



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TÉCNICA DE PREPARACIÓN DE CONDUCTOS,
MEDIANTE EL SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM
COLTENE, EN 3D.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

KAREN GUADALUPE CUAUTLE CUAUTLE

TUTORA: Mtra. FELÍCITAS GABRIELA FUENTES MORA

ASESORA: Esp. GRISSEL BERENICE LÓPEZ LÓPEZ



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 Martina:

Por enseñarme con tu ejemplo lo que es posible, por permitirme a través de tu esfuerzo llegar a esta instancia y alentarme a ir por más.

A Fer:

Por tu ayuda, solidaridad, tolerancia y el gran apoyo. En una sola palabra, por tu hermandad.

A Kipper:

Por enseñarme la importancia de la unicidad de la personalidad, responsabilidad, así como el valor de disfrutar todos y cada uno de los momentos, porque aún con tu ausencia sigo aprendiendo.

A Ethian:

Por la trascendencia que tienes en mi vida, por todas las experiencias sumadas y lo aprendido, simplemente por estar y acompañarme.

A Fernando:

Por ocuparte y apoyarme, así como los conocimientos que me has brindado. Sencillamente por todo.

A mi tutora y asesora:

Por su dedicación y tiempo para que fuera posible este trabajo, por las enseñanzas y conocimientos aportados.

Finalmente, agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por abrirme sus puertas y permitirme crecer profesional y personalmente con valores éticos y humanos.

“Por mi raza hablará el espíritu”

Gracias



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVOS.....	7
1.ANTECEDENTES.....	8
2.TRATAMIENTO DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES	13
2.1.OBJETIVOS	14
2.2.ANATOMÍA DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.....	15
2.2.1.ANÁLISIS DE CURVATURA	16
2.2.1.1.SCHNEIDER.....	16
2.2.1.2. ESTRELA.....	17
2.2.1.3. PRUETT	18
2.3.MICROBIOLOGÍA DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES	19
2.4. LIMPIEZA Y CONFORMACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.....	22
2.4.1. OBJETIVOS	23
2.4.2. SOLUCIONES IRRIGANTES	23
3.ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO EN LA FABRICACIÓN DE INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS	26
3.1. PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS DE LAS ALEACIONES DE NÍQUEL-TITANIO.....	27
3.2. VARIANTES DE LA ALEACIÓN.....	30
3.3. MECANISMOS DE FRACTURA	31
3.3.1. FRACTURA POR TORSIÓN.....	32
3.3.2. FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA	33
4.SISTEMAS ROTATORIOS NÍQUEL-TITANIO PARA LA CONFORMACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.....	33
4.1. DISEÑO DE LOS INSTRUMENTOS NÍQUEL TITANIO.....	34
4.2. ROTATORIOS NÍQUEL-TITANIO.....	43



4.3.	RECIPROCANTES ACCIONADOS POR MOTOR	45
5.	SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM	46
5.1.	FABRICACIÓN DE LA ALEACIÓN	47
5.2.	CARACTERÍSTICAS INSTRUMENTOS HYFLEX® CM	50
5.2.1.	PARTE ACTIVA.....	50
5.2.1.1.	CALIBRE Y CONICIDAD.....	50
5.2.1.2.	SECCIÓN TRANSVERSAL.....	51
5.2.1.3.	ÁREA DE ESCAPE	52
5.2.1.4.	NÚCLEO DE LA LIMA.....	53
5.2.1.5.	ÁNGULO DE CORTE.....	53
5.2.1.6.	PITCH.....	54
5.2.1.7.	ÁNGULO HELICOIDAL.....	54
5.2.2.	RESISTENCIA A LA FRACTURA CÍCLICA	55
5.2.3.	RESISTENCIA A LA FRACTURA POR TORSIÓN	57
5.3.	SECUENCIA DEL SISTEMA ROTATORIO	58
6.	TRATAMIENTO DE CONDUCTOS RADICULARES MEDIANTE EL SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM.....	65
7.	OBTURACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.....	67
	CONCLUSIONES	70
	BIBLIOGRAFÍA.....	72



INTRODUCCIÓN

La preparación biomecánica con empleo de soluciones irrigadoras es considerada por varios autores entre ellos Sachs y Kuttler, como la fase fundamental del tratamiento endodóntico. El concepto que nos indica que, es más importante lo que se retira del sistema de conductos radiculares para eliminar el agente etiológico, es un concepto biológico esencial.

Schilder señala que llevarlo a cabo, representa un desafío para el clínico por el conocimiento anatómico que éste debe de tener al enfrentarse a cada tipo de diente con diferentes grados de curvatura presentes en el tercio apical. Ya que dicha preparación limpieza y desinfección influirá sobre todo el sistema a nivel de los tejidos periapicales.

Con el objetivo de poder enfrentar estas curvaturas se han desarrollado diferentes técnicas de preparación biomecánica, así como instrumentos para poder conformar el sistema de conductos radiculares y poder mantener este en su posición original.

En la actualidad existen diferentes modalidades de tratamiento de conductos radiculares, entre ellas las que se basan en el uso de instrumentos rotatorios fabricados con aleaciones de tipo Níquel-Titanio.

El empleo de instrumentos fabricados a partir de aleaciones de Níquel-Titanio, ha precisado un gran avance y contribución en el campo de la endodoncia, principalmente debido a su alta flexibilidad. Cualidad que ha hecho posible la instrumentación de conductos curvos, manteniendo sus características anatómicas lo más fielmente posible a las originales.

A la par de los constantes avances en investigación, se han realizado modificaciones e innovaciones que han permitido que las casas comerciales de los instrumentos endodónticos trabajen con el objetivo de mejorar las características físicas de los instrumentos, así como sus propiedades.



En cuanto a la aleación, en los últimos años se ha desarrollado una serie de tratamientos térmicos con el objetivo de mejorar las características físicas de los instrumentos. En lo referente a este tema, el sistema rotatorio Hyflex® CM fue lanzado al mercado en 2011, por la casa comercial Coltene, Whaladent. Con la característica principal de poseer el Níquel-Titanio con memoria controlada, es decir, un instrumento de sección triangular simétrica que posee un tratamiento termomecánico que mejora la flexibilidad y remueve la característica de memoria de la forma del Níquel-Titanio convencional, además del uso del Níquel en menor proporción.

Gracias a estas variaciones, es posible curvar la lima sin que retorne a la posición original, disminuyendo la tensión del instrumento en la pared contraria a la curvatura.

Otorgando de esta manera, alta flexibilidad y posibilidad de curvado previo de la lima consiguiendo como resultado un excelente seguimiento del conducto reduciendo el riesgo de transporte, desviación y perforaciones.

Otra de las características destacables del sistema Hyflex® CM está en la recuperación de forma del instrumento, posterior a haber sido calentado. Lo cual nos permite percibir con mayor facilidad cuando ya no es viable el uso del instrumento.



OBJETIVOS

Realizar una revisión bibliográfica del sistema rotatorio Hyflex® CM Coltene.
Conocer las características de su aleación, así como las ventajas que ésta nos ofrece con respecto a la conformación, al realizar un tratamiento del sistema de conductos radiculares.

Explicar la secuencia de este sistema rotatorio de Níquel-Titanio para la conformación del sistema de conductos radiculares.

1. ANTECEDENTES

En 1838, fue creado el primer instrumento endodóncico por E. Maynard, (Figura 1.), tomando como modelo un muelle de reloj, con el propósito de limpiar y ensanchar el conducto radicular¹.

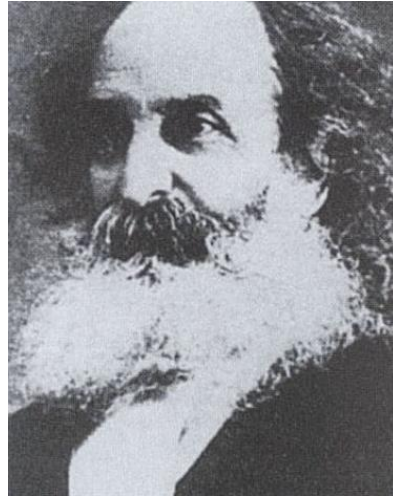


Figura 1. Dr. Maynard

En 1958, Ingle y Levine dieron como propuesta una serie de normas que estandarizaban los diámetros, conicidad y otros parámetros de los instrumentos endodóncicos, ya que hasta ese momento esto era dependiente de cada fabricante².

Históricamente, los instrumentos para la conformación de conductos eran fabricados de acero al carbono. Años después, el uso del acero inoxidable mejoró notablemente la calidad de las características de los instrumentos⁵.

La mayoría de los instrumentos comenzaron a fabricarse con aleaciones de acero inoxidable, de mejores propiedades físicas hasta ese momento, tales como, ductilidad y resistencia a la corrosión². Gracias a ello es posible fabricar instrumentos flexibles y resistentes, con buena capacidad de corte, durabilidad y que no sufren de alteraciones al entrar en contacto con hipoclorito de sodio o como consecuencia de procedimientos de esterilización utilizados⁶.

Estas propuestas fueron adoptadas por la American Dental Association (ADA) y el American National Standard Institute (ANSI), así como por la International Standards Organization (ISO) y la Federación Dental Internacional (FDI), lo que permitió que las características de los instrumentos sean uniformes, independientemente del fabricante².

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en diseñar los nuevos instrumentos con base en la clasificación estandarizada, actualmente conocidos como instrumentos tipo K (Figura 2)⁸.

De esta manera, la parte activa del instrumento comienza en la punta que es denominada D_1 , que se extiende hacia el cabo y finaliza en su base, que es denominado D_2 , este diámetro debe medir 0.32 mm más que el D_1 ya que el aumento estándar de conicidad entre uno y otro es de 0.02mm por milímetro de la parte activa, y su extensión debe ser como mínimo de 16mm. Las longitudes de las limas pueden ser de 21, 25, y 31mm⁸.

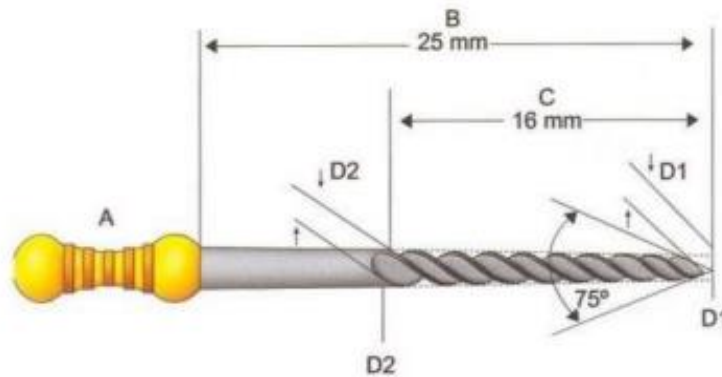


Figura 2. Partes de la lima estandarizada: A) Mango; B) Asta metálica; C) Parte activa; D_1 y D_2 ⁸.

Los mangos de colores también han permitido que sea más sencilla la identificación de los instrumentos (Figura 3)⁶.

Numeración por serie*				
Colores	Extraserie	1.ª serie	2.ª serie	3.ª serie
Rosa	06			
Gris	08			
Púrpura	10			
Blanco		15	45	90
Amarillo		20	50	100
Rojo		25	55	110
Azul		30	60	120
Verde		35	70	130
Negro		40	80	140

*Algunos instrumentos están disponibles en números intermedios, por ejemplo, los conjuntos Golden Medium de Dentsply/Maillefer con los números 12, 17, 22, 27, 32 y 37.

Figura 3. Estandarización de instrumentos manuales⁶.

En 1958, con la introducción del cabezal de lima Racer, con movimientos oscilatorios longitudinales, y del contraángulo Giromatic, en 1964, se inició la verdadera época de instrumentación mecánica-rotatoria del sistema de conductos radiculares⁸.

Sin embargo, estos sistemas fueron criticados por su capacidad de modelar el conducto radicular. Ya que era constante la formación de escalones y desviaciones de los conductos, así como la conversión de los conductos curvos en demasiado rectos⁴³.

Durante 1980, surgió un nuevo sistema que marcó la transición a sistemas rotatorios más flexibles y con un aumento en su capacidad de torsión longitudinal, el sistema Canal Finder. El cual funcionaba mediante movimientos lineales de 0.4 a 0.8 mm. Este tipo de instrumentación evolucionó aún más con la entrada de una nueva aleación (Níquel-Titanio)⁴³.

Las aleaciones actuales de Níquel-Titanio se desarrollaron en el Naval Ordnance Laboratory, en Silver Spring, USA². Durante la década de los sesenta, por William J. Buchler, la aleación recibió el nombre de NITINOL.



Esta aleación de Níquel-Titanio en comparación con la de acero inoxidable, poseía mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura por torsión. Contienen aproximadamente 50-56% de níquel y 44-50% de titanio. Su primera aplicación en odontología fue para los alambres de ortodoncia por Andreasen y Hilleman, en 1971².

Durante 1988, Walia y cols., analizaron las características de unas limas experimentales de calibre 15 con sección triangular, elaboradas con Nitinol y hallaron excelentes propiedades físicas, como flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión con respecto a las de acero inoxidable^{1,2}.

Los primeros instrumentos rotatorios en Níquel-Titanio fueron desarrollados durante 1993-1994 por John McSpadden y Ben Johnson. A partir de allí y hasta la actualidad, con constantes innovaciones y adaptaciones en el diseño, así como variantes en la aleación entre cada generación de instrumentos.

Es importante destacar, que si bien las especificaciones 28 y 58 de la ANSI/ADA y 3630/1 de la ISO/FDI (1992) dictan la conicidad de 0.02mm de longitud para la parte activa en las limas tipo K y H. Los instrumentos de Níquel-Titanio accionados con motor, no obedecen esta estandarización, ya que generalmente presentan conicidad variable de acuerdo con el fabricante⁶.

Este sistema de instrumentos fabricados con la aleación de Níquel-Titanio consta de una variedad de limas, las cuales son más flexibles en comparación con las de acero inoxidable tradicionalmente utilizadas, esta característica intenta evitar que sufran fracturas en el interior del conducto.

Este tipo de instrumentación rotatoria constituye o representa la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación del tratamiento de los conductos radiculares. El tipo de conformación es realizado mediante rotaciones del instrumento a 360° al interior del sistema de conductos radiculares, impulsados por una fuente de energía (baja revolución)⁸.



Algunos de los sistemas de instrumentación rotatoria existentes en el mercado y que de acuerdo con la evidencia actual son los más utilizados con resultados aceptables a largo plazo: Protaper, Profile, K3, Hero 642, Lightspeed, Sistema GT, Quantec, Power R, Flexmaster, RaCe, S-Apex, Endosequence, EndoEZE (8AET), Mtwo, EndoWave, Endo-Express, Navyflex, Liberator, Lightspeed extra, NITI-Tee, Endomagic⁴³.

En la actualidad se han desarrollado nuevas técnicas utilizando procesos que controlan la memoria de la aleación Níquel-Titanio, como lo son las limas Hyflex CM™.

Estas presentan una mayor flexibilidad, con la principal característica de memoria controlada, la cual permite seguir la anatomía del sistema de conducto radicular, reduciendo de esta manera el riesgo de que se produzcan escalones, transporte o perforación.

Con respecto a las técnicas para la preparación del sistema de conductos radiculares, Clem en 1969, fue el primer autor en hacer énfasis sobre la importancia de la preparación en diferentes pasos durante la instrumentación del sistema de conductos radiculares atrésicos y curvos. Sugirió el uso de únicamente instrumentos de menor calibre en la porción apical del conducto radicular, seguido de una preparación con retroceso progresivo y aumento en el diámetro de los instrumentos en sentido ápice/corona, que fue denominado *step preparation*⁸.

Esta fue una gran contribución que permitió a otros autores desarrollar diversas técnicas innovadoras, tomando como base el principio en el que trabajó Clem. A la par de estos avances se añadió H. Schilder, quien eligió el término de *“limpieza y conformación de los conductos radiculares”* para definir la serie de manipulaciones efectuadas al interior del sistema de conductos radiculares, con el fin de conseguir la modificación de su morfología



respetando al máximo la anatomía interna original, con el objetivo de la limpieza y remoción completa del contenido del conducto, así como su desinfección^{2,3}.

L. Tronstad utilizó el concepto de *instrumentación quimiomecánica* para aunar la acción mecánica de los instrumentos con el de las soluciones irrigadoras^{2,4}.

Se observó que la técnica en sentido ápice-corona, restos de tejido necrótico podrían extruirse a los tejidos periapicales, derivando en una agudización del paciente. Razón por la cual es fundamental llevar a cabo una técnica de preparación, limpieza y desinfección instrumentando en sentido corona-ápice, ampliando inicialmente los tercios cervical y medio del conducto radicular seguida de la abundante irrigación con solución de hipoclorito de sodio.

Esta técnica denominada, Crown-Down Pressureless Preparation, por Marshall y Pappin, cambió el anterior concepto de preparación ápice-corona (al evitar llevar restos de tejido necrótico a los tejidos periapicales) y permitió el desarrollo de diferentes técnicas de otros autores⁸.

2. TRATAMIENTO DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES

El tratamiento del sistema de conductos radiculares (endodóncico), abarca toda la serie de procedimientos que son realizados al interior del sistema de conductos con el fin de conseguir diversos objetivos⁸. Con base en el establecimiento de un previo diagnóstico, implica el manejo de pulpas vitales y necróticas, para poder conservar los dientes, su función y estética¹⁵.

Su éxito depende de la eficacia en las diferentes etapas que lo conforman, ya que cualquier resto de tejido necrótico (biofilm intrarradicular), bacterias o residuos resultantes de la preparación químico-mecánica que conlleva el

tratamiento de conductos, que no sea removida y permanezca dentro del sistema de conductos, puede contribuir al fracaso del tratamiento¹⁵.

También es importante considerar que la conformación del conducto está vinculado a las posibles variables anatómicas del sistema de conductos radiculares¹⁵.

2.1. Objetivos

La preparación, limpieza y conformación es el objetivo principal del tratamiento endodóncico.

La conformación biomecánica como uno de los objetivos del tratamiento del sistema de conductos radiculares, tiene como finalidad la ampliación de manera gradual y controlada de uno o más conductos radiculares, preservando su anatomía original con la conservación de las curvaturas presentes, permitirá que sea posible su limpieza a través de soluciones irrigantes y posteriormente la obtención de un cierre tridimensional del espacio radicular con un material biocompatible aunado a un cemento sellador¹⁶.

El objetivo final del tratamiento del sistema de conductos radiculares es la prevención del desarrollo de periodontitis apical, o en su defecto, cuando ésta ya se encuentra presente, llevar a cabo las condiciones en las que sea posible la curación del tejido perirradicular (Figura 4 y 5)⁵.

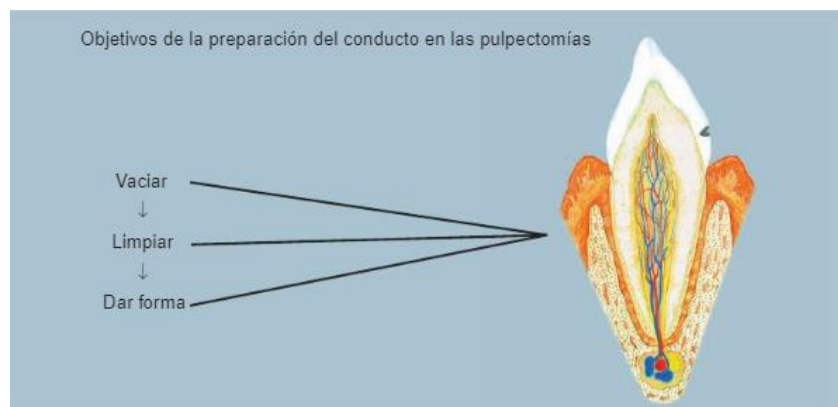


Figura 4. Objetivos de la preparación del conducto en pulpectomías⁶.



Figura 5. Objetivos de la preparación del conducto con patología periapical⁶.

2.2. Anatomía del sistema de conductos radiculares

Las mayores complicaciones que se presentan durante el tratamiento de conductos están principalmente relacionadas con la complejidad de la anatomía del sistema de conductos radiculares, el cual por su naturaleza presenta morfologías con conductos laterales, accesorios, ramificaciones, deltas apicales y otras anatomías como conductos curvos (Figura 6)².

Es importante destacar, que la conformación de conductos debe tener como base la conservación de la anatomía desde la porción radicular del conducto hasta su porción apical¹⁶.



Figura 6. Complejidad de la anatomía dental
A. Vista vestibular; B. Vista interproximal⁵.



2.2.1. Análisis de curvatura

El análisis y determinación de la complejidad anatómica de las curvaturas en los conductos radiculares ha sido clasificado por diversos autores, los cuales se han basado en observaciones anatómicas, radiográficas y actualmente con el uso de tomografía computarizada Cone beam, así como en mediciones geométricas y análisis matemáticos¹⁶.

Estos diferentes tipos de análisis de las curvaturas han sido realizados con base en estudios bidimensionales y análisis multidimensionales.

En las curvaturas que son observadas en un plano bidimensional, como las observadas en una radiografía, se deben considerar algunos parámetros como:

- Ángulo de curvatura: Generalmente se encuentra definido por el ángulo formado por las líneas de eje del conducto radicular, antes y después de la curvatura.
- Radio de curvatura: Une a las dos líneas del eje del conducto radicular¹⁶.

La importancia radica en el conjunto de estos valores, ya que se debe tomar en cuenta el radio de la curvatura y el ángulo para determinar la verdadera dificultad de la curvatura¹⁶.

A menor radio de curvatura, más brusco es el cambio de dirección, por lo tanto, será más severa.

2.2.1.1. Schneider

Fue el primero en medir la angulación de los conductos radiculares, ha sido establecido como base fundamental para establecer el ángulo de curvatura de los conductos radiculares^{23,24}.

La técnica de Schneider mide el ángulo de la curvatura, que es formado al trazar una línea a lo largo del eje longitudinal del conducto radicular (línea A) y una línea que une al foramen apical hasta el punto de la curvatura inicial

(línea B) (Figura 7). Su medida expresada en grados da pie a la siguiente clasificación:

- Rectas: 10° o menos
- Moderadas: 10°-25°
- Severas: 25° o más

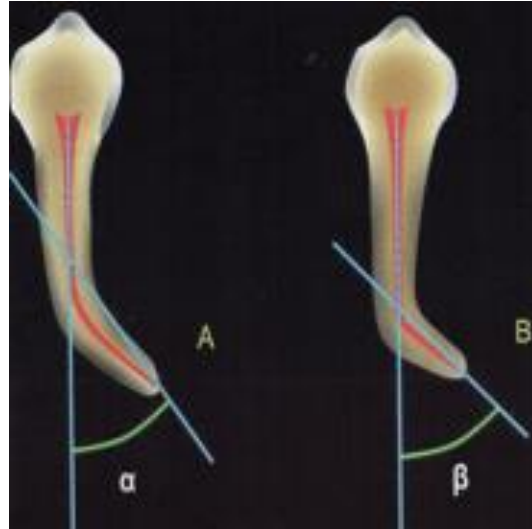


Figura 7. Ángulo de curvatura Schneider²⁵.

2.2.1.2. Estrela

La determinación del ángulo de la curvatura mediante el método de Estrela, se realiza al trazar dos líneas semi rectas de 6mm cada una, que son superpuestas al conducto radicular. De acuerdo con este método, la primera línea (línea A) trazada representa la continuidad hacia la región apical del conducto y la segunda el tercio medio y cervical (línea B)²⁴.

Independientemente de la longitud de la primera línea trazada, sólo se toman en cuenta los 6 mm más cercanos a la segunda línea.

Se marca el punto medio de ambas líneas. A partir de este punto, dos líneas perpendiculares a estas líneas se dibujan hasta que se encuentran en un punto central, que es denominado *circuncentro*²⁴.

La distancia entre el circuncentro y el centro de cada semi recta es el radio de la circunferencia el cual determina la magnitud de la curva (Figura 8)²⁴.

Los resultados, son clasificados de la siguiente manera:

- Radio pequeño: Menor o igual a 4mm Curvatura severa
- Radio intermedio: De 4mm a 8mm Curvatura moderada
- Radio grande: Mayor a 8mm Curvatura leve

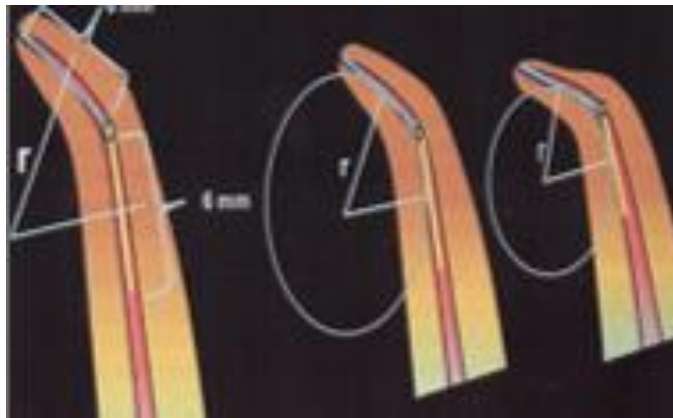


Figura 8. Análisis de curvatura método Estrela²⁵.

2.2.1.3. Pruett

En 1997, Pruett propuso que la evaluación de las curvaturas debía realizarse por el ángulo y el radio de la curvatura, que sería determinada matemáticamente a partir de radiografías²³.

Destacando que el ángulo del radio de la curvatura es imprescindible ya que este tiene un impacto en la fatiga cíclica de los instrumentos que son utilizados en el interior del sistema de conductos radiculares.

El análisis de curvatura, mediante del método de Pruett, se realiza trazando una línea a lo largo del eje longitudinal de la porción recta (línea A), desde la porción coronal del conducto, a la par, también es trazada otra línea a lo largo del eje longitudinal de la parte recta apical del conducto (línea B)²³.

La porción curva estará representada por una circunferencia con tangentes en ambos puntos, el ángulo de curvatura estará formado por líneas perpendiculares marcadas desde los puntos de desviación intersectadas en el centro de la circunferencia. La longitud de ambas líneas, expresada en milímetros, determinará el radio de la curvatura (Figura 9).

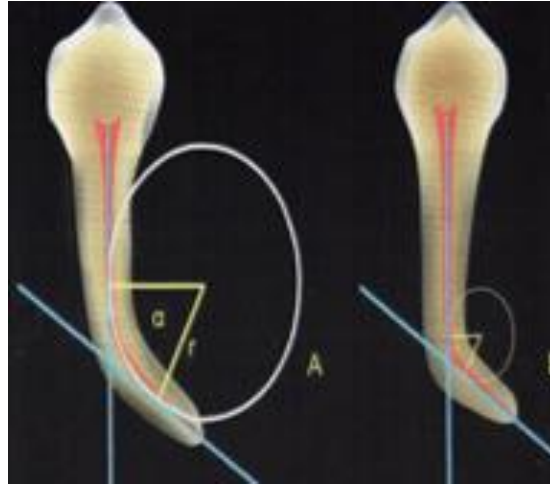


Figura 9. Análisis de curvatura método de Pruett²⁵.

2.3. Microbiología del sistema de conductos radiculares

Las bacterias de la cavidad oral en su totalidad poseen las mismas oportunidades para invadir el sistema de conductos radiculares, sin embargo, únicamente un cierto grupo de estas bacterias ha sido identificado en el interior de los conductos afectados¹⁵. En la actualidad, con las constantes innovaciones en estudios científicos y en técnicas para la identificación de microorganismos han sugerido que la complejidad de esta flora endodóntica es mayor a lo que se había considerado en el pasado. el ambiente anaerobio, las interacciones y competencia entre microorganismos, así como la disponibilidad de nutrientes dentro de este mismo ambiente, son los factores principales que definen la composición de la flora microbiana¹⁵.

Durante la fase inicial de una infección en el interior del sistema de conductos radiculares, el número de especies bacterianas es normalmente limitado, si la



invasión es producida por caries, las bacterias involucradas en el inicio del proceso cariogénico son las primeras en colonizar la pulpa (Figura 10)⁵.

Y en los casos donde no existe una aparente comunicación con la cavidad oral y las bacterias entran a través de los túbulos dentinarios, como ocurre en el caso de los traumas sin exposición de la pulpa, la invasión bacteriana no sigue un esquema recurrente⁵.

Takehashi y cols., confirmaron la importancia de los microorganismos en la etiología de las patologías pulpares y concluyeron que, sin la presencia de estos, no sería posible el desarrollo de patologías pulpares y periapicales.

Los microorganismos anaerobios y bacterias Gram negativas se incluyen dentro de las principales causantes de estas patologías (Cuadro 1)^{15,23}.

Los nutrientes de las bacterias pueden ser obtenidos, a través de la cavidad oral, específicamente del tejido conjuntivo en fase degenerativa, del contenido de los túbulos dentinarios o del fluido que proviene de los tejidos periapicales^{1,15}. Las sustancias exógenas, como los carbohidratos fermentables, influyen en la ecología microbiana en la porción coronal de un conducto, promoviendo de esta manera el crecimiento de especies que obtienen su energía de la fermentación de los carbohidratos.

Las glicoproteínas y las proteínas constituyen los principales sustratos energéticos al interior del sistema de conductos radicular, que a su vez favorecen el crecimiento de bacterias anaerobias¹.

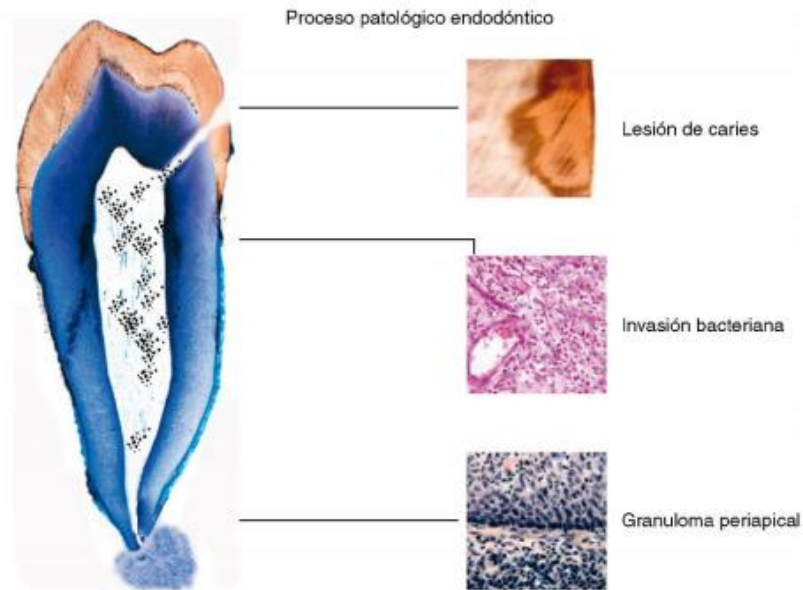


Figura 10. Proceso patológico endodóntico⁵.

	ANAEROBIOS		FACULTATIVOS
Cocos Gram +	Peptostreptococcus	Cocos Gram +	Streptococcus Enterococcus
Bacilos Gram +	Actinomyces Eubacterium Propionibacterium	Bacilos Gram +	Actinomyces Lactobacillus Corynebacterium
Cocos Gram -	Veillonella	Cocos Gram -	Neisseria
Bacilos Gram -	Porphyromonas Prevotella Fusobacterium Selenomonas	Bacilos Gram -	Capnocytophaga Eikenella Campylobacter
Espiroquetas	Treponema	Levadura	Candida

Cuadro 1. Principales microorganismos en procesos endodónticos²³.

En estudios recientes, se ha detectado la presencia de hongos y arqueas, así como virus en las infecciones de origen endodóntico¹⁷, pero como se ha mencionado anteriormente, las bacterias constituyen los principales microorganismos implicados en la patogenia de las enfermedades periapicales.



En las fases avanzadas del proceso infeccioso endodóncico, se han observado colonias organizadas en biopelícula adherida a las paredes del sistema de conducto radiculares⁵.

Riccuci y Siqueira¹⁷, asociaron la presencia de biopelículas con diversas presentaciones de periodontitis apical, a partir de diferentes observaciones que realizaron, evaluando dientes no tratados con periodontitis apical primaria y dientes con enfermedad, posterior al tratamiento¹⁷.

La importancia del reconocimiento de las biopelículas como principal modo de colonización bacteriana en el sistema de conductos radiculares refuerza las teorías de la ausencia de eficacia antibiótica frente a las infecciones endodónticas¹⁵.

2.4. Limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares

Considerando que la importancia del tratamiento de dientes con diagnóstico de periodontitis apical, donde la presencia de microorganismos alcanza profundidades de hasta 400 μm al interior de los túbulos dentinarios, formando colonias y favoreciendo las condiciones para que continúe el mantenimiento de la infección en el sistema de conductos radiculares¹⁹. Tomando en cuenta que se ha demostrado que la biopelícula se encuentra principalmente en la superficie de la pared dentinaria, próxima a la luz del conducto radicular, así como concentración microbiana presente en istmos, donde los instrumentos endodóncicos tienen limitado acceso y no pueden realizar una limpieza correcta, es necesario el uso de sustancias químicas que tengan como función principal la antisepsia y limpieza de las regiones donde no es posible el acceso de los instrumentos¹.

La preparación biomecánica del sistema de conductos radiculares consiste en obtener principalmente, un acceso directo y franco, para posteriormente realizar una limpieza químico-mecánica a través de la conformación del



conducto radicular por medio de instrumentos y complementada esta acción con la irrigación con sustancias químicas^{1,5,15}.

La conformación y la limpieza están dirigidas a erradicar la contaminación microbiana del sistema de conductos radiculares⁵.

2.4.1. Objetivos

Los principales objetivos de la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares son⁵:

- Remoción del tejido vital o necrótico
- Eliminación de materia orgánica e inorgánica
- Proporcionar acceso a las soluciones de irrigación y desinfección hasta la zona apical
- Creación de espacio continuo cónico para la colocación de medicamentos y la posterior obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares
- Conservación de la integridad de las estructuras radiculares, sin modificar su trayectoria^{5,15}.

Schilder, ha señalado que los conductos deben ser preparados con una conicidad uniforme y continua²⁰, aunque este objetivo favorece más la obturación que la eficacia antimicrobiana.

2.4.2. Soluciones irrigantes

El conteo de microorganismos dentro del sistema de conductos radiculares se reduce a través de la preparación mecánica del conducto radicular, pero es imprescindible el uso de soluciones irrigadoras que entren en contacto con las superficies donde no es posible el acceso de los instrumentos, para llevar a cabo la desinfección del sistema de conductos radiculares¹⁵.

Los objetivos de la irrigación en el tratamiento de conductos radiculares son principalmente mecánicos, químicos y biológicos⁵.

- Limpiar los residuos
- Lubricación del conducto radicular
- Disolución del tejido orgánico e inorgánico

Evitar formación del barrillo dentinario o su disolución durante la instrumentación (Figura 11).

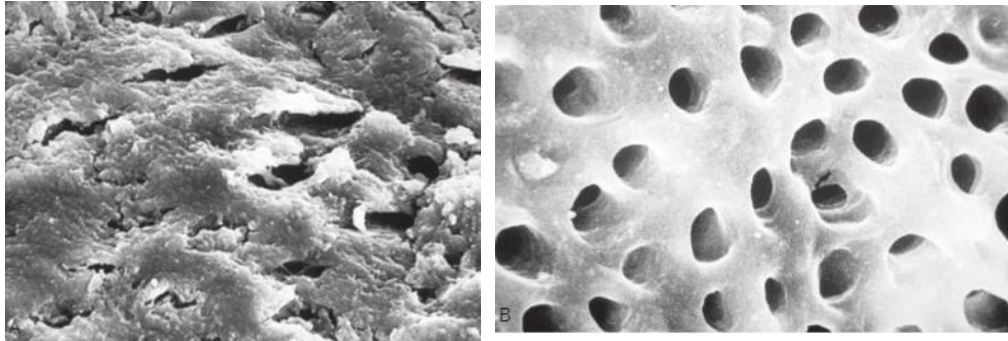


Figura 11. Izquierda; pared del conducto con barrillo dentinario
Derecha; Sin barrillo dentinario después de uso EDTA⁶.

Hasta la actualidad, no existe ninguna solución irrigadora que tenga todas las propiedades ideales que debe poseer un irrigante ideal (Cuadro 2), sin tener características negativas y que se considere totalmente óptima para llevar a cabo los objetivos de la limpieza y desinfección del sistema de conductos radiculares, no obstante, el uso combinado de soluciones irrigantes con diferentes propiedades contribuye el éxito del tratamiento endodóncico^{1,5}.

Propiedades ideales en los irrigantes para el tratamiento de conductos radiculares

- Acción antimicrobiana
- Disolución de tejidos orgánico e inorgánicos
- No causar irritación a tejidos periapicales
- Sustantividad
- Tensión superficial baja
- Permanecer activo ante presencia de sangre, suero y/o derivados proteicos de los tejidos
- No producir efectos citotóxicos
- No producir alteraciones de la microestructura dentinaria

Es importante destacar que cualquier solución utilizada, debe entrar en contacto con los tejidos sobre los cuales actúa, así como con los microorganismos a ser eliminados, para poder ejercer su función¹.

Es de considerar que el Hipoclorito de sodio se reduce si es utilizado con otras sustancias irrigadoras como Clorhexidina y EDTA, las mezclas entre estas sustancias producen reacciones no recomendables, como la inactivación de una sustancia sobre la otra, por lo que es importante la irrigación con solución salina, para neutralizar su efecto sobre la otra solución realizándolo entre la irrigación de las sustancias¹⁵.

Solución Irrigadora	Propiedades
Hipoclorito de sodio^{1,5,15} (NaOCl)	Concentraciones del 0.5%-5.25% pH 11 Disolución de tejido orgánico y biofilm Acción antibacteriana (temperatura alta) Toxicidad Ineficacia remoción barrillo dentinario
Clorhexidina^{1,5} (Gluconato de clorhexidina)	Concentración 2% Sustantividad Acción antibacteriana Toxicidad reducida Ineficacia remoción tejido orgánico
EDTA^{1,5,15} (Ácido etilendiaminotetraacético)	Concentración 17% pH 7 Quelante Eliminación barrillo dentinario No posee acción antibacteriana
BioPure MTAD^{1,21,22} (Dentsply, Tulsa, OK)	Mezcla que contiene 3% doxiciclina, ácido cítrico 4.25% y un detergente 0.5% Sustantividad (Doxiciclina) Efectivo contra E. faecalis Eliminación barrillo dentinario Toxicidad reducida
Tetraclean^{1,21,22} (Ogna Laboratori Farmaceutici, Milán Italia)	Mezcla de doxiciclina (50mg/ml), ácido cítrico, y un detergente (propilenglicol) Eliminación barrillo dentinario Afectivo contra anaerobios facultativos Baja tensión superficial Efectivo contra E. faecalis que MTAD Sustantividad

3. ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO EN LA FABRICACIÓN DE INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS

La aleación de Níquel-Titanio tiene dos principales características que la distinguen de las demás, las cuales son: memoria de forma y superelasticidad⁷. El término memoria de forma, se refiere a la capacidad de esta aleación, para recuperar su forma inicial a través del calentamiento después de la tensión⁷. Esta propiedad ha sido utilizada principalmente en ortodoncia, y en los últimos años en instrumentos útiles en endodoncia¹¹.

Se define como superelasticidad, a la propiedad que poseen los cuerpos para deformarse mediante la aplicación de fuerzas externas y la habilidad de regresar a su estado original, al cese de la fuerza aplicada⁷. Se debe considerar que existe el término “límite elástico”, en el que cuando este límite es sobrepasado, hay una deformación plástica, la cual impide la recuperación de la forma inicial, aunque dejen de aplicarse fuerzas externas^{7,11}.

Por sus características, las limas de Níquel-Titanio son más eficaces cuando son utilizadas con movimientos de rotación, sea manual (fuerzas balanceadas) o mediante sistemas rotatorios.

La aleación de Níquel-Titanio ha sido utilizada para la fabricación de limas tipo K: Nitiflex (Figura 12) o Sureflex (Dentsply/Maillefer) de limas tipo H: NiTi H-File (Sendoline); Hyflex X-File (Hygienic Co.) y también de los instrumentos utilizados en las técnicas mecanizadas⁶.

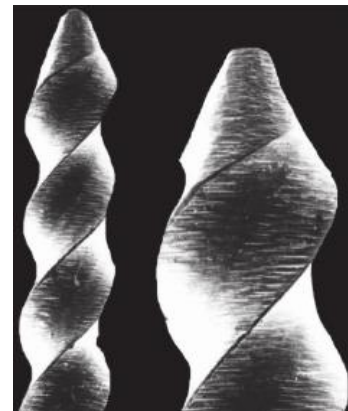


Figura 12. Detalle punta Batt, lima Nitiflex

El uso de instrumentos endodóncicos con aleación de Níquel-Titanio proporciona una ventaja en la conformación de los conductos radiculares, ya que permite una armonía con la anatomía original del sistema de conductos radiculares¹¹.

3.1. Propiedades físicas y químicas de las aleaciones de níquel-titanio

Los instrumentos endodóncicos fabricados con aleaciones de Níquel-Titanio poseen buenas propiedades físicas, en comparación a los fabricados con acero inoxidable: superelasticidad, aceptable resistencia a la fractura por torsión, buena capacidad de corte con un diseño adecuado del instrumento y memoria de forma, es decir, capacidad para deformarse de manera reversible ante una presión y recuperar su forma inicial, por lo que no es posible precurvarlas. Si es sobrepasado el límite elástico, la deformación será irreversible².

Estas aleaciones poseen dos formas cristalográficas: austenita y martensita. La transformación desde la fase austenita a la martensita se produce cuando se aplica un estrés al instrumento (presión, calor). Al iniciarse esta transformación, el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con facilidad (Figura 13)¹.

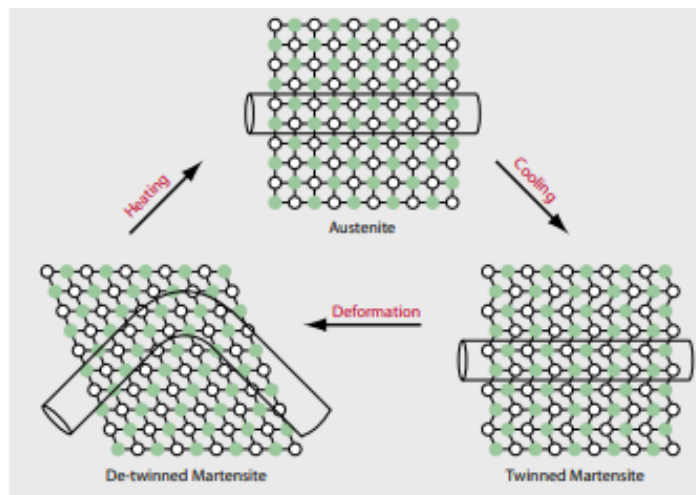


Figura 13. Transformación fases y el efecto memoria de forma⁷.



Las aleaciones Níquel-Titanio contienen aproximadamente 56% de Níquel y 44% Titanio, en algunas aleaciones un pequeño porcentaje (2%) de Níquel puede ser sustituido por cobalto. El resultado de la combinación es una relación equiatómica, característica que le ha conferido resistencia a la corrosión⁷.

Su mejor indicación es la fabricación de instrumentos para ser utilizados en rotación horaria continua por medios mecánicos¹.

Estas aleaciones derivan de una transformación martensítica generalmente conocida como, transformación martensítica termoelástica. Esta transformación permite la recuperación de deformaciones elevadas y puede ser activada mecánicamente (MI, Stress Induced Martensite) o a través de variaciones de temperatura (Termally Induced Martensite).

La superelasticidad es la característica principal que hace a esta aleación útil para la fabricación de instrumentos utilizados en el tratamiento del sistema de conductos radiculares^{1,7}.

La predisposición de esta aleación a sufrir amplias deformaciones en el campo elástico en virtud de una carga constante, son consecuencia de un cambio en la estructura cristalina (cambio de fase) y no por desplazamiento de los planos, como ocurre en la mayoría de los metales. Existen tres fases en aleación NiTi^{1,7}:

- Austenítica

Estructura de retículo cúbico de cuerpo centrado, fase más estable

- Martensítica

Retículo hexagonal compacto, más dúctil, pero con mayor inestabilidad

- Intermedia/Transformación

Denominada fase R, es la fase de transición de las dos fases anteriores, con configuración cristalográfica (trigonal) y orientación diferente de los cristales.

Compuesta por una serie de fases intermedias las cuales son transformadas unas dentro de otras, causando un movimiento de los átomos de Níquel y Titanio en sentido opuesto y paralelos a los niveles cristalinos; esto no implica variación a la forma cristalográfica¹.

Cada fase cristalina existe en un intervalo de temperatura específico. La transición de una fase a otra únicamente es posible en un rango de temperatura incluido desde el inicio hasta el final de la transformación. Bahia y cols. en estudios al respecto, reportaron que las temperaturas para la transformación de los instrumentos de Níquel-Titanio son (Figura 14)²⁵:

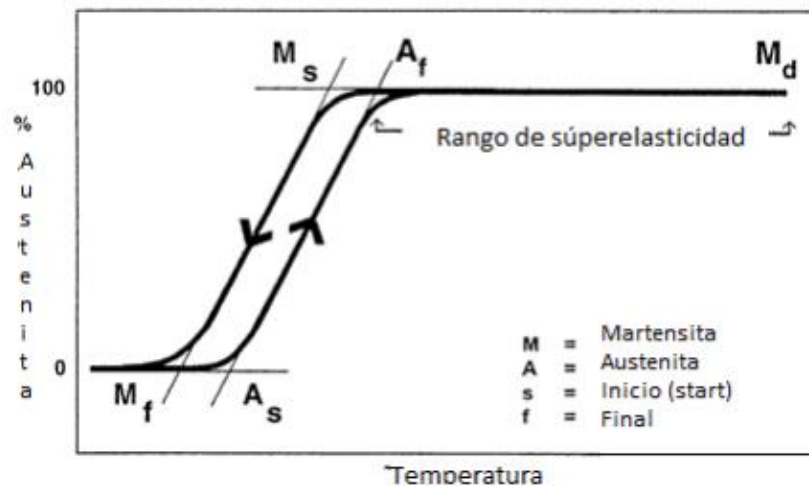


Figura 14. Cambios de temperatura transición de fases²⁵.

As: Temperatura al inicio de la transformación de austenita (3-4°C)

Af: Temperatura al final de la transformación austenita (22.9°C)

Ms: Temperatura al inicio de la transformación martensítica (18.2°C)

Mf: Temperatura al final de la transformación de martensita (-2-3°C)

Enfriar la aleación por debajo del rango de temperatura de transformación además de la modificación cristalina, también hace cambios en las propiedades físicas con un incremento en la maleabilidad (Fase martensítica)⁷.



Al incrementar la temperatura por encima del rango de temperatura de transformación vuelve a la fase más estable con un retículo cúbico de cuerpo centrado^{1,7}.

La aleación en estado de reposo y a temperatura ambiente, se encuentra en la fase austenítica y en la intermedia R que, si es sometida a cargas mecánicas, se modifica la fase cristalina^{1,7}.

Para que la transformación martensítica por esfuerzo se lleve a cabo de manera adecuada, se requiere que la carga sea constante. Por lo que es requisito que la pieza que haga rotar los instrumentos lo haga con una velocidad y torque adecuados, de esa manera administra energía constante¹.

3.2. Variantes de la aleación

Posteriormente, salieron al mercado instrumentos de aleación Níquel-Titanio denominada M-Wire. En la que, a partir de una serie de tratamientos térmico y torsional aplicados a la aleación durante las conformaciones de los vástagos, se permitió aumentar su resistencia a la fractura cíclica.

La implantación de iones de titanio en la superficie del instrumento forma una capa de nitruro de titanio que incrementa la capacidad de corte y la resistencia al desgaste. El electropulido de la superficie de los instrumentos también incrementa su resistencia a la rotura por torsión M-Wire (Vortex, Wave One, Maillefer).

En actualidad también son comercializados instrumentos de Níquel-Titanio denominados CM (Controlled Memory) con la gran característica de ausencia de memoria de forma, gran flexibilidad, memoria de recuperación posterior a procedimientos de aumento de temperatura y alta resistencia a la fractura. Dentro de esta serie se encuentran las limas Hyflex CM (Coltene Whaladent)⁶.



Las aleaciones de Níquel-Titanio han ido mejorando, la aleación en fase austenita es sometida a un tratamiento térmico de calentamiento y enfriamiento, hasta alcanzar la fase R (romboédrica), previa a la fase martensita. 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. Confiriendo a estos instrumentos mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica R-Phase (Twist File, Sybron Endo)⁵.

3.3. Mecanismos de fractura

Durante la fase de conformación, los instrumentos endodóncicos son sometidos a diversas fuerzas, entre las que están flexión, torsión, tracción y presión apical. Estas pueden ser divididas en simples (flexión, torsión y verticales) y compuestas (flexo-torsión)¹.

La resistencia elástica que poseen los instrumentos elaborados con aleaciones de Níquel-Titanio y su capacidad de soportar estrés sin presentar fracturas, son resultado de la función de la cohesión intermolecular (fuerza de sus enlaces) y depende de la estructura interna de la aleación y de los defectos o puntos débiles presentes en el material, ya sea, en el interior o en la superficie¹.

Si los instrumentos son sometidos a fuerzas estáticas o dinámicas, no se limitan a resistir o a fracturarse, sino que atraviesan en forma dinámica las siguientes fases¹:

- Deformación reversible/elástica

Después de la cual el instrumento puede regresar a su forma inicial, si la carga o fuerza desaparece



- Deformación irreversible/plástica
Después de la cual ya no puede regresar a su forma inicial, aun cuando la carga o fuerza ha desaparecido
- Fractura
En este caso la fuerza que ha actuado sobre el cuerpo ha superado su capacidad para soportar la deformación^{1,6}.

Sattapan y cols., han diferenciado dos tipos de fracturas: por torsión (con deformación) y por fatiga en flexión (con deformación)¹.

3.3.1. Fractura por torsión

La fractura por torsión se manifiesta por un par de fuerzas que actúan a lo largo del instrumento, contrapuestas entre sí y ortogonales al eje mismo. Este tipo de fractura suele manifestarse con la apertura de las espiras del instrumento¹.

Se presenta cuando una parte del instrumento rotatorio (generalmente la punta) rota a una velocidad diferente o permanece bloqueada con respecto a la otra (su eje) que continúa rotando. En esta situación, en que una parte del instrumento se encuentra trabada y la otra gira, es superado el límite de elasticidad de la aleación y como consecuencia puede haber una deformación o rotura del instrumento^{1,6}.

Generalmente, los instrumentos con menor diámetro en la punta son los que sufren con mayor frecuencia fractura generada por torsión y comúnmente presentan signos de deformación en las espiras¹.

El torque de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio depende de la velocidad de rotación, ya que al aumentar la rotación también aumentan los fenómenos de fatiga cíclica; la sección de ángulos de corte, producen un menor efecto de torque que los instrumentos con superficie de aplanado, y finalmente, los valores de resistencia al torque disminuyen en la medida en que aumenta el número de conductos¹.



3.3.2. Fractura por fatiga cíclica

La rotación por flexión al interior de una curvatura del sistema de conductos radiculares por los procesos endodóncicos determina un proceso de fatiga cíclica, puede ocurrir cuando el instrumento está sometido a esfuerzos sucesivos que superan su límite de fatiga y de elasticidad, ya que ocurren alteraciones en la estructura atómica de la aleación metálica que modifican la fase austenítica, la cual tiene mayor resistencia a la fractura, hacia la fase martensítica, que es menos resistente^{1,6}.

En la aplicación inicial del estrés al Níquel-Titanio, la tensión es proporcional; pero permanece esencialmente la misma cuando la aplicación de estrés adicional alcanza un nivel específico, apareciendo lo que se llama meseta de carga¹.

Los instrumentos con diámetros mayores son más susceptibles de separación por fatiga cíclica, producida generalmente por períodos prolongados de estrés repetido o ciclos de estiramiento. La anatomía compleja del sistema de conductos radiculares también es influencia en la frecuencia de las fracturas por fatiga cíclica¹.

4. SISTEMAS ROTATORIOS NÍQUEL-TITANIO PARA LA CONFORMACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES

Los sistemas rotatorios constituyen la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación de la endodoncia, está influenciada principalmente por la anatomía del sistema de conductos radiculares, por lo que los análisis que correlacionan la intensidad del estrés acumulado por los instrumentos rotatorios en Níquel-Titanio en el radio de curvatura y el ángulo de curvatura del conducto, ya que se ha observado que a mayor radio de curvatura menor será el estrés y a mayor ángulo mayores serán las cargas a las cuales será sometido el instrumento¹.

4.1. Diseño de los instrumentos Níquel Titanio

El diseño de los instrumentos de Níquel-Titanio es fundamental ya que caracteriza, a cada uno de los que se encuentran disponibles en el mercado que han sido propuestos por cada fabricante, así como la manera en la que actúa cada uno¹.

Con el paso de los años estos diferentes diseños se han modificado ampliamente, por lo que se han sido agrupando en generaciones^{1,5,6}.

La *primera generación* estaba caracterizada por instrumentos que poseían planos radiales y de una parte central (Núcleo o alma residual) de diámetro reducido, debido a una mayor flexibilidad de los instrumentos de conicidad aumentada, que han sido desarrollados a la par de la instrumentación rotatoria en Níquel-Titanio¹.

La limitación de estos instrumentos (Profije y GT) (Figuras 15 y 16) residía en su baja agresividad, debido a la presencia de planos radiales y de ángulos de corte neutros.

La punta de los instrumentos de primera generación era principalmente no cortante, aunque había excepciones como en la marca Quantec, que poseía planos radiales y ángulos de corte positivos^{1,6}.

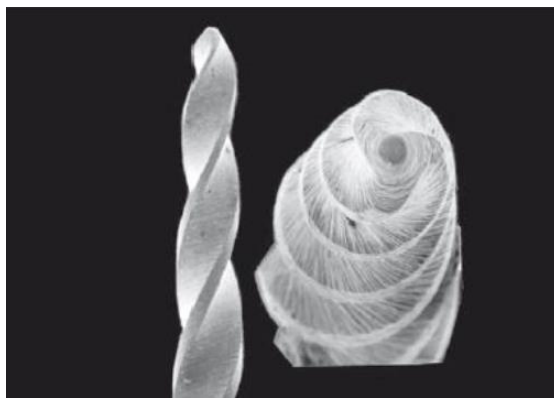


Figura 15. Sección y parte activa del instrumento GT⁶.



Figura 16. Secuencia instrumentos GT⁶.

En los siguientes años y tomando en cuenta la posibilidad de controlar la instrumentación rotatoria a través de valores adecuados de torque y velocidad ejerciendo una mínima presión, se enfatizó un mayor cuidado en la capacidad de corte de los instrumentos por lo cual se les podría considerar dentro de la *segunda generación* de instrumentos, con ángulos y hojas de corte negativos (Race) Figura 17) o con hojas y ángulos de corte positivo (Hero) (Figura 18), mediante el incremento del núcleo, es decir la parte central del instrumento por lo que se aumentaba la resistencia a la torsión evitando el estiramiento de las espiras^{1,5,6}.



Figura 17. Detalle punta sistema rotatorio Race⁵.



Figura 18. Detalle punta sistema rotatorio Hero⁵.

En años más recientes, se han propuesto instrumentos con propiedades diferentes, que se caracterizan principalmente por un corte muy eficiente, a los cuales se les puede definir como instrumentos de *tercera generación*, que también poseen planos radiales con diseño variable que ayudan a reducir la fractura por torsión, asociados a una mejor capacidad de corte gracias a su ángulo de corte positivo, con asimetría de sus hojas¹.

Entre los instrumentos que pertenecen a esta generación se encuentran los instrumentos rotatorios Protaper (Figura 19), que son bastante eficientes en el corte, y con núcleo amplio sobre todo en los instrumentos más grandes, lo que introdujo el concepto de conicidad no uniforme del instrumento, es decir, más cónico en las porciones apicales y menos en las coronales^{1,5,6}.

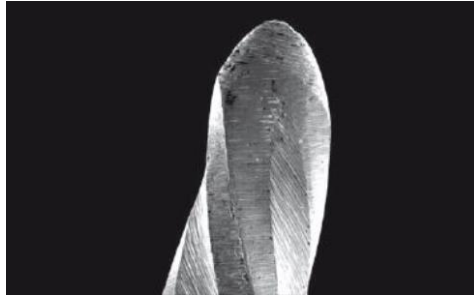


Figura 19. Detalle punta Protaper Universal⁵.

Al igual que los instrumentos descritos anteriormente, el sistema Mtwo se caracteriza por la presencia de solo dos bordes cortantes y un núcleo reducido, posee buena capacidad de corte^{1,15}.

Si es utilizado un torque elevado sobreponiendo el límite máximo de resistencia del instrumento (límite de fractura), la probabilidad de que ocurra un accidente operatorio incrementa, aunque la fractura también puede ocurrir por debajo del límite de resistencia del instrumento¹.

Los instrumentos de Níquel-Titanio requieren de nuevos diseños para conseguir una mayor efectividad clínica. Generalmente constan de ciertas características, aunque no todos las poseen, sino que es dependiente de cada fabricante².

Conicidad

Determinada en la cantidad de diámetro que aumenta el instrumento cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango. Los instrumentos manuales estandarizados poseen conicidad constante, en cambio, en los instrumentos rotatorios el principio básico es la fabricación de instrumentos con conicidad variable (Figura 20).

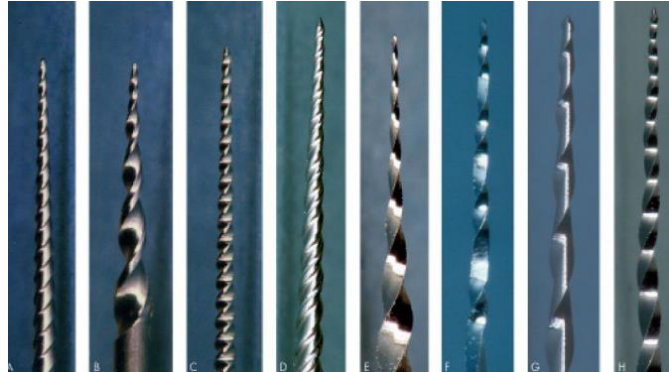


Figura 20. Diferentes instrumentos con conicidades variables⁸.

Así, actualmente se encuentran instrumentos de sistemas rotatorios con conicidades como 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.12 mm, esta característica les proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento, proporcionando menor riesgo de fractura^{5,8}.

Superficie radial o guía lateral de penetración (Radial land)

Es una superficie que se encuentra presente entre las acanaladuras, es paralela al eje longitudinal del instrumento, que incluye el borde del corte (Figura 21).

Los instrumentos poseen un ángulo de corte que impide que los instrumentos giren si son presionados hacia el ápice, para evitar este problema, se fabrican con áreas de contacto desbastadas proporcionando un plano que se desliza en las paredes del conducto en la periferia de la lima, proporcionando la función de ensanchamiento y no de limado, lo que reduce la tendencia de la lima a enroscarse en el interior del conducto, en tanto, también disminuye el riesgo de transportación del conducto radicular^{5,25}.

Esta superficie aumenta la fricción contra la pared del conducto generando mayor resistencia en el corte, así como aumento del efecto abrasivo^{5,25}.

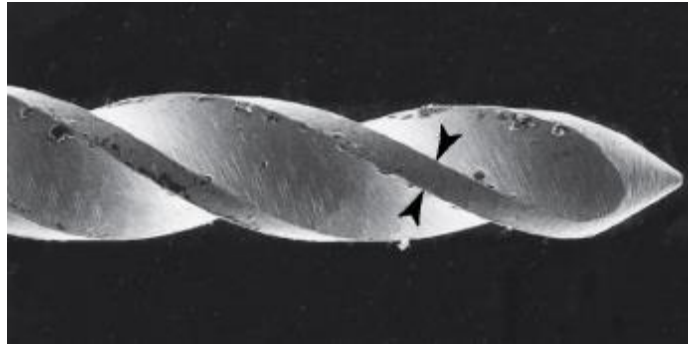


Figura 21. Instrumento NiTi ProFile rotatorio (DENTSPLY). Superficie radial (land) ancho (flechas)⁵.

Ángulo de corte

Es el principal elemento de corte en los instrumentos rotatorios, este ángulo está formado por la zona de mayor diámetro (Superficie o filo) que sigue a una espira o acanaladura (Figura 22). La eficacia de este elemento depende del ángulo de contacto con la zona de mayor diámetro y la pared del conducto radicular²⁵.

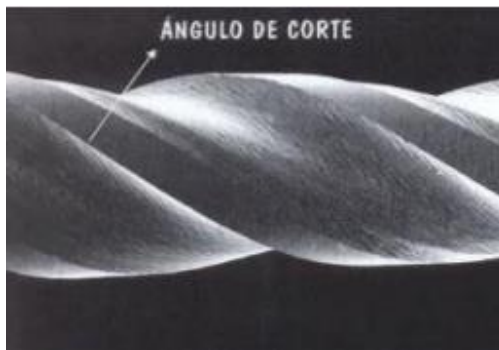


Figura 22. Ángulo de corte⁸.

El ángulo de barrido (rake angle) corresponde al filo cortante del instrumento visto en un corte perpendicular al eje del instrumento y no es precisamente el mismo de que ángulo de corte efectivo (effective rake angle) que puede ser medido de la misma manera, solo que este es perpendicular en relación con cualquiera de los filos cortantes¹⁵.

Si el ángulo formado por el borde guía y la superficie a cortar (su tangente) es obtuso, se le considera como ángulo positivo o cortante. Si este ángulo es agudo, se le considera como negativo o rasgador (Figura 23)⁸.

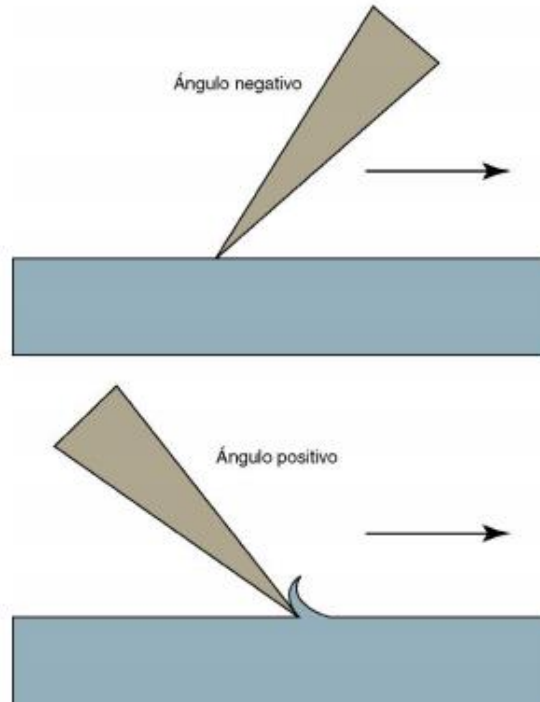


Figura 23. Ángulos de ataque positivo y negativo⁵.

Ángulo helicoidal

Este ángulo se forma de la dirección del borde de corte con respecto al eje largo del instrumento (Figura 24). Esta forma da como resultado que únicamente un pequeño sector de los bordes cortantes de cada espira este en contacto con la pared del conducto radicular, por lo que antes del borde precedente haya terminado su función, el siguiente borde ya ha comenzado a trabajar, lo cual resulta en una acción más uniforme.

Cuanto mayor es, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad, mientras que, con uno pequeño a una misma velocidad deberá trabajar más tiempo para obtener la misma eficacia de desgaste^{8,16}.

Cuando es mayor a 45° el riesgo de fractura del instrumento es mayor, el ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio es generalmente de 35° ⁸.

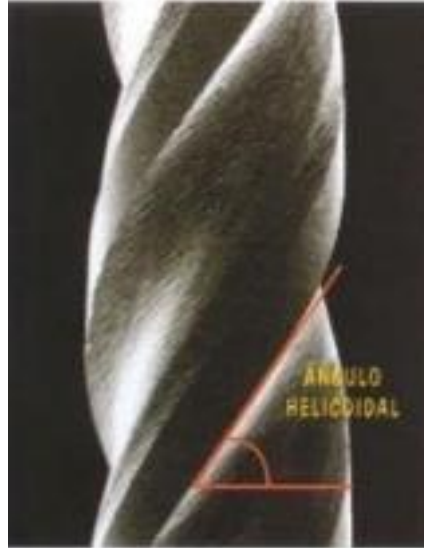


Figura 24. Ángulo helicoidal⁸.

Área de escape

Los instrumentos de Níquel-Titanio accionados a través de un motor poseen en su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, que sirven para recibir las limallas dentinarias.

Están localizadas entre los bordes de corte y la superficie radial (Figura 25), puede tener diversas formas que dependen del núcleo de la lima existiendo de forma cóncava, doble cóncava, convexa, S itálica, recta, o incluso combinada, que determinará su profundidad.

A mayor profundidad en dirección a la montura, habrá un aumento en la capacidad de descombro en las zonas que están diseñadas para la salida de desechos generados^{8,25}.



Figura 25. Área de escape

Sección transversal

Se refiere al corte perpendicular a lo largo del instrumento (Figura 26), que permite observar la distribución de las facetas y la manera en la que entran en contacto con la pared del conducto radicular. Esta sección puede ser cambiante a lo largo del instrumento, con el objetivo de mantener la flexibilidad y realizar un corte con más efectividad.

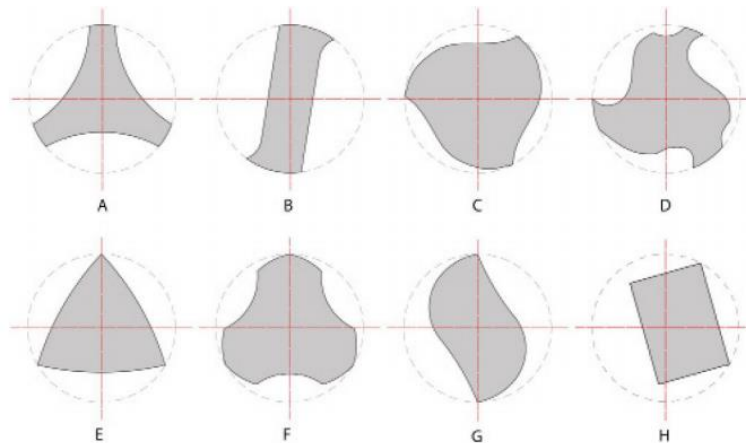


Figura 26. Sección de diversos instrumentos².

Núcleo

Es determinado por la parte del centro del instrumento, al realizar un corte perpendicular al eje longitudinal, este queda delimitado por la profundidad de las acanaladuras (Figura 27).

Puede hallarse centrada o no en la sección transversal del instrumento y poseer forma cilíndrica o cónica. La flexibilidad y la resistencia a la torsión están parcialmente determinadas por el diámetro del núcleo.



Figura 27. Núcleo de diversos instrumentos²⁵.

Diseño de la punta

La mayoría de los instrumentos rotatorios poseen punta inactiva (Roane o tipo Batt), de esta manera, el ángulo de transición entre la punta y el ángulo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico, sin embargo, hay algunos instrumentos que presentan punta activa, los cuales deben ser utilizados con mayor cuidado, ya que fácilmente pueden desviarse del conducto radicular original (Figura 28)⁸.

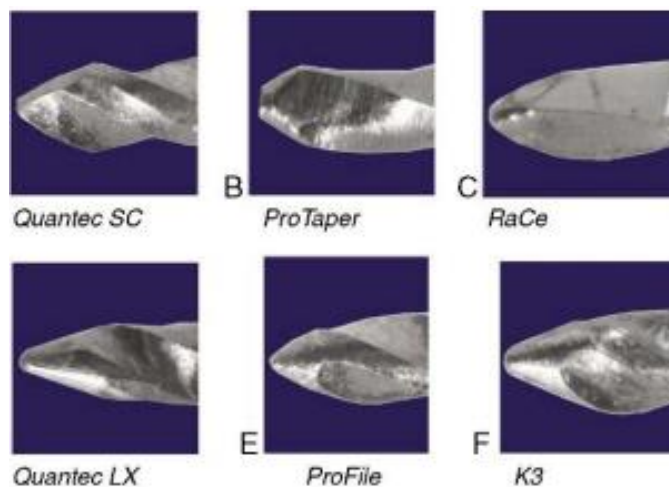


Figura 28. Diferentes tipos de punta⁵.

Pitch

También denominado distancia entre espiras de la lima (Figura 29), la cual está indicada por la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente; podría ser la distancia entre puntos correspondientes en los que no se repite el mismo patrón.

Cuanto más pequeño es o cuando más corta es la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal⁸.

La mayoría de las limas tienen un pitch variable que cambia a lo largo de la superficie de trabajo^{8,5}.

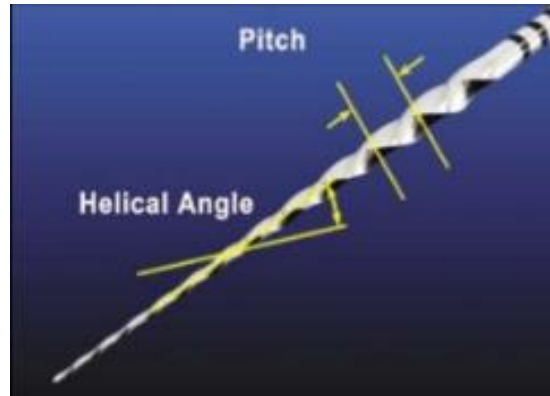


Figura 29. Pitch²⁵.

4.2. Rotatorios Níquel-Titanio

La Introducción de la instrumentación rotatoria de Níquel-Titanio ha contribuido de gran manera en el campo de la endodoncia, ya que ha permitido una conformación del sistema de conductos radiculares de una manera más sencilla y más rápida.

Esto debido a la combinación de las propiedades mecánicas características de esta aleación, aunado al diseño innovador de los instrumentos rotatorios y el procedimiento crown down²⁶.

En los instrumentos rotatorios accionados por motor de Níquel-Titanio, estos mismos describen trayectorias circulares en cualquiera de sus puntos, realizando determinado número de vueltas durante un lapso predispuesto²⁵. Durante este movimiento de rotación alrededor del eje que pasa por el centro del instrumento, la velocidad del punto sólido es proporcional al radio de la circunferencia que describe con su movimiento, su dirección es tangente a esta circunferencia (Figura 30)²⁵.

Es importante mencionar que los instrumentos deben ser introducidos al conducto radicular cuando ya estén rotando, y hay que evitar el contacto con las paredes del conducto cuando recién comience la rotación, la cual debe mantenerse a una velocidad constante durante la preparación del sistema de conductos radiculares, evitando hacer presión continua sobre el instrumento¹⁵. En estos sistemas cada instrumento es trabajado hasta obtener resistencia, a una velocidad de entre 300 y 350 rpm en un motor eléctrico con control de torque, pero no más de 5-7 segundos con cada instrumento¹⁵.



Figura 30. Descripción del movimiento de rotación²⁶.

4.3. Recíprocantes accionados por motor

Los motores utilizados para el empleo de instrumentos recíprocantes deben ser especiales, ya que realizan una cantidad predeterminada de rotaciones para poder obtener la cantidad adecuada de corte por medio de la parte activa de sus hojas, así como una menor contrarrotación, de esta manera se evita una carga torsional excesiva sobre el instrumento que lo exponga a la fractura¹.

El movimiento recíprocante implica una rotación de mayor ángulo de giro en la dirección helicoidal, función que provoca que el instrumento se enganche en el conducto, para posteriormente realizar un movimiento en dirección opuesta, pero de menor ángulo de rotación, el cual desengancha el instrumento y reduce el estrés de torsión²⁵.

Los instrumentos con movimiento recíprocante accionados por motor tienen diferentes ángulos de rotación y velocidad. Algunos de ellos giran entre 150°-170° en sentido contrario a las manecillas del reloj y 30°-50° de rotación en sentido horario, con una velocidad generalmente de 300-350 rpm (Figura 31)¹⁵.



Figura 31. Movimiento recíprocante²⁷.

5. SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM

El sistema rotatorio Hyflex CM® fue lanzado comercialmente en 2011 por la casa comercial Coltene (Figura 32) y su propuesta es el Níquel-Titanio con memoria controlada, mediante una serie de instrumentos con sección triangular simétrica, que a través de un tratamiento termomecánico obtienen mejoras en la flexibilidad, el cual también remueve la característica de memoria de la forma del Níquel-Titanio convencional, además de que en esta aleación es utilizado el Níquel en menor proporción, es usado aproximadamente 54.45 a 57%. De esta manera, se otorga la posibilidad de curvar la lima sin que esta retorne a su posición original, lo que disminuye la tensión del instrumento en la pared contraria a la curvatura^{1,28}.



Figura 32. Hyflex CM® (COLTENE ENDO)²⁹.



De acuerdo con el fabricante, la alta flexibilidad y posibilidad de curvado previo de la lima obtiene como resultado un excelente seguimiento del conducto reduciendo el riesgo de transporte del conducto, así como desviación y/o perforaciones^{1,29}.

Durante su uso en el conducto radicular, su parte activa va sufriendo una alteración en su forma, principalmente cuando es sometida a puntos de mayor constricción que lleva al trabado de la misma, por lo que esta característica disminuye el riesgo de fractura del instrumento, ya que este trabado no se produce por atornillado de la parte activa¹.

Hyflex CM® recupera su forma inicial después de ser calentado, es necesario su calentamiento a 134° C, por lo que el proceso de esterilización en autoclave puede asegurar el retorno a su forma inicial^{1,28}.

5.1. Fabricación de la aleación

El sistema rotatorio Hyflex CM® es manufacturado a partir de un tratamiento denominado CM Wire que ha sido previamente patentado como un procesamiento termomecánico (Figura 33), este tratamiento le ha brindado al instrumento alta flexibilidad, resistencia a la fatiga cíclica y buena adaptación a la anatomía del sistema de conductos radiculares, comparado con los instrumentos rotatorios convencionales manufacturados con las condiciones normales de la aleación Níquel-Titanio²⁸.

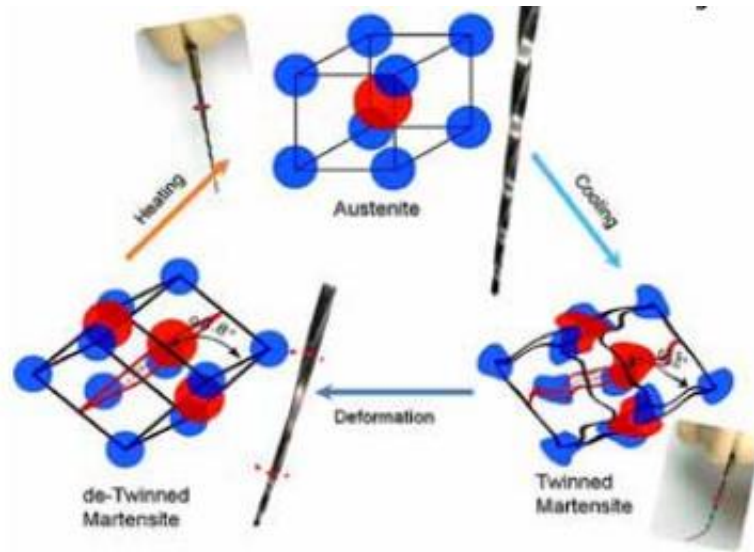


Figura 33. Proceso aleación CM Wire²⁸.

Los instrumentos Hyflex CM® responden a una resistencia excesiva con el estiramiento de sus espirales, lo que evita que los instrumentos se traben en las paredes, lo que aumenta su resistencia a la fractura^{28,29}.

El tratamiento por calor refuerza las limas haciéndolas mucho más resistentes a la fatiga cíclica. Se conoce que el tratamiento térmico de la aleación produce una mejor disposición de la estructura cristalina, lo que le otorga la flexibilidad mejorada (comportamiento superelástico), así como los cambios en porcentaje de fase (estructura de grano diferente) de la aleación, lo que conlleva a una resistencia mejorada con comportamiento plástico. Los procesos de metalurgia de la aleación de Hyflex CM® también están influenciados por el cambio de temperatura y los intervalos de tiempo utilizados durante la fabricación de la aleación^{29,30}.

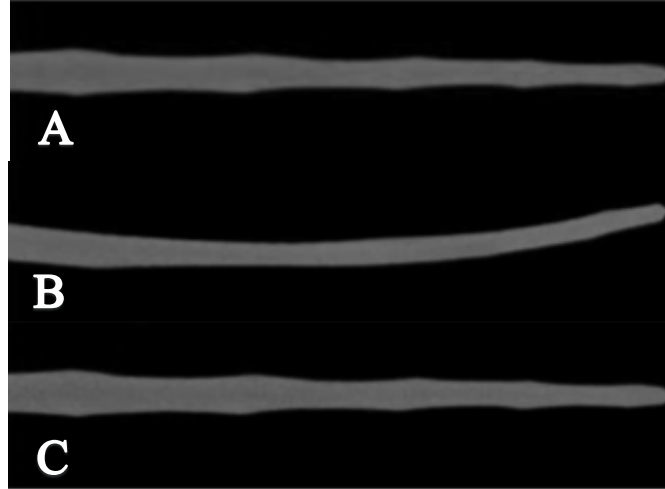


Figura 34. A) Lima escaneada, antes de su uso; B) Lima después de su uso, con deformaciones visibles; C) Lima posterior a su esterilización³⁰.

Sudani y cols., en 2014 observaron que posterior a su uso, los instrumentos de Hyflex CM® mostraban defectos como alargamiento de los espirales debido al desenrollado de estos mismos durante la preparación del sistema de conductos radiculares, sin presentar fracturas (Figura 34). Este fenómeno se explicó con un estudio previo que mostraba que el instrumento en la fase estable de la martensita posee el efecto de memoria de forma, en cual puede deformarse fácilmente, pero tiene la capacidad de recuperar su forma a través del calentamiento por encima de la temperatura de transformación.

La explicación está basada en que el calentamiento transforma el metal temporalmente a la fase austenítica, lo que hace posible que el instrumento retorne a su forma original antes de enfriarse nuevamente³⁰.

Aunque el tratamiento termomecánico exacto de CM Wire continúa siendo desconocido, el comportamiento de la deformación mecánica parece estrechamente relacionado con la temperatura de transformación de fase³⁰.

5.2. Características instrumentos Hyflex® CM

El sistema Hyflex CM® posee una variedad de limas para la preparación del sistema de conductos radiculares, que cuentan con características que la diferencian de los demás sistemas rotatorios de Níquel-Titanio que existen en el mercado, lo que permite desarrollar su propia secuencia de preparación a elegir dependiendo de cada caso¹.

5.2.1. Parte activa

La parte activa de los instrumentos Hyflex CM® mide 16 mm, con excepción del abridor, el cual tiene una longitud de trabajo de 14 mm²⁹.

5.2.1.1. Calibre y conicidad

El sistema rotatorio Hyflex CM® tiene instrumentos disponibles en calibres del número 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50 y finalmente 60.

Todos ellos presentan una conicidad constante, algunos de 0.4 que se identifican por medio de un tope azul, otras de 0.6 con un tope rosa y el abridor que es el único que presenta conicidad de 0.8 que se distingue con un tope color naranja (Figura 35)^{28,29}.

Conicidad/Calibre	Longitudes disponibles
08/25	19mm
04/15	21mm 25mm 31mm
04/20	21mm 25mm 31mm
04/25	21mm 25mm 31mm
04/30	21mm 25mm 31mm
04/35	21mm 25mm
04/40	21mm 25mm 31mm
04/45	21mm 25mm
04/50	21mm 25mm 31mm
04/60	21mm 25mm 31mm
06/20	21mm 25mm 31mm

06/25	21mm 25mm
06/30	21mm 25mm 31mm
06/35	21mm 25mm
06/40	21mm 25mm 31mm

Figura 35. Longitudes disponibles de conicidad y calibre instrumentos Hyflex CM®²⁸.

El calibre de los instrumentos está representado en la montura de las limas, mediante anillos de colores y de acuerdo con la norma ISO: utilizando un anillo blanco en la número 15, amarillo en la número 20, rojo en la número 25, azul en la número 30, en la 35 un anillo color verde y en la número 40 un anillo de color negro. Mientras que la conicidad está representada de igual manera en la montura, mediante su valor numérico, acompañando el anillo de color y un tope de silicón en el vástago²⁹.



Figura 35. Representación conicidad y calibre²⁹.

5.2.1.2. Sección transversal

Los instrumentos Hyflex CM® presentan dos formas en su sección transversal, las cuales son cuadrangular que es simétrica a lo largo de toda la lima en los calibres más pequeños, o de forma triangular simétrica en los mayores calibres y conicidades (Figura 36)²⁸.

Este diseño les brinda mayor resistencia, y flexibilidad ya que al tener mayor masa en su sección cuadrangular en los menores calibres son más resistentes a la fatiga, mientras que la forma triangular en los mayores calibres les confiere menor masa, característica que les brinda flexibilidad^{28,29,31}.

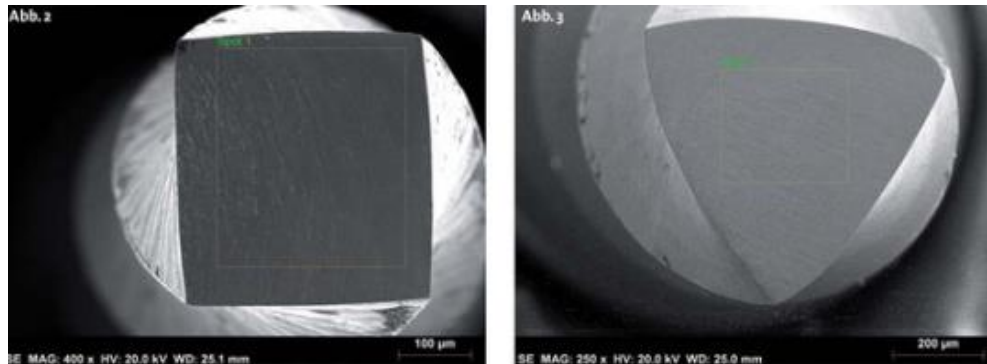


Figura 36. Sección transversal cuadrangular y triangular instrumentos Hyflex CM®³¹.

5.2.1.3. Área de escape

De acuerdo con distintos estudios Hyflex CM®, pueden presentar diversas áreas de escape que dependen de su sección transversal, en el caso de los instrumentos que presentan sección transversal triangular cuentan con tres áreas de escape, mientras que, en las que poseen sección cuadrangular se encuentran cuatro áreas de escape (Figura 37)²⁸.

La remoción de barrillo dentinario a través de las áreas de escape de los instrumentos con sección transversal triangular es de aproximadamente 52%³².

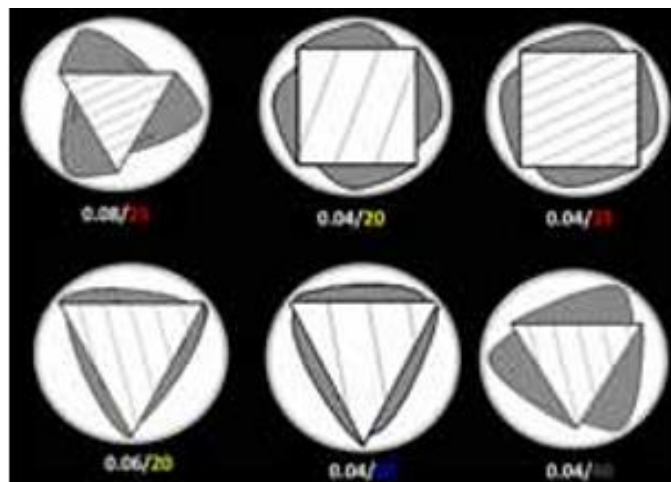


Figura 37. Sección transversal por conicidad y calibre, áreas de escape instrumentos Hyflex CM®²⁸.

5.2.1.4. Núcleo de la lima

Los instrumentos Hyflex CM® con sección triangular poseen un núcleo centrado variable, el cual representa aproximadamente un 67% (Figura 38). Con respecto al núcleo de los instrumentos que poseen sección cuadrangular, la información está ausente en la revisión bibliográfica^{25,32}.

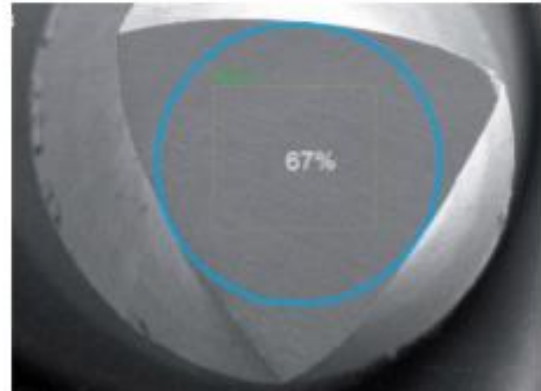


Figura 38. Núcleo instrumento Hyflex CM®³¹.

5.2.1.5. Ángulo de corte

Los instrumentos Hyflex CM® con sección triangular presentan tres ángulos de corte simétricos negativos de 35° cada uno, aproximadamente (Figura 39). Dentro de la revisión bibliográfica, no se encontró información con respecto al ángulo de corte en los instrumentos Hyflex CM® con sección cuadrangular^{25,32}.

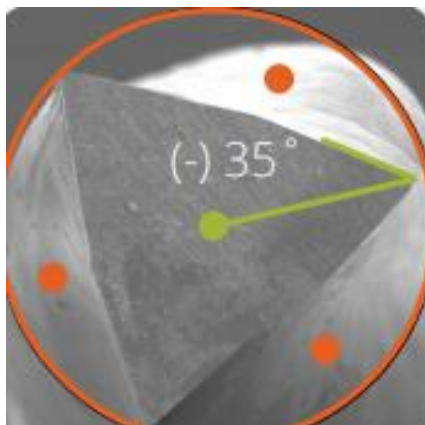


Figura 39. Área de escape (color naranja); ángulo de corte negativo (verde) instrumento Hyflex CM® sección triangular³².

5.2.1.6. Pitch

Las limas del sistema rotatorio Hyflex CM® poseen una repetitividad de espiras variable (Figura 40) contenidas a lo largo de su parte activa la cual consta de 16 mm²⁵.

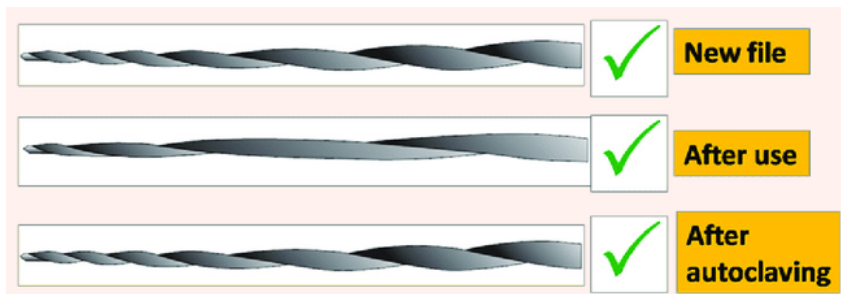


Figura 40. Repetitividad de espiras instrumento Hyflex CM® nuevas, posterior a su uso, posterior a sometimiento en autoclave²⁹.

5.2.1.7. Ángulo helicoidal

El ángulo helicoidal en los instrumentos Hyflex CM® es variable, a lo largo de su parte activa (Figura 41), ya que esta se puede modificar cuando los espirales se desenrollan durante la conformación del sistema de conductos radiculares^{25,31,32}.

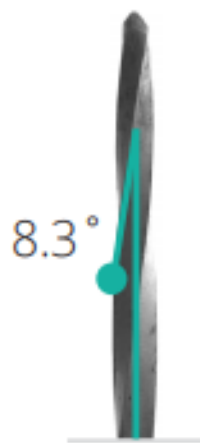


Figura 41. Ángulo helicoidal instrumento Hyflex CM®³².

5.2.2. Resistencia a la fractura cíclica

En el estudio realizado por Shen y cols. en 2013 concluyeron que los instrumentos Hyflex CM® poseen menor riesgo de fractura dentro del conducto radicular cuando estos son utilizados únicamente tres veces, ya que posterior a esto comienzan a detectarse indicios de deformación plástica en algunos casos (Figura 42)³³.

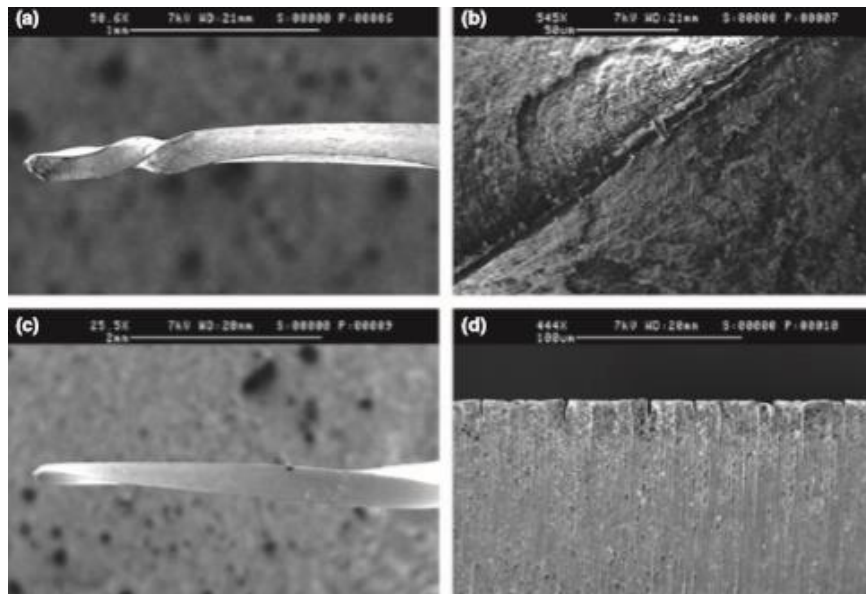


Figura 42. Instrumentos Hyflex CM® desenrollados A) Espiral desenrollado y torcido; B) Vista mayor aumento; C) Instrumento desenrollado posterior a varios usos; D) Microgrietas en la superficie³³.

Con base en el estudio realizado por Lopes y cols., en 2016, la resistencia a la fractura cíclica en los instrumentos Hyflex CM® es mayor, en este caso, comparada con los instrumentos RaCe, además de que posee menor cantidad de Níquel en su aleación comparada con el mismo sistema rotatorio³⁴.

Sometidos a ambos tipos de movimientos recíprocos y de rotación horaria continuo, Hyflex CM® demostró poseer mayor resistencia a la fatiga cíclica en ambos tipos de movimientos, aunque si demostró ser menor esta fatiga cíclica durante el movimiento de rotación continua (Figura 43)³⁴.

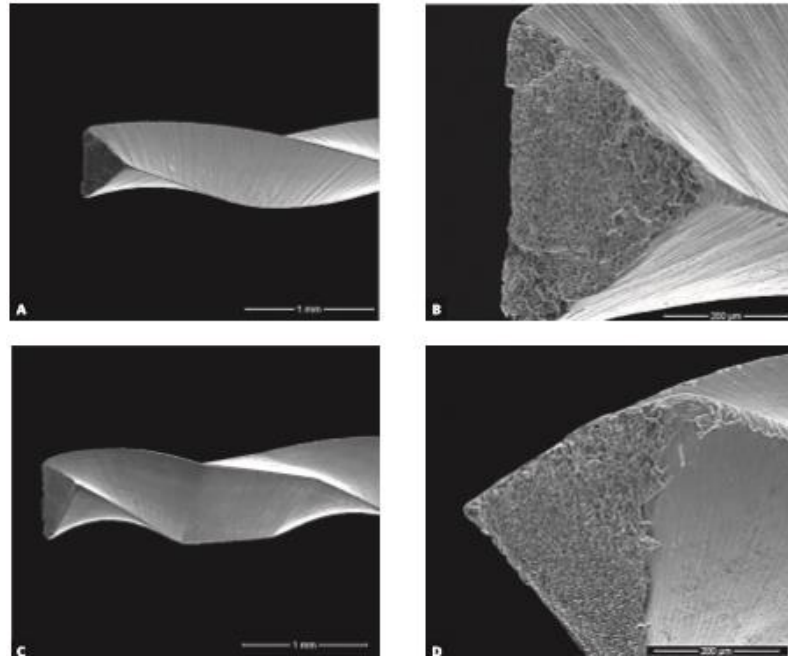


Figura 43. Superficie de fractura dúctil (presencia de microcavidades en la superficie fracturada sin deformación plástica en eje helicoidal de los instrumentos A y B) Hyflex CM®; C y D) RaCe³⁴.

Al igual que en el estudio de Lopes, en el realizado por Zhao y cols., en 2016 los instrumentos Hyflex CM® mostraron ser más resistentes a la fractura por fatiga cíclica en comparación con algunos instrumentos fabricados mediante variaciones en la aleación Níquel-Titanio (TF y K3XF) e instrumentos fabricados mediante la aleación Níquel-Titanio convencional (RaCe y K3). Además de que su esterilización por medio de autoclave no afecta esta propiedad de mayor resistencia a la fatiga cíclica, sino que la aumenta.³⁵

En 2019 Bhatt y cols., mediante un estudio realizado in vitro compararon la resistencia a la fatiga por flexión de sistemas rotatorios Níquel-Titanio, entre los cuales estaban Hero Shapers, Hyflex CM, One Shape, Profile Vortex y el sistema rotatorio Protaper Next. Los cuales fueron sometidos a simulaciones de tratamiento de conductos con un ángulo de curvatura de 60° y radio de curvatura de 5mm, en el cual, el sistema rotatorio que demostró poseer la mayor resistencia a la fractura fue Hyflex CM®³⁶.

Por lo que Bhatt y cols., sugieren que los instrumentos Hyflex CM® sean utilizados en conductos curvos dada su mayor resistencia, así como tiempo de supervivencia prolongado, lo cual que permite que el instrumento sea más resistente a la fatiga cíclica disminuyendo el riesgo de fractura durante el tratamiento del sistema de conductos radiculares que posean curvas difíciles, con respecto a los demás sistemas rotatorios³⁶.

5.2.3. Resistencia a la fractura por torsión

En 2012, Peters y cols., concuerdan que los instrumentos Hyflex CM® poseen una mayor resistencia a la fatiga, encontrando en su estudio, que incluso las limas de calibres 30 y 40 son capaces de resistir fuerzas aún mayores a su torque de trabajo, pero que los instrumentos de menor calibre pueden fracturarse con menor esfuerzo, más sin embargo no encontraron diferencias con respecto a la resistencia a la fractura por fatiga torsional³⁷.

En 2018, Abu-Tahun y cols., evaluaron la resistencia torsional de algunos instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio entre los instrumentos Hyflex CM® y Hyflex EDM®, y aunque el estudio demostró que Hyflex CM® tenía menor resistencia a la torsión en comparación con Hyflex EDM® los autores consideraron que la diferencia radica en la forma geométrica de su sección transversal además de la descarga mecánica eléctrica que es utilizada en la fabricación de Hyflex CM® (Figura 44)³⁸.

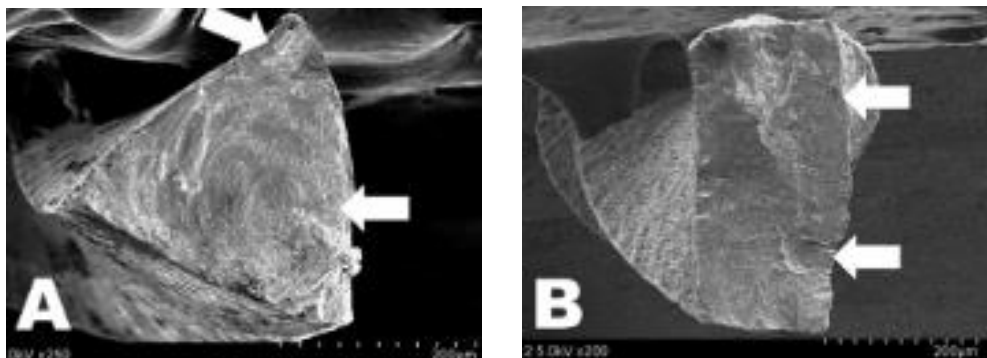


Figura 44. A) Instrumento fracturado Hyflex CM®; Instrumento fracturado Hyflex EDM®³⁸.

5.3. Secuencia del sistema rotatorio

Los instrumentos Níquel-Titanio del sistema rotatorio Hyflex CM® (Figura 45) se pueden utilizar con la técnica mixta crown-down, step-back o la técnica recomendada por el fabricante de longitud única, algunos de los requerimientos que exige el fabricante, es que sea utilizado por medio de un motor a 500 rpm, y un torque de hasta 2.5 Ncm^{1,29}.

Aunque es importante destacar que el trabajo de los instrumentos debe ser por tercios y con los cortes realizado en lateralidad, no forzando la punta del instrumento. Posteriormente, la preparación es dada a través de la ampliación gradual del conducto en los diferentes tercios ayudados con la conicidad del instrumento¹.



Figura 45. Secuencia de instrumentos Hyflex CM⁴⁴®.

Se encuentran disponibles en el mercado cuatro kits a la venta (Tabla1-4), la elección depende de los requerimientos del operador para trabajar la anatomía del sistema de conductos radiculares²⁹.

Limas de Níquel-Titanio Hyflex CM® Secuencia longitud única	
Calibre y conicidad	Longitud
25/.08	19mm
20/.04	21mm/25mm/31mm
25/.04	21mm/25mm/31mm
20/.06	21mm/25mm/31mm
30/.04	21mm/25mm/31mm
40/.04	21mm/25mm/31mm

Tabla 1. Kit Secuencia longitud única²⁸.

De acuerdo con las instrucciones del fabricante la técnica de instrumentación del sistema de conductos radiculares, mediante el sistema rotatorio Hyflex CM® con el Kit Secuencia de longitud única se debe realizar con previo acceso coronal en línea recta, con la determinación de la longitud a través de un localizador de foramen apical, con la posterior permeabilización del conducto con ayuda de una lima tipo K de calibre 10 o 15 que permita crear una guía para el acceso de los instrumentos^{1,29}.

La propuesta del fabricante con esta técnica es que todos los instrumentos lleguen a longitud de trabajo, con excepción del abridor, que únicamente trabaja en el tercio cervical y medio radicular por sus características de conicidad (Figura 46)^{1,28,29}. Es importante destacar que el movimiento de entrada del instrumento es a través de un movimiento de “picoteo” sin presión apical, en el momento en que se perciba resistencia se tiene que retirar el instrumento del conducto, debe acompañarse con irrigación mediante soluciones irrigadoras^{1,28,29}.

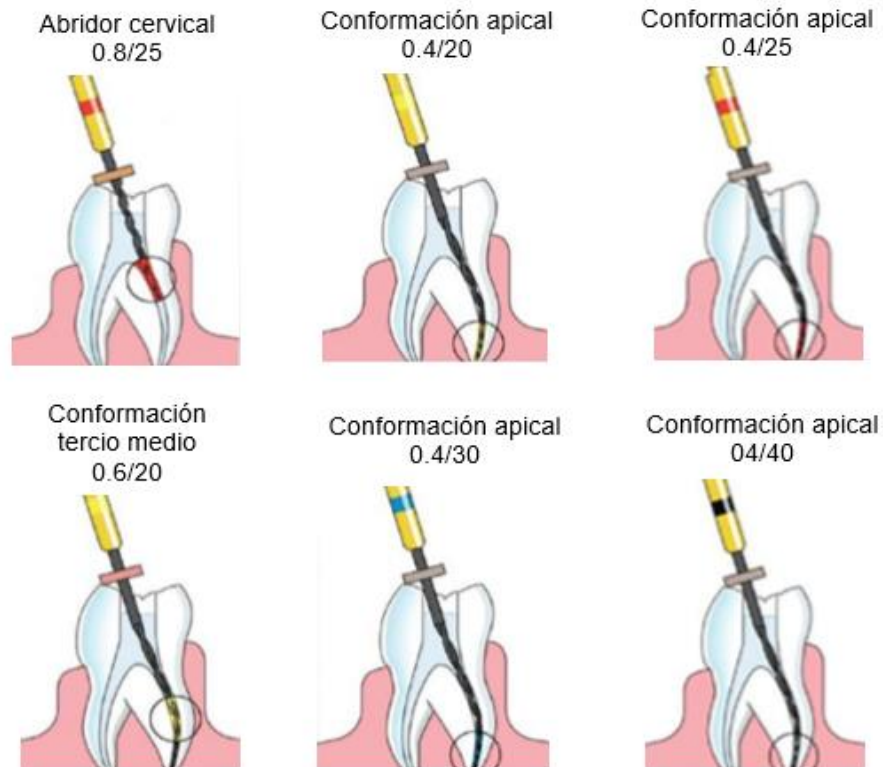


Figura 46. Secuencia de instrumentación longitud única Hyflex CM®²⁹.

Otra de las técnicas que recomienda el fabricante es crown-down que, de acuerdo con la anatomía del conducto a trabajar corresponde la secuencia de limas a utilizar de mayor a menor calibre y conicidad que depende del conducto estrecho, mediano o amplio, según sea el caso²⁸.

En cualquiera que sea el caso, se recomienda permeabilizar el conducto hasta la longitud de trabajo con una lima tipo K 10 o 15, que permita crear una guía para la posterior entrada de los instrumentos rotatorios e irrigación¹.

En los conductos estrechos se trabaja con conicidad de 0.4 dados los requerimientos del conducto, con excepción del abridor con conicidad de 0.8 que únicamente trabaja en el tercio coronal y medio radicular (Figura 47)²⁹.

Limas de Níquel-Titanio Hyflex CM® Secuencia crown-down S	
Calibre y conicidad	Longitud
25/.08	19mm
15/.04	21mm/25mm/31mm
20/.04	21mm/25mm/31mm
25/.04	21mm/25mm/31mm
30/.04	21mm/25mm/31mm
35/.04	21mm/25mm/31mm

Figura 47. Secuencia de instrumentación en conductos estrechos Hyflex CM®²⁹.



Tabla 2. Kit Secuencia Crown-down S²⁸.

La secuencia de instrumentación en conductos medianos necesita los mismos requerimientos previos con respecto al acceso y longitud de trabajo, así como la permeabilización de conducto para la posterior entrada de los instrumentos rotatorios (Figura 48).

Limas de Níquel-Titanio Hyflex CM® Secuencia crown-down M	
Calibre y conicidad	Longitud
25/.08	19mm
35/.04	21mm/25mm/31mm
40/.04	21mm/25mm/31mm
45/.04	21mm/25mm/31mm
50/.04	21mm/25mm/31mm
60/.04	21mm/25mm/31mm

Tabla 3. Kit Secuencia Crown-down M²⁸.

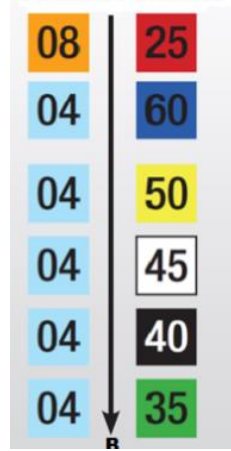


Figura 48. Secuencia de instrumentación con Hyflex CM® conductos medianos²⁸.

Una vez que se han cumplido los requerimientos previos para la instrumentación rotatoria de la misma manera que en la instrumentación de conductos estrechos y medianos, la secuencia de instrumentación para conductos amplios se lleva a cabo con instrumentos de conicidad .06²⁸.

Limas de Níquel-Titanio Hyflex CM® Secuencia crown-down L	
Calibre y conicidad	Longitud
25/.08	19mm
20/.06	21mm/25mm/31mm
25/.06	21mm/25mm/31mm
30/.06	21mm/25mm/31mm
35/.06	21mm/25mm/31mm
40/.06	21mm/25mm/31mm

Tabla 3. Kit Secuencia Crown-down L²⁸.

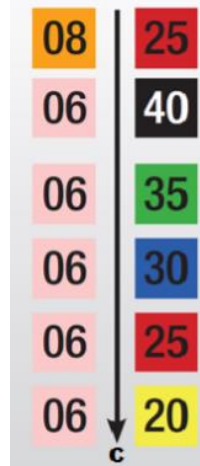


Figura 49. Secuencia de instrumentación Hyflex CM® conductos amplios²⁹.

Es de considerarse que los instrumentos rotatorios de Hyflex CM® tienen la característica de que pueden ser precurvados y mantener esa forma hasta su calentamiento, lo que permite mejor seguimiento de la anatomía radicular (Figura 49)^{1,28,29}.

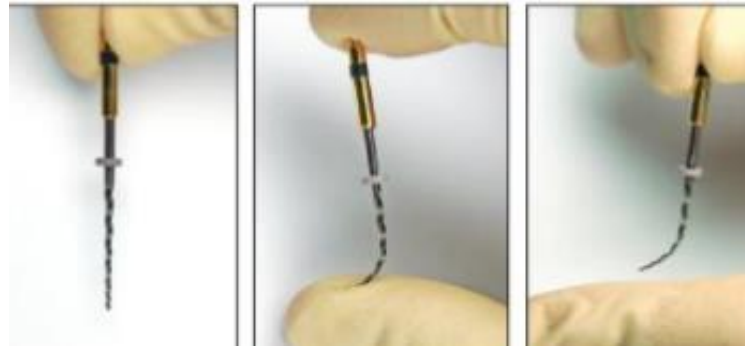
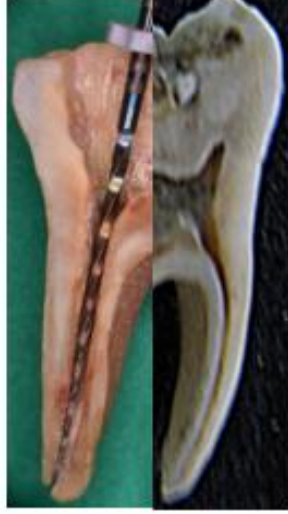


Figura 50. Detalle de instrumento Hyflex CM® precurvado²⁹.

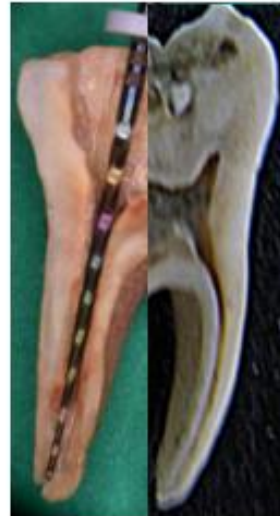
Orifice Opener
.08/25



Long. De trabajo
.04/20



Long. De trabajo
.04/25



Long. De trabajo
.06/20



Long. De trabajo
.04/30



Long. de trabajo
.04/40

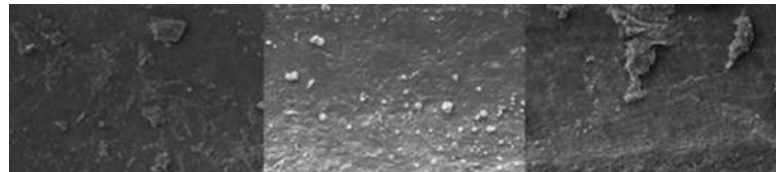
Figura 51. Secuencia de longitud única Hyflex CM⁴⁴®.

6. TRATAMIENTO DE CONDUCTOS RADICULARES MEDIANTE EL SISTEMA ROTATORIO HYFLEX® CM

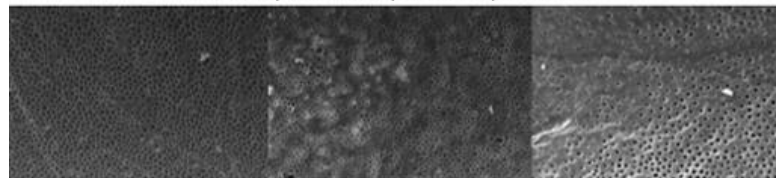
En 2014, Tewari y cols., analizaron la efectividad de reducción de la población de *E. faecalis* al interior del conducto radicular, mediante la comparación de tres sistemas rotatorios y dos técnicas con instrumentos manuales (Nitiflex y Hero Shaper)³⁹.

Dentro de los resultados todos los sistemas de instrumentos mostraron la reducción de la población bacteriana dentro del conducto posterior a su instrumentación. Hyflex CM® demostró tener mayor efectividad en comparación con las técnicas manuales y K3FX, sin embargo, ProTaper Next demostró mayor efectividad en la reducción de conteo bacteriano³⁹.

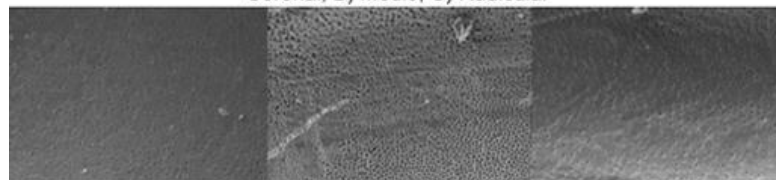
Poggio y cols., demostraron mediante su estudio que Hyflex CM® tiene menor capacidad de remoción de barrillo dentinario y la limpieza de las paredes del conducto radicular, comparado con sistemas rotatorios como Mtwo y Revo-S (Figura 52)⁴⁰.



Micrografía superficie dentinaria, posterior a uso de instrumento Hyflex CM®: A) Coronal; B) Medio; C) Radicular



Micrografía superficie dentinaria, posterior a uso de instrumento Mtwo: A) Coronal; B) Medio; C) Radicular



Micrografía superficie dentinaria, posterior a uso de instrumento Revo S: A) Coronal; B) Medio; C) Radicular

Autores como Pinheiro y cols., en 2018 a través de un estudio realizado in vitro evaluaron el riesgo de transporte apical en el conducto mesial en molares superiores, así como la habilidad de los instrumentos rotatorios para trabajar en el conducto radicular de manera centrada entre los instrumentos analizados se encuentran ProTaper Gold (Dentsply), ProDesign S, Hyflex CM® y Hyflex EDM® (Coltene)⁴¹.

Encontraron diferencias destacables en la frecuencia de transporte apical, ya que los resultados establecido en milésimas se consideraron como mínimos, en cuanto a la capacidad de trabajo centrado en la región cervical Hyflex CM® destacó, obteniendo resultados en los cuales se observó su capacidad de trabajo centrado en el conducto radicular (Figura 53)⁴¹.

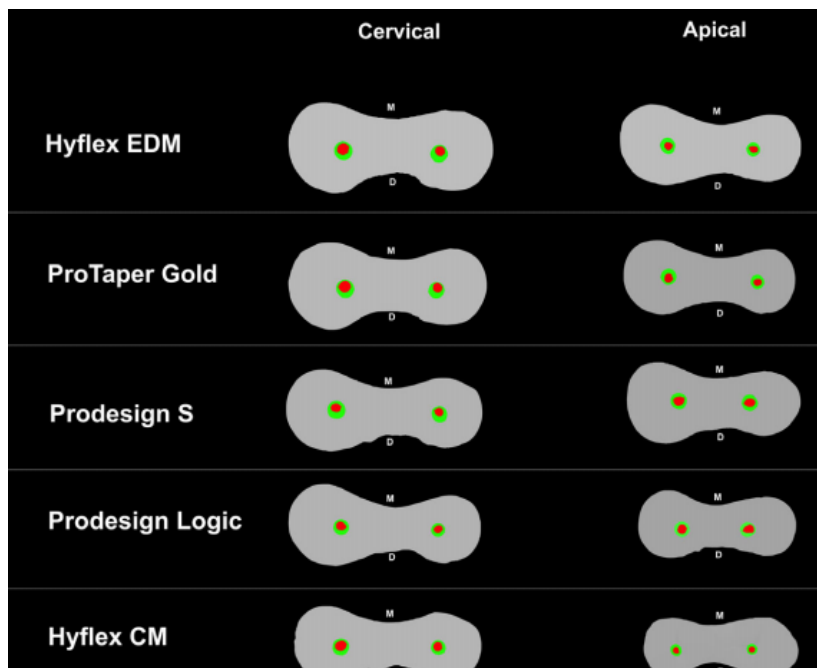


Figura 53. Ejemplo de preparaciones de los instrumentos rotatorios: Áreas en rojo, previa instrumentación; Verde, posterior instrumentación⁴⁰.



En 2019 Machado y cols., compararon la eficiencia en la eliminación de bacterias asociadas a patologías endodónticas de dos sistemas rotatorios, en este caso Protaper Next (Dentsply) y Hyflex CM® (Coltene).

A pesar de que con ninguno de los dos sistemas se obtuvo la remoción del 100% de bacterias alojadas en el sistema de conductos radiculares, el diseño de Hyflex CM® permitió mayor extrusión de barrillo hacia la porción coronal propiciando su mayor eliminación por medio de sustancias irrigadoras, el porcentaje de reducción de conteo bacteriano fue mínimamente mayor en el sistema Hyflex CM®⁴².

7. OBTURACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES.

El proceso de conformación y limpieza del sistema de conductos radiculares son los pasos más importantes del tratamiento del sistema de conductos radiculares, ya que de su calidad dependerá la reversión de la patología periapical, así como su prevención²⁵.

Una vez finalizado el procedimiento de conformación y limpieza, el conducto radicular debe ser secado, sin presencia de síntomas espontáneos o provocados que indiquen aún la presencia de patologías²⁵.

El sistema de conductos radiculares debe ser obturado para prevenir la penetración y crecimiento de microorganismos a su interior^{1,25}.

Es preciso que el conducto radicular se encuentre seco, ya que la presencia de humedad interfiere en la adaptación de la mayoría de los materiales selladores a las paredes de los conductos, por lo que es preciso el uso de puntas de papel que sequen el espacio del conducto radicular (Figura 54)²⁵.

Posterior a una buena conformación las paredes del conducto radicular quedan lisas, convergentes hacia la porción apical y con un diámetro disminuido respetando el límite de trabajo, el cual es el límite distancia de la obturación^{1,25}.



Figura 54. Puntas de papel correspondientes al sistema Hyflex CM®²⁹.

El objetivo de la obturación del sistema de conductos radiculares es, llenar y sellar tridimensionalmente el espacio interradicular¹.

La obturación del sistema de conductos radiculares posterior a su conformación con el uso del sistema rotatorio Hyflex CM® y de acuerdo con el fabricante, puede ser mediante el uso de puntas de gutapercha correspondientes al sistema Hyflex CM® con sus respectivos calibres y conicidades²⁹.

Las puntas de gutapercha Hyflex CM® (Figura 55) vienen codificadas por colores correspondientes al calibre de los instrumentos y en sus diferentes conicidades, el cono de gutapercha con el que será obturado el conducto radicular debe ser seleccionada de acuerdo con el último instrumento de trabajo en el conducto radicular, a longitud de trabajo previamente establecida, estas puntas ofrecen ajuste preciso a la anatomía del sistema de conductos radiculares posterior a su conformación. Son utilizadas en combinación con un cemento sellador²⁸.



Figura 55. Puntas de gutapercha Hyflex CM®²⁸.



CONCLUSIONES

El tratamiento del sistema de conductos radiculares implica una serie de procedimientos para llevar a cabo sus objetivos con el mayor éxito posible para la prevención y/o reparación de la patología periapical, así como limpieza y desinfección, conservando la anatomía radicular de manera más fiel a la original. Considerando que estos procedimientos químico-mecánicos deben ser realizados de manera conjunta para garantizar la mayor eliminación de microorganismos presentes en el interior del sistema de conductos radiculares responsables de la patología pulpar y periapical.

Los objetivos son llevados a cabo por medio de la conformación del conducto radicular con el uso de instrumentos endodóncicos, aunado a la limpieza y desinfección con soluciones irrigantes que permiten la disolución de tejido orgánico e inorgánico consecuencia de la conformación.

Con base en la revisión bibliográfica realizada, los instrumentos endodóncicos utilizados para la conformación del sistema de conductos radiculares han sido modificados con el paso de los años y a partir de su estandarización mejorados con el fin de conseguir los objetivos de limpieza y conicidad del conducto radicular con mayor facilidad y reducción de riesgos.

El uso de nuevas aleaciones ha permitido el implemento de técnicas con el uso de sistemas manuales y posteriormente rotatorios que han demostrado ser una mejora para las condiciones de trabajo en el interior de los conductos radiculares.

Tal es el caso de la aleación Níquel-Titanio utilizada en el sistema rotatorio Hyflex CM® lanzado al mercado en el 2011, por la casa comercial Coltene Whaladent, añadiendo a la aleación NiTi un tratamiento térmico que permite mayor flexibilidad y la posibilidad de precurvado del instrumento sin que este regrese a su forma original, manteniéndose de esa manera hasta la elevación de su temperatura por medio de esterilización.



Ofreciendo de esta manera, la posibilidad de mantener su forma dentro del conducto radicular con menor cantidad de riesgo de fractura cíclica y torsional, al interior del sistema de conductos radiculares, gracias a su flexibilidad otorgada por la aleación con la que es fabricada y su sección transversal principalmente.

El sistema rotatorio Hyflex CM® ofrece una secuencia de seis instrumentos con calibre y conicidad variable que permite ser elegida de acuerdo con la anatomía del conducto radicular.

Pinheiro y cols., observaron la capacidad del sistema rotatorio Hyflex CM® para trabajar de manera centrada al conducto radicular, lo que se traduce en menor posibilidad de transportación del conducto y/o perforación.

Machado y cols., observaron mayor eficiencia en la eliminación de microorganismos en comparación con otros sistemas Níquel-Titanio.

Hyflex CM® es una opción de sistema rotatorio que nos permite la reducción de tiempo en el tratamiento del sistema de conductos radiculares, así como menor cantidad de riesgo de fractura del instrumento.



BIBLIOGRAFÍA

1. Lima Machado M.E; Endodoncia de la biología a la técnica. Venezuela: AMOLCA, 2009.
2. Canalda S.C; Brau A. Endodoncia Técnicas clínicas y bases científicas. Tercera edición, España: Elsevier; 2014.
3. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. Dent Clin North Am 1974; 18: 269-96
4. Tronstad L. Clinical endodontics. New York: Thieme Medical Publishers; 1991. p. 172.
5. Hargreaves M; Kenneth, Cohen vías de la pulpa, España, Elsevier Health Science, 2011.
6. Soares I.J; Endodoncia: técnica y fundamentos, Buenos Aires, Argentina, Editorial Médica Panamericana, 2012.
7. Castellucci A. Endodontics, Florence, Italy, Il Tridente, 2004.
8. Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel titanio. Sao Paulo, Brazil: Artes Médicas, 2008.
9. Bjørndal, Kirkevang, Lise-Lotte, Whitworth, John M. Textbook of endodontology, Hoboken, New Jersey: Wiley Blackwell, 2018.
10. Johnson W.T. Color atlas of endodontics, St. Louis, 2002, Saunders
11. Ingle J.I; Bakland L.K. Leif K; Endodontics, 6° edición, Hamilton Ontario, BC Becker, 2008.
12. PROTAPER VORTEX
13. PROTAPER GOLD
14. De Deus G, Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments using in reciprocating movement. Int Endod J 2010;43:1063-8.



15. García A.R; Briseño M.B; Endodoncia: fundamentos y clínica, México, UNAM, 2016.
16. Berutti I; Gagliano M, Manual de endodoncia, Caracas, Venezuela, AMOLCA, 2017.
17. Siqueira J.F; Fungi in endodontic infections, Oral surg oral med oral radiol endod 97:632, 2004
18. Riccuci D; Siqueira J.F. Biofilms and apical periodontitis study of prevalence and association with clinical and histopathologic findings, J Endod 36: 1277,2010.
19. Siqueira J.F; Exploiting molecular methods to explore endodontic infections: Part 2-redefining the endodontic microbiota. Journal of Endodontics. 2005. Vol. 31. 488-498.
20. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal, Dent Clin North Am 18:269, 1974.
21. Blerim K. The Antibacterial Efficacy of Biopure MTAD in Root Canal Contaminated with Enterococcus faecalis.
22. Ramta B; Aditya J; Overview on the current antibiotic containing agents used in endodontics, 2014, Volume 6, Issue Number: 8, Page: 351-358.
23. Estrela C. Endodontic science, Sao Paulo, Artes médicas, 2009.
24. Weine F. Endodontic therapy, Saint Louis, Missouri, Mosby, 2000.
25. Lopreite G, Basilaki J. Claves de la endodoncia mecanizada: Conceptos, recursos y conductas. Grupo Guía S.A; 2015.
26. Nageswara R. Endodoncia avanzada, Venezuela; México, Amolca, 2011.
27. Denta max Chile, <https://dentamax.cl/lima-m-solo/227-m-solo.html>.
28. Caicedo, S.J. HyFlex CM rotary files: An excellent innovation for endodontic treatment. 2012, Endod Pract. 4. 10-17.
29. Coltene Endo: <https://lam.coltene.com/products/endodontics/rotary-files/hyflex-rotary-files/hyflexTM-cm-niti-files/>.



30. Sudani DA. Topographic analysis of HyFlex® controlled memory nickel–titanium files. *J Int Oral Health* 2014;6(6):1-4.
31. Rieger T.
<https://media.zwponline.info/archiv/pub/sim/ej/2012/ej0312/#28>
32. García-Godoy F; Bioscience Research Center University of Tennessee Health ScienceCenter; <http://www.nanoendo.com/eblasts/10-15/EvaluatorSeries%28HyFlex-CM%29.pdf>.
33. Shen Y; Coil J.M; Zhou H; Zheng Y; Haapasalo M; HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46, 720–729, 2013.
34. Lopes H.P; Vieira M; Elias C,N; Villagra R.M; Vieira V; Souza L.C; Evaluation of physicochemical and mechanical properties of NiTi endodontic instruments made with conventional and controlled-memory alloys. *Dental Press Endod.* 2016 May-Aug;6(2):28-33. DOI: <http://dx.doi.org/10.14436/2358-2545.6.2.028-033.oar>
35. Zhao D; Shen Y; Peng B; Haapasalo M; Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 49, 990–995, 2016.
36. Bhatt A.; Rajkumar B; A comparative evaluation of cyclic fatigue resistance for different endodontic NiTi rotary files: An *in-vitro* study. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 9, 119–121. doi:10.1016/j.jobcr.2018.12.003.
37. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel– titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 45, 1027–1034, 2012.
38. Abu-Tahun, I. H., Ha, J. H., Kwak, S. W., & Kim, H. C. (2018). Evaluation of dynamic and static torsional resistances of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of dental sciences*, 13(3), 207–212. doi:10.1016/j.jds.2017.12.002



39. Tewari K; Sajid A; Surendra K; Mechanical reduction of the intracanal *Enterococcus faecalis* population by Hyflex CM, K3XF, ProTaper Next, and two manual instrument systems: an-in vitro comparative study.
40. Poggio C; Dagna A; Chiesa M; Cleaning Effectiveness of Three NiTi Rotary Instruments: A Focus on Biomaterial Properties.
41. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal*, 51, 705–713, 2018.
42. Comparison of two rotary systems in bacteria/lps removal from endodontic infections: randomized clinical trial
43. Moradas Estrada M. Instrumentación rotatoria en endodoncia. ¿Qué tipo de lima o procedimiento es el más indicado? *Av. Odontoestomatol* 2017; 33 (4): 151-160.
44. Fotografías tomadas por el Profesor y coordinador de la sala de realidad virtual “Margarita Chorné y Salazar”, de la Facultad de Odontología de UNAM, Ricardo Ortiz Sánchez.