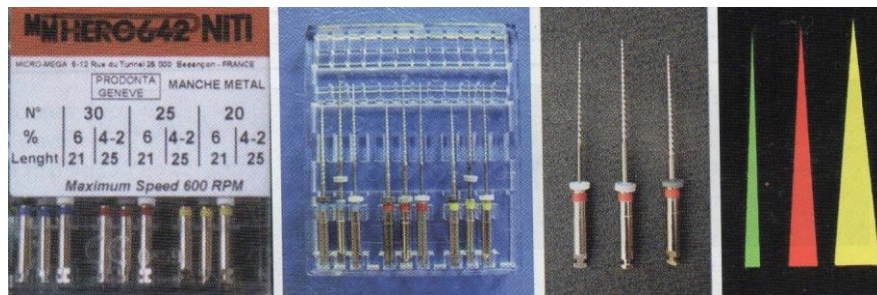


Fig. 18 Instrumento de diferentes conicidades constantes (2, 4 y 6°).

3.11.2. Conicidad Variable

La combinación de conicidades ofrece diseños con zonas en las que las fuerzas ejercidas, ya sean flexurales o torsionales, sean mejor resistidas de acuerdo a la función específica asociada al instrumento, además solamente una porción de la parte activa del instrumento (plano de contacto) entra en contacto con la pared dentinaria.^{2,5} (Fig. 19)



Fig. 19 Instrumentos con conicidades variables.

Instrum ento	Casa comercial	Metal y Método	Sección	Conicidad	Movimiento	Torque	RPM
ProFile	Denstply- Maillefer	NiTi convencional Torneado	En triple U	Constante 4%	Movimiento rotatorio continuo horario	3	300- 350
Mtwo	VDW	NiTi convencional Torneado	En S	Constante 4,5 y 6%	Movimiento rotatorio continuo horario	2	280
RaCe	FKG	NiTi convencional Torneado	Triangular	Constante 2%	Movimiento rotatorio continuo horario	0.5- 1.5	600

K3	SybronEndo	NiTi convencional Torneado	Triangular asimétrica	Constante 10,8, 6 y 4%	Movimiento rotatorio continuo horario	3	300
ProTaper	Densply-Maillefer	NiTi convencional Torneado	Triangular convexa/ triangular cóncava	Variable	Movimiento rotatorio continuo horario	2.5	300- 250
ProTaper Next	Densply-Maillefer	NiTi M-Wire Torneado	Rectangular con eje descentrado	Variable	Movimiento rotatorio continuo horario	2.5	300
HyFlex CM	Coltene	NiTi Tratamiento CM	Triangular y cuadrangular	Constante 8, 4 y 6%	Movimiento rotatorio continuo horario	1.5- 2.5	500

Tabla 3. Configuración de algunos Instrumentos de NiTi.²

3.12. Fractura de los Instrumentos

La separación de los instrumentos depende de diversos factores como: el número de usos, la habilidad del operador, anatomía, ángulo y radio de curvatura, tipo de instrumento, técnica de instrumentación, velocidad y torques utilizados.⁷

Durante la fase de modelado del conducto, los instrumentos son sometidos a diferentes cargas como torsionales, flexurales, de tracción y la presión apical, y estas mismas cargas pueden ocasionar la separación de estos, aun cuando no hayan tenido ningún uso previo.⁷

Para que un instrumento se separe debe de pasar por tres etapas dinámicas:

- Deformación reversible o elástica, después de la cual el instrumento puede regresar a su forma inicial, si la carga es removida; la deformación, por lo tanto, no ha superado el límite elástico de la aleación.^{5,7}
- Deformación irreversible o elástica, después de la cual el instrumento ya no puede regresar a su forma inicial, aun cuando la carga sea removida; en este caso la deformación permanente es causada por una fuerza que ha superado el límite elástico de la aleación; la deformabilidad de un material es la capacidad para sufrir deformaciones permanentes sin fracturarse.⁷
- Fractura, en este caso la fuerza que ha actuado sobre el cuerpo ha superado su capacidad de soportar deformación.⁷

3.12.1. Fractura torsional

Ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento es retenida en el conducto radicular, al tiempo que su eje continúa en rotación.^{2,7} (Fig. 20)

Esto es ocasionado porque se sobrepasa el límite de elasticidad del metal, lo cual conduce a una deformación plástica y, posteriormente a la fractura.^{2,24}

Este fenómeno ocurre con mayor frecuencia, con instrumentos que poseen una masa menor y que se dañan más en la punta. La mayor parte de las interrupciones del instrumento se producen a una distancia que va desde 1 hasta 6 mm desde la punta, con una frecuencia más elevada en los últimos 3 mm de la punta.^{2,7}

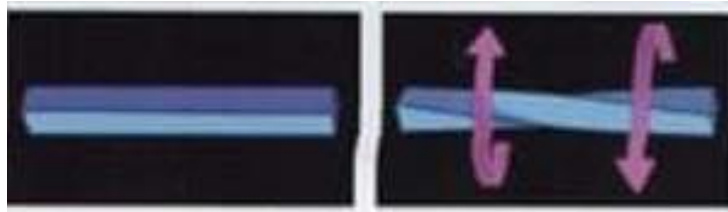


Fig. 20 Representación de una fractura torsional.

3.12.2. Fractura por Fatiga Cíclica

La rotación por flexión en el interior de una curvatura del conducto radicular por los instrumentos endodónticos determina un proceso de fatiga cíclica y esta se manifiesta en estructuras fluctuantes y sometidas a estrés dinámico.^{2,7}

La separación del instrumento dependerá sobre todo del número de usos y del grado de curvatura que presente el conducto; este no se enrosca en el conducto, sino que gira libremente en la curvatura, generando ciclos de tensión hasta su punto máximo flexural y es entonces cuando la fractura ocurre.²⁴

4. MOTOR

Para poder aprovechar las ventajas superelásticas de la aleación, es necesario suministrar cierta carga y mantenerla constante en lo posible, y esto solo se puede lograr utilizando motores que puedan controlar la velocidad sugerida por cada casa fabricante.^{2,7} (Fig. 21)



Fig. 21 Motores endodónticos.

Tomado de: <https://www.dentbay.com/dentsply-x-smart-iq-cordless-endomotor.html>
<https://www.coltene.com/es/products/endodoncia/motores-endo/canalpro-motors/>

La ventaja de los motores es que sus circuitos permiten obtener revoluciones constantes a pesar de la presión ejercida, gracias a la posibilidad de regular interna y automáticamente las necesidades de energía de cada momento.^{1,2}

4.1. Torque

Es la resistencia que se opone al instrumento en el momento en que choca contra las paredes del conducto radicular durante su rotación; esta fuerza se mide en g/cm o en N/mm.²

4.2. Revoluciones por Minuto (rpm)

Se refiere a la cantidad de vueltas que un cuerpo giratorio completa alrededor de su eje cada sesenta segundos.²⁵

4.3. Movimiento Rotatorio Horario Continuo

En este tipo de movimiento (Fig. 22), el objeto describe trayectorias circulares en cualquiera de sus puntos, realizando cierto número de vueltas durante determinado intervalo de tiempo.²

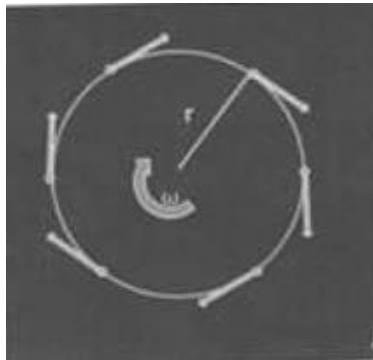


Fig. 22 Movimiento Horario

En el movimiento de rotación alrededor de un eje que pasa por el centro del elemento, la velocidad de un punto sólido es proporcional al radio de la circunferencia que describe, y su dirección es tangente a dicha circunferencia.²

Entre las ventajas que se obtienen al utilizar este tipo de movimiento se encuentran: menor transportación del conducto, menor extrusión de virutas, mayor rapidez respecto de las técnicas manuales y resultados predecibles en conductos curvos, aunque como desventajas se encuentran una pronta acumulación de estrés por fatiga y el efecto atornillamiento que genera en los instrumentos helicoidales, lo cual se traduce en estrés por torsión.²

4.4. Movimiento Reciprocante

Este movimiento implica una rotación de mayor ángulo de giro en la dirección del helicoide, que engancha el instrumento en el conducto; y, posteriormente,

un movimiento en dirección opuesta de menor ángulo de rotación, que tiene por objetivo desenganchar el instrumento y reducir el estrés de torsión.²

El mecanismo de acción recíproca del instrumento produce un doble efecto: evita el atornillamiento y centra la lima en la luz del conducto radicular. A su vez, evita la carga de torsión en sentido unidireccional y disminuye la fatiga cíclica, factores generadores de deterioro, que ponen al instrumento en riesgo de falla. Desde el punto de vista metalográfico, este tipo de movimiento genera menos estrés sobre la aleación, haciendo más difícil alcanzar el límite elástico.²

5. VARIANTES DE LA ALEACIÓN

En busca de generar fases proporcionalmente más elásticas y resistentes a los esfuerzos mecánicos a los que son sometidos los instrumentos, se realizan modificaciones de las aleaciones por medio de tratamientos térmicos, cambio de los porcentajes relativos de las aleaciones y la inclusión de pequeñas cantidades de determinados elementos en la composición química.²

En su estudio, Hayashi²⁶ reportó que el tratamiento de calor adicional a los sistemas de Ni-Ti podía mejorar la flexibilidad de los instrumentos. Esta mejora es atribuida al incremento en la proporción de fase martensítica, la cual se sabe es aún más flexible que la austenítica.

5.1. M-Wire

Este alambre presenta mejores propiedades mecánicas que los alambres superelásticos austeníticos de NiTi convencionales, ya que mediante un mecanismo de procesamiento termomecánico se fortalece la aleación, basándose en la producción de una microestructura que, en reposo, contiene fase martensítica, además de la fase R y la fase austenítica.^{2,27}

5.2. Fase R

La empresa Sybron Endo desarrolló un proceso térmico que permite el control de las fases cristalinas. El metal en estado austenítico es tratado en precisas secuencias de pasos de calentamiento y enfriamiento que producen el cambio hacia la fase de superelasticidad denominada fase R. En ese punto, la aleación puede ser sometida a un proceso de torsión, conservando la forma obtenida. Una vez finalizada, el metal retorna al estado austenítico por medio de un nuevo calentamiento.²

El acabado superficial final se realiza por deoxidación, proceso agresivo que altera la estética superficial pero que, según el fabricante, mejora el rendimiento clínico de los instrumentos.²

5.3. CM (Control Memory)

Esta aleación se caracteriza por la ausencia de memoria de forma y por una flexibilidad extrema. Además, puede recuperar su estructura y morfología originales luego de los procedimientos de esterilización por autoclavado, es decir, la adaptación de forma, producto del estrés, es revertida por el procedimiento térmico de calentamiento a la temperatura de esterilización en autoclave.²

La flexibilidad que presenta esta variación, les da a los instrumentos la capacidad de recuperarse a pesar de la deformación del espirilado helicoidal contra las paredes del conducto, que ocurre cuando sufren una excesiva fuerza de torsión o cuando se traban durante el trabajo. Además, en la preparación de conductos curvos, la ausencia de memoria de forma permite que la lima pueda retomar con mayor facilidad la vía del conducto.^{2,12,28}

5.4. NiTi Blue

Se caracteriza por una alta resistencia a la fatiga cíclica, causal de fractura de los instrumentos durante su uso. En el proceso de fabricación, se produce una reducción de la memoria de forma del material, lo que permite que el

instrumento acompañe la luz del conducto y efectúe una buena acción de corte, sin intentar recuperar su forma original.²

Las limas que presentan esta variación son las Vortex Blue de la casa comercial Dentsply, con una superficie azulada generada por el óxido de titanio empleado en el proceso de manufactura.²

6. SISTEMA HYFLEX EDM®

El sistema HyFlex EDM® fue introducido al mercado en el año 2015, siendo el primer sistema de NiTi que cuenta con un proceso de fabricación innovador: mecanizado por descarga eléctrica o EDM.^{29,30}

El tratamiento EDM permite que durante la fase cristalográfica austenítica transite a martensítica a temperatura ambiente, a diferencia de las limas de NiTi convencionales, lo que permite que las limas sean extremadamente flexibles y resistentes a la ruptura.³⁰

Las propiedades de memoria controlada facilitan a la lima seguir la anatomía del canal, reduciendo significativamente que se produzcan errores durante la instrumentación como escalones, perforaciones y transportaciones.³⁰

Las limas evitan el esfuerzo durante la preparación cambiando su forma en espiral, y después, recuperan su forma original tras el tratamiento con calor, por lo que un proceso de autoclavado normal basta para que se regeneren las estructuras de cristal y la resistencia a la fatiga.³⁰

6.1. EDM (*Electrical Discharge Machining*)

Este tratamiento eléctrico, en el cual no hay contacto con el instrumento se utiliza para remover material de su superficie mediante descargas eléctricas pulsantes, las cuales fluyen entre el electrodo (hecho a base cobre o grafito) y el objeto de trabajo inmerso en un medio dieléctrico, el cual puede ser agua o aceite. Para que el proceso inicie, el electrodo debe de localizarse muy cerca de la pieza de trabajo, y la primera descarga que desencadenara que el medio

dieléctrico se ionice debe de ser de 200V, después de esto el bombardeo de descargas eléctricas producidas por el electrodo evaporan y derriten parcialmente pequeñas porciones del material, dando como resultado una superficie isotrópica, caracterizada por pequeños “cráteres” regulares y constantes.^{29,31,32} (Fig. 23).

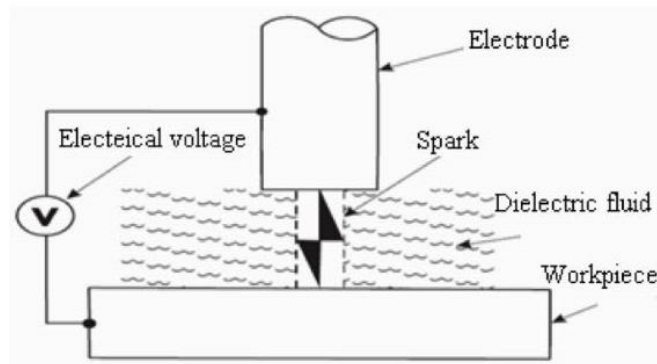


Fig. 23 Componentes de EDM

Este mecanismo de fabricación utiliza energía termoeléctrica y se ha utilizado por su alta precisión desde los años 40's, ha servido para darle el terminado a piezas aeroespaciales y de la industria automotriz, así como a componentes quirúrgicos. Al no tener un contacto directo el electrodo con la pieza de trabajo, se eliminan el estrés mecánico y los problemas derivados de las vibraciones como un mal acabado superficial o roturas en la pieza de trabajo, además de que, por medio de esta técnica, cualquier material puede ser cortado, aunque dependerá de que tan buen conductor eléctrico sea.^{32,33}

6.2. Sección Transversal

Una de las características que tiene este instrumento y que lo hace más resistente a la fractura es su sección transversal variable.²⁹

La sección cercana al mango es casi triangular; en la parte media se vuelve trapezoidal; y por último en la punta se vuelve casi rectangular.²⁹ (Figs. 24, 25 y 26).

Özyürek y cols.³⁴, utilizando 60 cubos de acrílico, con una forma de “S”, compararon la habilidad de conformación de HyFlex EDM con Reciproc y WaveOne Gold, dando como resultado que los instrumentos con una sección casi rectangular (HEDM) proporcionan un mejor manejo de la curvatura que los instrumentos con una sección en “S”.

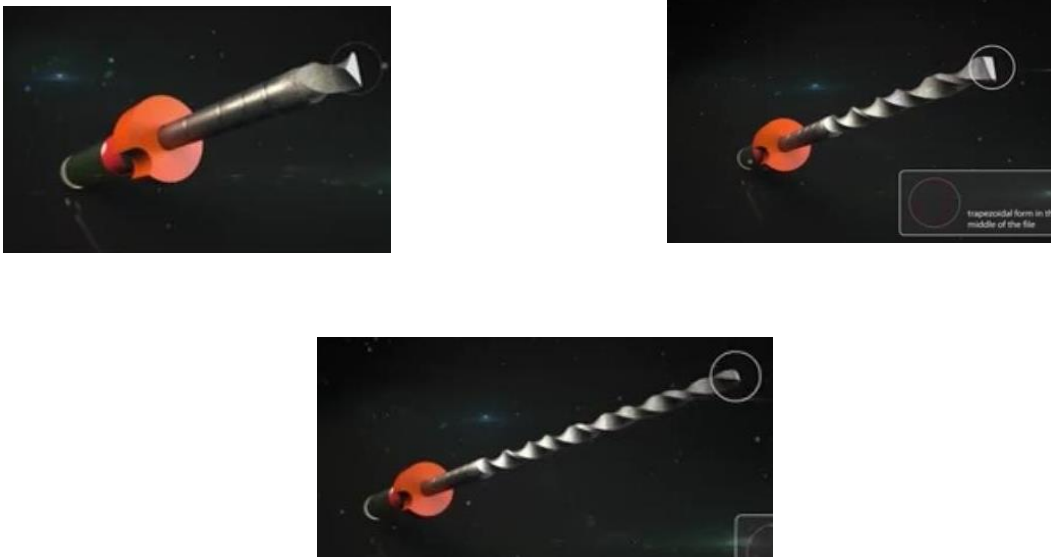


Fig. 24, 25 y 26. Secciones Transversales de HyFlex EDM

6.3. Secuencia de los Instrumentos

El Sistema está conformado por tres limas:

- Orifice Opener. (25/.12). Esta lima se utiliza como abridor y puede ser opcional su uso.
- Glidepath File. (10/.05). Tiene la función de permeabilizar el conducto.

- HyFlex One File. (25/~). Lima que le da la conformación al conducto. Tiene una conicidad de 8% en los primeros 4mm apical; la conicidad decrece a 4% hacia la región coronal.
- Finishing File. (40/.04). Opcional.
- Finishing File. (50/.03). Opcional.
- Finishing File. (60/.02). Opcional.^{29,35} (Fig. 27).

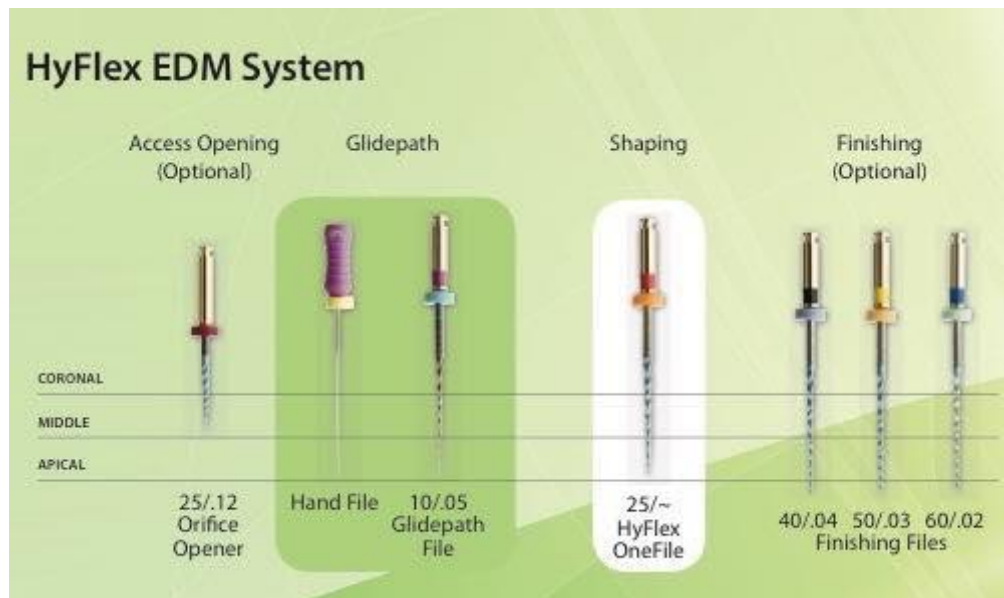


Fig. 27 Secuencia de HyFlex EDM

Todas las limas pueden ser usadas a una velocidad de 500 rpm y a un torque de 2.5 Ncm (25 mNm), a excepción de la lima Glidepath, que puede ser usada a 300 rpm y a un torque de 1.8 Ncm.²⁹

6.4. Estudios de HyFlex EDM

La utilización de una lima Glidepath para facilitar la conformación del canal radicular, estableciendo una guía o camino que la lima HyFlex One File puede seguir. Uslu y cols.³⁶, compararon la resistencia a la fatiga cíclica de las limas glidepath de los sistemas R-Pilot, Pathfile y HyFlex EDM, usando 20 limas de

cada sistema en un modelo de acero inoxidable con doble curvatura (coronal: 60° y apical: 70°) rotándolos hasta el punto de fractura, midiendo el número de rotaciones hasta que se dio la fractura por medio de la fórmula NFC (Number of cycles to Fracture): rpm x tiempo (seg)/60 y la longitud del fragmento separado (FL) y determinaron que la lima del sistema R-Pilot demostró tener una resistencia mayor que las otras, esto lo atribuyen a que esta lima utiliza el movimiento recíprocante y, por lo tanto, recibe un menor estrés aumentando su resistencia a la fatiga cíclica. A su vez, el tratamiento CM y EDM de la lima HyFlex le confirió una mayor resistencia a la fatiga cíclica que la lima PathFile. (Tabla 4.) (Fig. 28)

	Curvatura Coronal		Curvatura Apical	
	NFC	FL	NFC	FL
PathFile	1675.41 +- 201.55	7.84 +- 1.45	1062.03 +- 127.44	2.12 +- 0.35
HyFlex EDM	2262.43 +- 271.44	7.76 +- 1.34	1706.72 +- 209.72	2.19 +- 0.44
R-Pilot	4894.82 +- 743.11	7.65 +- 1.44	3607.57 +- 519.06	2.11 +- 0.29

Tabla 4. Número de ciclos hasta que el instrumento se fracturó y longitud del fragmento separado

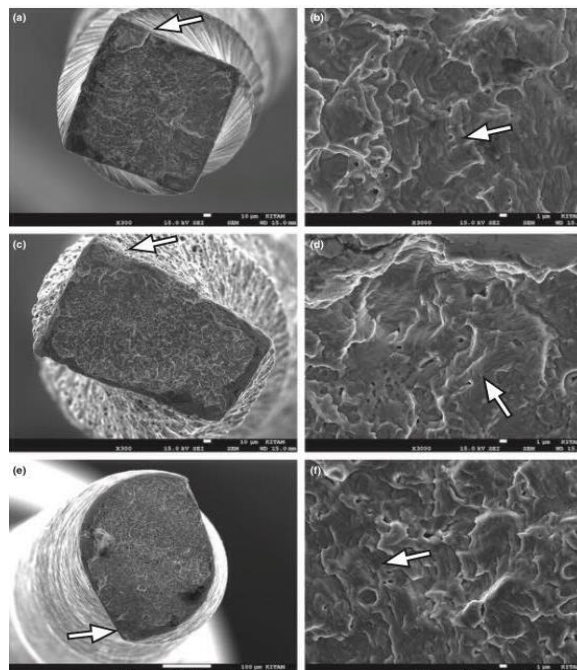
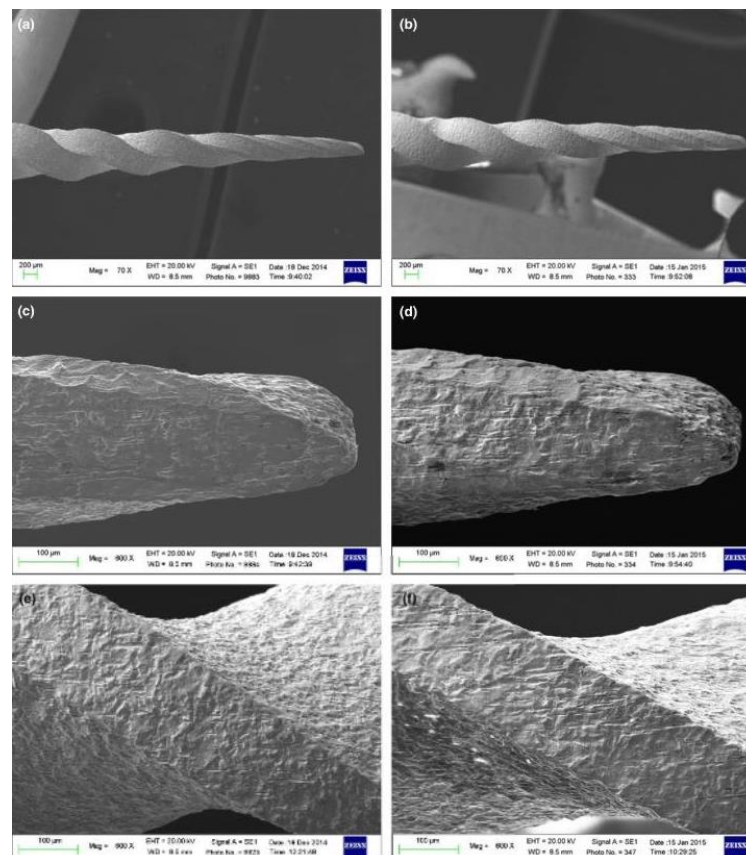


Fig. 28 Superficie de (a) PathFile, (c) HyFlex EDM y (e) R-Pilot con microscopía electrónica y con un mayor aumento (b) PathFile, (d) HyFlex EDM y (f) R-Pilot mostrando estrías de fatiga propias de la fatiga cíclica.

En un estudio *in vitro*, Gündoğar y cols.³⁵ demostraron que las limas HyFlex EDM presentan una alta resistencia a la fatiga cíclica, en comparación con sistemas como Wave One Gold, One Shape y Reciproc Blue, debido al tratamiento con descargas eléctricas durante su fabricación. Además de este factor, también influye el tipo o tipos de sección transversal.

Pirani y cols.³⁷ demostraron mediante la instrumentación de 10 conductos molares con curvaturas entre 50° y 70° que las irregularidades en la superficie de estas limas no afectan su integridad estructural después de varios usos, (Fig. 28) y que este sistema mostró mayor resistencia en un 700% a la fatiga cíclica que las limas HyFlex CM. (Fig. 29, 30 y 31)³¹



**Fig. 29 Superficie de una HyFlex EDM 25/.12 nueva (a) y después de usarla en 10 conductos (b) a 70X.
A una magnificación de 600X la misma lima nueva (c) y después de 10 conductos (d).
A 600X, una lima 25/.08 nueva (e) y después de 10 usos (f) a 5mm de la punta.**

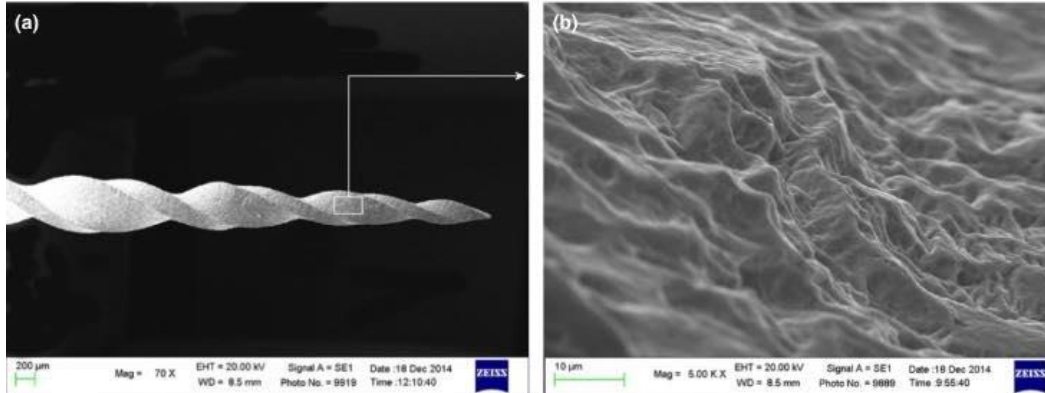


Fig. 30 Lima HyFlex EDM 25/.08 a 70X (a): caracterizada por dos diferentes estrías, debido a su sección transversal. A una magnificación de 5000X (b) se observa la superficie característica de cráter.

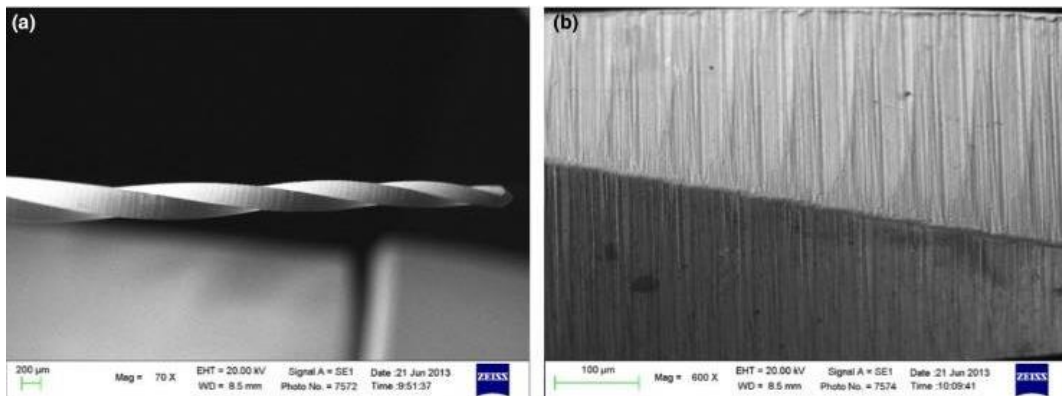


Fig. 31 Lima HyFlex CM 25/.04 a 70X (a) y a 600X (b). En la superficie del instrumento se observan ranuras de fresado por su proceso de fabricación.

Se puede utilizar en combinación con el sistema HyFlex CM para conductos con curvaturas marcadas.²⁹

Además, Uslu y cols.²⁸ utilizando 8 limas HyFlex CM y 8 limas HyFlex EDM en molares extraídos con curvaturas de entre 50° y 70° analizaron su superficie

antes y después de su uso por medio de una perfilometría y observaron una menor deformación de la superficie después de la preparación de conductos severamente curvos en las limas HyFlex EDM que en las HyFlex CM.^{37,38}

7. PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON EL SISTEMA HYFLEX EDM

- Realizar un acceso en línea recta, de tal forma que los conductos se observen fácilmente.
- Localizar la entrada de los conductos con un explorador DG16, posteriormente introducir una lima de calibre pequeño para comprobar permeabilidad y obtener longitud de trabajo con localizador de foramen apical. Comprobar la longitud con una radiografía.
- Siguiendo las especificaciones del fabricante, a una velocidad de 500 rpm y un torque de 2.5 Ncm, con una ligera presión hacia apical y movimiento de picoteo, introducir la lima 25/.12 hasta dos terceras partes de la longitud de trabajo. Irrigar con 3 ml de hipoclorito de sodio al 5%.³⁵
- Comprobar permeabilidad con una lima tipo K #10 y a continuación, en presencia de hipoclorito y cambiando a 300 rpm y un torque de 1.8 Ncm, introducir la lima Glidepath con un movimiento de vaivén hasta la longitud de trabajo. Irrigar 3 ml de hipoclorito de sodio al 5%.^{29,31}
- Nuevamente comprobar la permeabilidad con una lima #10 e introducir la lima HyFlex OneFile a una velocidad de 500 rpm y torque de 2.5 Ncm hasta la longitud de trabajo, con movimientos de vaivén.³⁷

7.1. Obturación

Una vez instrumentado y seco el conducto se comprueba que el cono maestro (Spectra Points OneFile) este a la longitud de trabajo.^{29,39} (Fig. 32)

Se activa la capsula de GuttaFlow2 empujando la tapa sobre la capsula.^{29,39}(Fig. 33)

Se mezcla durante 30 segundos en un amalgamador.³⁹

Se remueve la tapa de activación, se coloca la jeringa dentro de la capsula y se lleva al dispensador.³⁹

Antes de introducir Guttaflow2 en el conducto se debe de purgar la jeringa, comprobando que el material este correctamente mezclado.^{29,39}

Se lleva la jeringa al conducto y se inyecta cuidadosamente a longitud de trabajo una pequeña porción, después los conos maestros se embeben en Guttaflow2 y se llevan al conducto haciendo ligera presión apical. Se realiza el backfill con Guttaflow 2 y con un instrumento caliente se cortan los excedentes de los conos maestro.^{29,39}



Fig. 32 y 33. Spectra Points OneFile y GuttaFlow 2

CONCLUSIONES

Los principios biológicos del tratamiento del sistema de conductos radiculares están fundamentados en la determinación del agente etiológico, es decir, de comunidades bacterianas protegidas por una matriz de exopolisacáridos (biofilm). La desorganización de éste por medio de la preparación biomecánica, limpieza y desinfección con soluciones irrigadoras es la base del tratamiento endodóncico.

En la última década se han desarrollado más instrumentos de níquel titanio tanto manuales como rotatorios para mejorar sus propiedades, características físicas y facilitar su ingreso a dientes multirradiculares como lo señala Schneider con diferentes grados de curvatura.

La búsqueda de mejores técnicas de instrumentos rotatorios de Níquel Titanio ha sido para reducir tanto el tiempo de trabajo como mantener el sistema de conductos radiculares en su posición original.

Actualmente existen instrumentos de NiTi cuya aleación y tratamiento mejoran sus propiedades físicas como son: su superelasticidad o memoria de forma, la cual permite al clínico llevar a cabo una preparación y conformación de este sistema con mayor eficiencia y respeto a su anatomía. Es importante mencionar que los instrumentos rotatorios sin un control y supervisión de su uso pueden llevar a fracturas por fatiga cíclica o torsional.

En la actualidad se ha empleado una nueva tecnología con base a la implementación de descargas eléctricas para la fabricación de la lima HyFlex EDM, que le confiere en su fabricación una mayor resistencia a la fatiga cíclica.

Este sistema, introducido en el 2015, permite que el número de instrumentos empleados disminuya el tiempo de trabajo del operador, esto debido a la conformación de las limas, su sección y su conicidad variable que le otorgan la capacidad de conformar los sistemas de conductos radiculares con un mayor grado de curvatura.

Este sistema está constituido por un Orifice Opener, seguido de Glidepath File y por último para la conformación del conducto HyFlex OneFile; se debe tener en cuenta que si el sistema de conductos radiculares a instrumentar es muy amplio se recomienda utilizar las limas Finishing (40/.04, 50/.03 y 60/.02).

Autores como Özyürek, Uslu y Gündoğar compararon este sistema con otros observando un mejor rendimiento en las limas HyFlex EDM, aunque por ser relativamente nuevo aún se deben realizar más estudios para comparar los resultados de la conformación a largo plazo.

El uso de instrumentos rotatorios ha disminuido en gran medida los errores durante la preparación del sistema de conductos radiculares, así como el tiempo total de trabajo, pero no se deben olvidar las bases de la instrumentación mecanizada y manual, para poder realizar tratamientos óptimos a pesar de todas las innovaciones que los sistemas de NiTi puedan tener.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Leonardo MR. Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel Titanio. 1ra edición. Sao Paulo. Artes Médicas. 2002.
2. Lopreite G. Basilaki J. Claves de la Endodoncia Mecanizada. 1ra edición. Ciudad Autónoma de Buenos Aires. Grupo Guía. 2015.
3. International Standard ISO 3630-1. 2da edición. 2008.
4. García Aranda RL. Briseño B. Endodoncia I: Fundamentos y clínica. 1ra edición. México. Dirección General de Publicaciones y Fomento Editorial. 2016.
5. Hargreaves K. Cohen S. Vías de la Pulpa. 11ma edición. España. Elsevier. 2016.
6. Roane JB. Sabala CL. Duncanson M Jr. The Balanced Force Concept For Instrumentation of Curved Canals. Journal of Endodontics. 1985. Vol. 11. 203-210.
7. Berutti E. Gagliani M. Manual de Endodoncia. 1ra edición. China. Amolca. 2017.
8. Lopreite G. Basilaki J. Endodoncia: Criterios técnicos y terapéuticos. 1ra edición. Argentina. Grupo Guía. 2016.
9. Schilder H. Cleaning and Shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974. Vol. 18. 269.

10. Garala M, Kuttler S, Hardigan P. A comparison of the minimum canal wall thickness remaining following preparation using two nickel-titanium rotary systems. *International Journal of Endodontics*. 2003. Vol. 36. 636.
11. Card SJ, Sigurdsson A, Ørstavik D, Trope M. The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *Journal of Endodontics*. 2002. Vol. 28. 779.
12. Coldero LG, McHugh S, MacKenzie D, Saunders WP. Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement. *International Endodontic Journal*. 2002. Vol. 35. 437.
13. Jou YT, Karabucak B, Levin J, Liu D. Endodontic working width: current concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 2004. Vol. 48. 323-345.
14. Hsu YY, Kim S. The resected root Surface: the tissue of canal isthmuses. *Dent Clin North Am* 1997. Vol. 41. 529-540
15. Canalda C, Brau E. *Endodonica, Técnicas clínicas y bases científicas*. 3ra edición. España. Elsevier Masson. 2014.
16. Fabricious L, Dahlen G, Oman AE, Möller AJR. Predominant Indigineous Oral Bacteria Isolated from Intact Pulp Chambers of Non-Vital Teeth in Man. *Arch Oral Biol*. 1974. Vol. 19. 91-98.
17. Nair PNR. Light and Electron Microscopic Studies of Root Canals Flora and Periapical Lesions. *Journal of Endodontics*. 1987. Vol. 13. 29-38.
18. Baumgartner JC, Falkler WA. Bacteria in the Apical 5mm of Infected Root Canals. *Journal of Endodontics*. 1991. Vol. 17. 380-383.
19. Siqueria JF Jr, Rôças IN. Exploiting Molecular Methods to Explore Endodontic Infections: Part 2- redefining the endodontic microbiota. *Journal of Endodontics*. 2005. Vol. 31. 488-498.

20. Siqueira JF Jr. Rôças IN. Souto R. Uzeda M. Colombo AP. Microbiological evaluation of acute periradicular abscesses by DNA-DNA hybridization. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001. Vol. 92. 451-457.
21. Pereira E. Peixoto I. Viana A. Oliveira I. Gonzalez B. Buono V. Bahia M. Physical and Mechanical Properties of a Thermomechanically Treated NiTi Wire Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal.* 2011. Vol. 45. Num. 5. 469-474.
22. Schäfer E. Oitzinger M. Cutting Efficiency of Five Different Types of Rotary Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics.* 2008. Vol. 34 Num. 2 198-200.
23. Soares IJ. Goldberg F. *Endodoncia: Técnica y Fundamentos.* 2da edición. Buenos Aires. Médica Panamericana. 2002.
24. Gambarini G. Plotino G. Grande NM. Al-Sudani D. De Luca M. Testarelli L. Mechanical Properties of Nickel-Titanium Rotary Instruments Produced With a New Manufacturing Technique. *International Endodontic Journal.* 2011. Vol. 44. 337-341.
25. <https://definicion.de/rpm/>
26. Hayashi Y. Yoneyama T. Yahata Y. Phase Transformation Behaviour and Bending Properties of Hybrid Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal.* Vol. 40. 247-253.
27. Ye J. Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *Journal of Endodontics.* 2012. Vol. 38 Num. 105-107.
28. Uslu G. Özyürek T. Yilmaz K. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-Titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal of Endodontics.* Article in Press. 2017. 1-5.

29. https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf
30. <https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro6849-03-18-es-hyflex-cm-edm-a4sesaindv1.pdf>
31. Iacono F. Pirani C. Generali L. Bolelli G. Sassatelli P. Lusvarghi L. Gandolfi MG. Giorgini L. Prati C. Structural Analysis of HyFlex EDM Instruments. *International Endodontic Journal*. 2017. Vol. 50. 303-313.
32. Daneshmand S. Kahrizi EF. Abedi E. Abdolhosseini M. Influence of Machining Parameters on Electro Discharge Machining of NiTi Shape Memory Alloys. *International Journal of Electrochemical Science*. 2013. Vol. 8. 3095-3104.
33. Abbas NM. Solomon DG. Bahari F. A Review on Current Research Trends in Electrical Discharge Machining (EDM). *International Journal Of Machine Tools & Manufacture*. 2007. Elsevier. Vol. 47. 1214-1228
34. Özyürek T. Yilmaz K. Uslu G. Shaping Ability of Reciproc, WaveOne Gold, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-Shaped Canals. *Journal of Endodontics*. Article in Press. 2017. 1-5.
35. Gündoğar M. Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontics*. 2017. 1-5.
36. Uslu G. Özyürek T. Yilmaz K. Gündoğar M. Cyclic Fatigue Resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile Nickel-Titanium Glide Path Files in Artificial Canals with Double (S-shaped) Curvature. *International Endodontic Journal*. 2017. 1-5.
37. Pirani C. Iacono F. Generali L. Sassatelli P. Nucci C. Lusvarghi L. Gandolfi MG. Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and

fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. International Endodontic Journal. 2016. Vol. 49. 483-493.

38.Yilmaz K. Uslu G. Özyürek T. Effect of multiple autoclave cycles on the Surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: an atomic forcé microscopy study. Springer Clinical Oral Investigations. 2018.1-6.

39.https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Obturation/GuttaFlow_bioseal/60013872_05-15_GuttaFlow_bioseal_ES.pdf

40. Ricucci D. Loghin S. Siqueira Jr. JF. Correlation between Clinical and Histologic Pulp Diagnoses. Journal of Endodontics. 2014. Vol. 40. Num. 12. 1932-1939.