



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

FATIGA CÍCLICA EN LOS INSTRUMENTOS
ROTATORIOS Y DE MOVIMIENTO RECIPROCANTE.

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:

DIANA PACHECO ARZATE

TUTOR: Dr. RAÚL LUIS GARCÍA ARANDA

ASESOR: Esp. JUAN MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

MÉXICO, D.F.

2014



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.

AGRADECIMIENTOS

A mi madre: sin tí nunca lo hubiera logrado, eres mi modelo en la vida. Me demostraste como te puedes levantar y salir adelante cuando sientes que todo está perdido y sonreír ante cualquier situación. Por impulsarme a lograr mis sueños y metas, dándome ese amor incondicional de madre y amiga. No me alcanzaría la vida para demostrarte todo lo que te amo.

A mi hermana Jenni que a pesar de la distancia siempre estaremos unidas, gracias por los consejos, risas y ayuda, por procurarme y orientarme como una segunda madre. A Pris que aguanto desvelos, trabajos, diferencias y sobre todo que me permitió mostrarle que puede volver a confiar en la Odontología. Porque mi vida sin ustedes no sería la misma.

A mi padre: por darme las bases y fundamentos para mi formación, enseñarme lo que es la disciplina, constancia y perseverancia que forjaron mi carácter.

A mi abuela: por ayudarme a desarrollar mi capacidad de aceptación y tolerancia, para poder aplicarlo en mi práctica profesional.

A Giovanni Pérez gracias por ser mi mejor amigo y compañero de escuela, pero sobre todo por amarme como soy. Por estar en los buenos, malos y peores momentos, por cuidarme y protegerme, para emprender juntos esta aventura. Por ser el motivo de mi esfuerzo, te amo.

A mis amigas Norma, Mariana, Gaby y Vicky son como mis hermanas, gracias por su compañía y apoyo incondicional. A mis amigos de la carrera y brigadas que me mostraron el lado divertido del aprendizaje y le dieron un nuevo significado a la palabra amistad.

Gracias a mis maestros que incentivaron mi capacidad de asombro y descubrimiento para no caer en la conformidad, y a mis pacientes que me permitieron retroalimentar mi conocimiento con la práctica y sus experiencias de vida.

Al Dr. Raúl L. García Aranda por el tiempo invertido en este trabajo, la paciencia y los conocimientos compartidos, por darme la oportunidad de adentrarme más al mundo de la endodoncia y tener los fundamentos para exigirme más como profesionalista. A la UNAM y a la Facultad de Odontología por ser mi segunda casa y abrirme las puertas a mis metas.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.	5
CAPÍTULO I.	
1. ANTECEDENTES.	6
1.1. Antecedentes históricos.	6
1.2. Instrumentos endodóncicos manuales.	11
1.2.1. Clasificación de los instrumentos endodóncicos.	13
CAPÍTULO II.	
2. SISTEMAS ROTATORIOS.	15
2.1. Dispositivos endodóncicos rotatorios.	15
2.1.1. Revoluciones por minuto.	23
2.1.2. Momento de fuerza.	24
2.2. Instrumentos rotatorios de NiTi.	26
2.2.1. Aleación de NiTi.	27
2.2.1.1. Superelasticidad.	28
2.2.1.2. Memoria de forma.	29
2.2.2. Conicidad.	30
2.2.3. Estrías.	31
2.2.4. Borde cortante.	31
2.2.5. Superficie radial o guía lateral de penetración (Radial Land).	31
2.2.6. Alivio de la superficie radial.	32
2.2.7. Ángulo helicoidal.	32
2.2.8. Ángulo de corte o ángulo de la incidencia de la hoja de corte.	33
2.2.9. Pitch o paso de rosca.	34
2.2.10. Núcleo de una lima.	34
2.2.11. Diseño de la punta.	35
2.2.12. Distribución de la masa metálica.	35
2.2.13. Acabado superficial.	36

2.3. Tratamientos térmicos de Ni-Ti.	36
2.3.1. Phase R.	37
2.3.2. M-wire.	38
2.4. Eficiencia del corte en limas rotatorias de NiTi.	38
CAPÍTULO III.	
3. PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON MOVIMIENTO ROTATORIO.	40
3.1. MTwo.	42
3.1.1. Características.	42
3.1.2. Secuencia de preparación.	44
3.1.3. Técnica Simultaneous Shaping.	47
3.2. ProTaper.	47
3.2.1. Características.	48
3.2.2. Secuencia de preparación.	51
3.2.3. Secuencia corono-apical.	53
CAPÍTULO IV.	
4. PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON MOVIMIENTO RECIPROCANTE.	54
4.1. Fuerzas balanceadas manuales.	54
4.2. Reciproc.	55
4.2.1. Características.	55
4.2.2. Secuencia de preparación.	57
4.3. Wave One.	58
4.3.1. Características.	59
4.3.2. Secuencia de preparación.	61
CAPÍTULO V.	
5. FATIGA CÍCLICA, TORSIONAL Y FLEXURAL.	64
5.1. Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica entre sistemas rotatorios y de movimientos reciprocantes.	69
CONCLUSIONES.	73
BIBLIOGRAFÍA.	75

INTRODUCCIÓN.

La preparación de conductos radiculares se inició formalmente con limas de acero de carbón, las cuales se sustituyeron por acero inoxidable. Estas limas siguen siendo ampliamente utilizadas por sus propiedades, como buena resistencia a la fractura, son precurvables, permiten la exploración del conducto radicular, son flexibles, entre otras; sin embargo no logran la instrumentación de conductos con curvaturas pronunciadas o severas, y no pueden someterse a rotaciones de 360° dentro del conducto radicular por el riesgo de fractura de dicho instrumento.

A principios de los 90's hubo grandes debates sobre las ventajas y desventajas de las nuevas limas de NiTi y sobre todo el alto índice de fractura que tuvieron al inicio. Sin embargo el conocimiento acerca del comportamiento de este nuevo material, el manejo correcto, el soporte de los motores endodóncicos con mecanismos de control de torque y el entendimiento de la fatiga cíclica, torsional y flexural permitieron abrir camino a la era de la preparación rotatoria y reciprocante.

Hoy en día, la práctica endodóncica cuenta con sistemas de instrumentación rotatoria y reciprocante, los cuales permiten al clínico poder realizar una conformación más eficaz de los conductos radiculares. Una de las grandes ventajas de los sistemas rotatorios es la mayor rapidez en la instrumentación, principalmente en conductos radiculares atrésicos y curvos, como en molares, siendo para el profesional menos agotador.

CAPÍTULO I.

1. ANTECEDENTES.

1.1. Antecedentes históricos.

En 1838 Edward Maynard¹ (Fig. 1) creó el primer instrumento endodónico, idealizado a partir de un muelle de reloj, cuyo objetivo era solamente limpiar y ensanchar el conducto radicular en sentido ápice-corona. No obstante la utilización de los instrumentos con aumento gradual de diámetro, utilizados en toda la extensión del conducto radicular y en sentido ápice-corona, fueron los responsables de varios accidentes operatorios y consecuentemente del fracaso del tratamiento, además de la incomodidad del paciente sometido a técnicas empíricas de anestesia. En ese periodo no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, tipo y característica de la parte activa de los instrumentos endodónicos, excepto el aumento de diámetro (calibre) de cada serie, siendo generalmente numerados de 1 a 6 y de 7 a 12.²



Fig. 1 Edward Maynard (1813-1886), idealizador del primer instrumento endodónico.²

En la década de los 50's, los instrumentos endodóncicos no tuvieron grandes transformaciones, siendo fabricados en acero carbono. En 1955 John I. Ingle³ (Fig. 2) de la facultad de Odontología de la Universidad de Washington, creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodóncicos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran en décimos de milímetro el diámetro de la punta activa de los mismos.



Fig. 2 John I. Ingle, idealizador de la estandarización de los instrumentos endodóncicos manuales. ²

En 1958, en la Segunda Conferencia Internacional de Endodoncia, bajo la presidencia del Prof. Louis I. Grossman, Ingle y Levine⁴, sugirieron que los instrumentos y conos endodóncicos se fabricaran según normas preestablecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad así como otros parámetros dimensionales.

En ese periodo la publicación del trabajo *Instrumentos e Instrumentación en Endodoncia* en 1960 por el profesor brasileño Eugenio Zerlotti,⁵ sugirió para una instrumentación más suave y rítmica de los conductos una serie creciente de diámetro de diez diferentes marcas de instrumentos, con reducida diferencia micrométrica de la punta activa entre los mismos.

En 1961, Ingle⁶ publicó el primer trabajo sobre uso de instrumentos estandarizados, conos de gutapercha y plata. En 1962, la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine⁴. El trabajo pionero de la A.A.E. dio origen a la International Standards Organization (ISO). En enero de 1976 la A.A.E. aprobó la Especificación no. 28 de la ANSI/ADA, siendo definida la estandarización internacional para esos instrumentos.

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir estos nuevos instrumentos conocidos como instrumentos tipo K. La fabricación de las limas endodóncicas se origina de un trozo de alambre en cuyos lados se labran tres o cuatro superficies planas a profundidades crecientes, adquiriendo una forma troncocónica, a continuación se fija un extremo del alambre y se torsiona el otro extremo hasta conseguir un perfil espiral de acero carbono, siendo sustituido en 1961 por acero inoxidable. Dependiendo de la forma de la base de la asta metálica utilizada en la fabricación (triangular, cuadrangular, circunferencial), así como de la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenían diferentes instrumentos, conocidos como ensanchadores, limas tipo K y Hedström respectivamente.⁷

Clem en 1969⁸ hizo énfasis en la preparación de diferentes etapas durante la instrumentación, sugirió la utilización de instrumentos de pequeño calibre en la porción apical seguido de una preparación con retroceso progresivo y con un aumento en el diámetro de los instrumentos en sentido ápice-corona, preparación que denominó *Step preparation*. En 1973 fue propuesto por Fava y Caputo⁹ el término *Preparación biomecánica escalonada*.

En 1974, Schilder¹⁰ publicó *Cleaning and Shaping*, esta nueva preparación incluye la utilización de fresas Gates-Glidden. Su objetivo no se resume solamente a la remoción del tejido pulpar, restos necróticos y

dentina infectada, sino también a atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical, esta técnica contribuyó a ofrecer un conducto radicular acentuadamente cónico en sentido corona-ápice, favoreciendo la irrigación y la obturación lo más herméticamente posible.



Fig. 3 Herbert Schilder, introdujo el concepto de *Cleaning and Shaping*.²

Abou-Rass, Frank y Glick¹¹ en 1980 realizaron un desgaste mayor en las llamadas áreas de seguridad, preparación que fue denominada como *Limado Desgaste Anticurvatura*, éste permite un acceso libre y directo al tercio apical, sin interferencias dentinarias del tercio cervical.

En 1980, los profesores de Endodoncia de la Universidad de Oregon, Marshall y Pappin¹², son los pioneros en preconizar una técnica de instrumentación que minimiza o incluso evita la extrusión de restos sépticos del conducto a la región periapical, denominada *Preparación corona-ápice sin presión*, las fresas Gates-Glidden y limas de mayor diámetro son utilizadas en los tercios coronarios, utilizando a continuación las limas de menor diámetro progresivamente en sentido corona-ápice, hasta alcanzar la longitud deseada, siempre complementadas por irrigación copiosa.

En 1982 se presentó un diseño modificado de la lima tipo K denominada lima K-Flex fabricada en acero inoxidable especial, con una sección transversal en forma romboidal que posee mayor flexibilidad y mejor actividad de corte. Como lo menciona Leonardo², en 1983, S. Senia y W. Willey idealizaron un instrumento con una parte activa con 2 mm, una punta activa no cortante y una asta larga y flexible denominada Canal Master U.

En 1985 Union Broach, Long Island introdujo los primeros instrumentos con punta inactiva, no cortante representados por las limas Flex-R, investigación realizada por Roane y colaboradores¹³; estas limas fueron utilizadas en la técnica denominada *Fuerzas balanceadas* propuestas por el mismo Roane y colaboradores¹³. Se comercializaron las limas Flexo-file de Maillefer de sección triangular y punta batt modificada, así como otras decenas de ellas.

En este periodo surgieron los primeros sistemas de pieza de mano automatizadas; el Dynatrack utilizaba limas de acero inoxidable accionadas mediante micromotor de aire. La Giromatic, Endo Cursor, M4 y el Racer sobrevivieron un periodo corto de tiempo debido a los constantes fracasos, la frecuente fractura de instrumentos y la falta de sensibilidad táctil que transmitía, que se traducían en sobre instrumentación y dilatación del foramen. Se desarrollaron aparatos sónicos como en Endostar y Micromega. En 1985 se desarrollaron los sistemas de pieza de mano automatizados de segunda generación como el Canal Finder, creado en Francia por Guy Levy¹⁴, el cual su objetivo era sustituir la instrumentación manual, ofreciendo mayor seguridad y rapidez de trabajo.

Se desarrollaron una nueva generación de limas originaria de la aleación de NiTi (55% níquel, 45% titanio). Esta aleación fue utilizada primeramente en la industria naval por William J. Buchler¹⁵ en 1963 y

utilizada por la NASA para la fabricación de antenas de naves espaciales. En odontología primero fue utilizada en ortodoncia por Andreasen y Hilleman¹⁶ en 1971 para la confección de alambres ortodónticos debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión. Su denominación NITINOL se debe al Ni de níquel, Ti de titanio y N.O.L. de Naval Ordnance Laboratory donde fue investigada y fabricada; en 1979 fue conocida en China como NITALLOY (56% Ni y 44% Ti).¹⁷

La confección de instrumentos endodónticos de esta aleación fue al final de la década de los 80's por Walia, Brantiye y Gerstein¹⁸ los cuales concluyeron que la lima No. 15 presentaba dos o tres veces más flexibilidad así como mayor resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario que las de acero inoxidable. Estas limas presentan buena compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización.

1.2. Instrumentos endodónticos manuales.

Ingle y Levine⁴ en 1958 recomendaron la estandarización de los instrumentos endodónticos manuales. Describen tres características de cada instrumento.

- a) Diámetro y anchura.
- b) Longitud de la hoja cortante.
- c) Conicidad.

El instrumento se enumera de 10 a 140, cada número describirá el diámetro del instrumento en centésima de milímetro en la punta; el aumento de diámetro de la punta de la parte activa es equivalente a 0.05 mm entre las limas de no. 10 a 60, en las limas de no. 60 a 140 ese

aumento es de 0.10 mm, siendo que en los instrumentos especiales 06(rosa), 08 (gris) y 10 (morado) es equivalente a 0.02 milímetros.² La tolerancia para las limas es ± 0.02 milímetros.⁷ (Tabla 1) La codificación en colores de los mangos plásticos es:

Colores	1ª serie	2ª serie	3ª serie
Blanco	15	45	90
Amarillo	20	50	100
Rojo	25	55	110
Azul	30	60	120
Verde	35	70	130
Negro	40	80	140

Tabla 1. Dimensiones de D0 y codificación de colores para los instrumentos endodóncicos manuales.¹⁹

Los instrumentos están disponibles en diversas longitudes 21, 25, 28, 30 y 40 mm. El ángulo de la punta del instrumento es de 750 ± 150 . La parte activa debe ser de 16 mm como mínimo y el aumento de conicidad estándar es equivalente a 0.02 mm por milímetro. De acuerdo a la especificación de la ADA en su revisión de 1981, D0 corresponde a la punta, D16 a la longitud de las estrías y en este punto debe de medir 0.32 mm más que el diámetro D1 y D1 es 1 mm encima de D0 (Fig. 4).⁷

En enero de 1976, el ANSI concedió la aprobación de la especificación de la ADA.

- No. 28 para las limas y ensanchadores endodóncicos.
- No. 58 para las limas H.

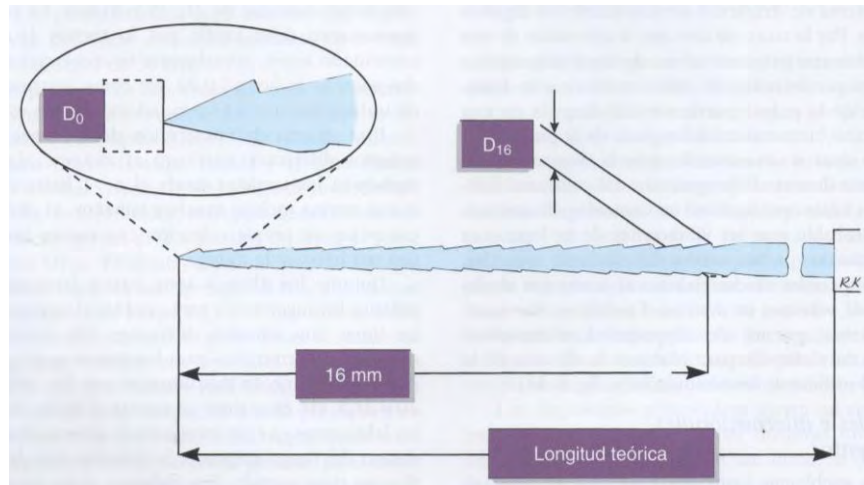


Fig. 4 Representación esquemática de los componentes de las limas endodóncicas manuales, el punto de medición D_0 es imaginario y corresponde a la proyección de la conicidad del instrumento en la punta.⁷

1.2.1. Clasificación de los instrumentos endodóncicos.

Según Grossman (basada en la función).

- Exploración: Para localizar los orificios de los conductos, para determinar o asistir en la obtención de permeabilidad del conducto radicular.
- Desbridación: Para extirpar la pulpa, remover las torundas de algodón o las puntas de papel.
- Limpieza y conformación: Son los instrumentos usados para limpiar y conformar el conducto.
- Obturación: Para la condensación de la gutapercha y crear el espacio durante la obturación del conducto.¹⁹

La Organización Internacional de Estandarización (ISO) ha agrupado a los instrumentos endodóncicos según su método de uso:

- **Grupo I:** Instrumentos accionados manualmente, como escariadores y los tipos K y H.

- **Grupo II:** Instrumentos de baja velocidad con una conexión tipo pestilo. Típicos de este grupo son las fresas Gates-Glidden y los ensanchadores Peeso.
- **Grupo III:** Instrumentos rotatorios de níquel-titanio accionados por motor. Constan de una hoja rotatoria que puede utilizarse con seguridad y se adaptan a los conductos radiculares curvados. La mayoría de los instrumentos de motor son de este grupo.
- **Grupo IV:** Instrumentos accionados por motor que se adaptan tridimensionalmente a la forma del conducto radicular longitudinal pero también transversalmente.
- **Grupo V:** Instrumentos reciprocantes accionados por motor.
- **Grupo VI:** Instrumentos ultrasónicos.⁷

CAPÍTULO II.

2. SISTEMAS ROTATORIOS.

Una de las grandes ventajas de los sistemas rotatorios es la rapidez en la instrumentación de conductos radiculares atrésicos y curvos, además de que ofrecen un mayor aumento de la conicidad por milímetro de longitud de su parte activa desde la punta hacia su base, en relación a los instrumentos manuales estandarizados; ésta conicidad se da en aumentos de 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.12 por milímetro de longitud, es decir, una lima con conicidad 0.03 tendrá en el diámetro D_1 0,25 mm y en el D_{16} 0.73 mm.

Estas limas giran con velocidad constante y en sentido corona-ápice, van a provocar la limpieza, remoción del contenido séptico, restos orgánicos y limallas dentinarias hacia la cámara pulpar, y simultáneamente van a determinar el ensanchamiento de 2/3 coronarios, promoviendo el llamado desgaste anticurvatura y a continuación el escalonamiento en el preparo apical. Las limas accionadas a motor jamás se presionan en sentido apical.²

2.1. Dispositivos endodóncicos rotatorios.

Los motores endodóncicos rotatorios tienen un movimiento en sentido horario, ofrecen una velocidad constante sin oscilaciones, entre 150 a 350 rpm. Algunos proporcionan un control automático de torque; cuando el instrumento es accionado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia éste para automáticamente. El momento de fuerza varía de 0.1 a 10 N·cm. Los motores accionados a aire no ofrecen mecanismos de control de la velocidad y el torque, por lo que no se recomiendan.² Los instrumentos accionados a motor pueden ser utilizados

en diversos tipos de piezas de mano. Las piezas de mano con contraángulo están disponibles en cuatro tipos que son:

a) Pieza de mano de rotación completa.

Se utilizan en el taladro en línea recta o para el corte lateral para ganar el acceso coronal al orificio del conducto, sólo se utilizan en éste sentido ya que los instrumentos no se doblan fácilmente y deben limitarse a esta forma ya que con frecuencia son conducidos por una dirección equivocada o forzada más allá de los límites pudiendo causar perforaciones.¹⁹

i. Pieza de mano de engranes de reducción.

Estos motores están diseñados para accionar los instrumentos rotatorios de Ni-Ti en la preparación del conducto, las velocidades varían de 300 a 2000 rpm. Se sugiere 300 rpm para el Profile y 2000 rpm para Light Speed, es decir, la velocidad y el momento de fuerza (torque) se fijan de acuerdo al tamaño de los diámetros y conicidades del instrumento y la pieza de mano se detendrá e iniciará la contramarcha si se excede del límite de torque. Algunos ejemplos de estos tipos de piezas son:¹⁹

- Medidenta/Micro mega MM 324.
- Quantec ETM (Fig. 5).
- Moyco/UnionBroach Sprint EDM.
- Anthogyr (Dentsply).
- Aseptico ITR Motor.
- TheNouvag TCM Endo motor.
- TCM 3000 (Fig.6).
- New Endo-pro electric.

- X-SMART Endo motor (Fig. 7).
- Motor Tecnika.
- Motor Driller Endo Plus.
- Motor K3.
- TC2 Cordless Motor (Fig. 8).
- Tri Auto ZX (Fig. 9).



Fig. 5 Quantec ETM.²



Fig. 6 TCM Endo 3000.²



Fig. 7 X-SMART Endo motor

Hallada en: <https://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Equipment/X-Smart-Endodontic-Motor.aspx>



Fig. 8 TC2 Cordless motor

Hallada en: <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-endotouch-tc2-02>



Fig. 9 Tri Auto ZX.¹⁹

b) Pieza de mano recíproca

El mecanismo de movimiento recíprocante, también llamado mecanismo de movimiento alternante, es un movimiento repetitivo hacia la izquierda y hacia la derecha. Los dos movimientos opuestos que conforman un ciclo de alternancia son llamados tiempos del mecanismo. Este movimiento de vaivén hace que las limas cambien continuamente su dirección de rotación durante el procedimiento de conformación del conducto radicular, con un ángulo de giro grande en sentido antihorario para corte de alta eficiencia y un ángulo más pequeño en la dirección inversa para progresar a lo largo de la trayectoria del canal, respetando la anatomía del conducto. Los ángulos optimizados también ayudan a reducir el riesgo del efecto de "atornillar" y rotura de la lima.

Algunas de las piezas de mano recíprocas disponibles son:

- **Giromatic.** En desuso (Fig. 10)

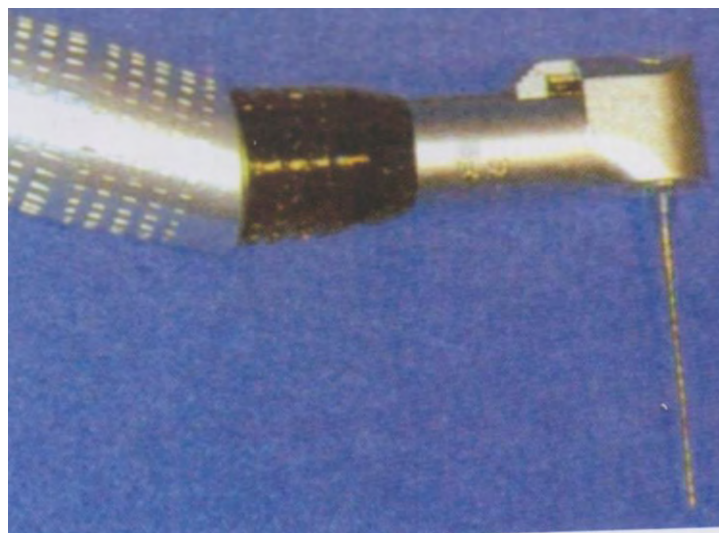


Fig. 10 Giromatic.¹⁹

- **M4 Safety:** Es comercializada por Sybron-Kerr, tiene un movimiento recíproco de 30 grados y un mecanismo de portabroca simplificado activado por la presión del pulgar para acomodar un instrumento de mango de plástico para el conducto radicular. Tiene una relación de engranaje de 4:1, que incluso a velocidad plena muestra un torque mínimo.(Fig.11)



Fig. 11 M4 Safety.¹⁹

- **Endo-Gripper:** Es comercializada por Moyco/Union Broach, es una pieza de mano con una relación de engranaje de 10:1 con un movimiento giratorio de 450. También se pueden utilizar los instrumentos manuales en vez de los instrumentos para contraángulo. (Fig. 12)



Fig. 12 Endo-Gripper.¹⁹

- **Canal Finder System:** Consiste en una pieza de mano con contraángulo accionado por un micromotor cuya velocidad supera los 3000 rpm que produce una acción giratoria reciproca que permite el limado por corte y no por abrasión de la pared del conducto. Avanza a lo largo de la vía de menor resistencia, manteniendo la trayectoria original. Las limas especialmente diseñadas rotan ligeramente cuando se encuentra con la resistencia del conducto, este sistema es ventajoso en la preparación inicial de los conductos extremadamente curvos y estrechos. Tiene una tendencia a enderezar los conductos con la sobre instrumentación y ampliación del agujero apical. (Fig. 13)



Fig. 13 Canal Finder System.¹⁹

c) Pieza de mano con movimiento vertical.

Son piezas de mano especiales que imparten un movimiento vertical. Con el cuarto de vuelta reciproco agregado, se interrumpe cuando se sobrecarga el instrumento. Levy introdujo una pieza de mano que es accionado por aire o eléctricamente y provee movimientos verticales que oscilan entre 0.3 a 1 mm. Cuando más libre se mueva el instrumento en el conducto, más largo es el movimiento.

Modo de acción: La pieza de mano con un movimiento de cuarto de vuelta recíproco penetra junto con el movimiento vertical cuando el instrumento

del conducto está bajo tensión en un conducto estrecho. Si el instrumento está demasiado ajustado en el conducto el operador debe utilizar una lima más pequeña.¹⁹

d) Pieza de mano con movimiento rotatorio y reciprocante.

En los últimos años se han introducido al mercado motores endodóncicos que cuentan con las dos funciones: rotatoria y reciprocante. Esto permite al clínico tener más opciones en sus tratamientos al poder elegir entre los diferentes sistemas rotatorios y/o reciprocantes disponibles, dependiendo la dificultad del caso se aplicará el sistema necesario teniendo en cuenta las ventajas y desventajas de ambos, así como sus aplicaciones clínicas. Además de ofrecer confort, fiabilidad y seguridad con las diferentes técnicas de preparación.

Estos motores presentan bibliotecas de limas con los cuales se puede seleccionar el sistema Ni-Ti preferido, el cual está predeterminado con las rpm y torque adecuado para el funcionamiento óptimo de cada lima en específico; además de la opción de poder programar el ajuste individual de torque y velocidad para alguna técnica híbrida. Poseen batería y carga al suministro de corriente; se cuenta con funciones especiales de seguridad de parada y retroceso automático de la rotación al alcanzar el límite de torque. Existen versiones que poseen localizadores de ápice. Algunos ejemplos de estos motores son:

- VDW.SILVER RECIPROC Y VDW.GOLD RECIPROC. (Fig. 14)
- PROMARK Endodontic motor. (Fig. 14)
- e³ Torque control motor. (Fig. 16)



Fig. 14 Motores VDW.SILVER Y VDW. GOLD RECIPROC

Hallado en: http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/en_reciproc_endomotoren.pdf



Fig. 15 Motor PROMARK Endodontic

Hallado en: <http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/Equipment/ProMarkMotor.aspx>



Fig. 16 Motor e³ Torque control motor

Hallado en: <http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/Equipment/e3Motor.aspx>

2.1.1. Revoluciones por minuto

Una revolución por minuto es una unidad de frecuencia que se usa también para expresar velocidad angular. En este contexto, se indica el número de rotaciones completadas cada minuto por un cuerpo que gira alrededor de un eje.

Para expresar un valor en revoluciones por minuto, se simboliza dicha unidad como min^{-1} o r/min . Aunque las unidades de medida se representan normalmente con símbolos y no con abreviaturas, también existe la abreviatura r. p. m. para representar esta unidad. Es recomendable sustituirla o representar tales valores junto a los

equivalentes expresados en unidades coherentes con el SI como min^{-1} , Hz o rad/s .²⁰

La unidad de frecuencia del Sistema Internacional de Unidades (SI) es el hercio (Hz).²¹

$$1 \text{ min}^{-1} = \frac{1}{\text{min}} = \frac{1}{60 \text{ s}} = \frac{1}{60} \text{ Hz}$$

Velocidad angular.

La velocidad angular es una medida de la velocidad de rotación. Se define como el ángulo girado por una unidad de tiempo y se designa mediante la letra griega ω . Su unidad en el Sistema Internacional es el radián por segundo (rad/s).

A pesar de que la velocidad angular, la frecuencia angular y la frecuencia tienen las dimensiones de $1/\text{s}$ (hercios o Hz), la velocidad angular y la frecuencia angular no se expresan en hercios, sino más bien en una unidad apropiada para una razón entre ángulo y tiempo. Así, la unidad de velocidad angular del SI es el radián por segundo. No obstante, el radián es una unidad adimensional y una revolución o una vuelta completa equivale a 2π radianes.²²

2.1.2. Momento de fuerza.

Se denomina momento de una fuerza (respecto a un punto dado) a una magnitud pseudo vectorial, obtenida como producto vectorial del vector de posición del punto de aplicación de la fuerza (con respecto al punto al cual se toma el momento) por el vector fuerza, en ese orden. También se denomina momento dinámico o sencillamente momento. Ocasionalmente recibe el nombre de *torque* a partir del término inglés (torque), derivado a su vez del latín *torquere* (retorcer).²³

El momento de una fuerza con respecto a un punto da a conocer en qué medida existe capacidad en una fuerza o sistema de fuerzas para cambiar el estado de la rotación del cuerpo alrededor de un eje que pase por dicho punto. El momento tiende a provocar una aceleración angular (cambio en la velocidad de giro) en el cuerpo sobre el cual se aplica y es una magnitud característica en elementos que trabajan sometidos a torsión (como los ejes de maquinaria) o a flexión (como las vigas).²³

El momento dinámico se expresa en unidades de fuerza por unidades de distancia. En el Sistema Internacional de Unidades la unidad se denomina *newton-metro*. Su símbolo debe escribirse como N m o N•m.

Cuando se aplica una fuerza en algún punto de un cuerpo rígido, dicho cuerpo tiende a realizar un movimiento de rotación en torno a algún eje. Entonces, se llama torque o momento de una fuerza a la capacidad de dicha fuerza para producir un giro o rotación alrededor de un punto.²³

Considerando dos elementos, intensidad de la fuerza y distancia de aplicación desde su eje, el momento de una fuerza es, matemáticamente, igual al producto de la intensidad de la fuerza (módulo) por la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el eje de giro (Fig. 17).



Fig. 17 Intensidad de la fuerza dependiente de la distancia de aplicación desde su eje.

Hallado en: http://www.profesorenlinea.cl/fisica/Fuerzas_Torque_momento.html

Expresada como ecuación, la fórmula es:

$$M = F \cdot d$$

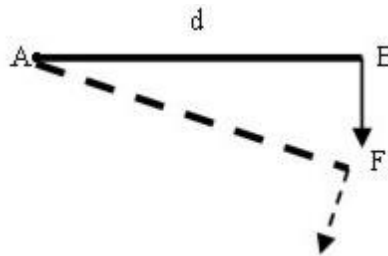


Fig. 18 Esquema de la ecuación del momento de fuerza

Hallado en: http://www.profesorenlinea.cl/fisica/Fuerzas_Torque_momento.html

donde M es momento o torque, F es la fuerza aplicada y d la distancia al eje de giro.(Fig. 18)

La fuerza con que la lima gira alrededor de su propio eje se controla por el torque, siendo ajustado según la técnica e instrumento que se utilice y variando entre 0.1 N·cm a 35 N·cm. Algunos aparatos controlan automáticamente el torque, según la masa del propio instrumento impidiendo que este alcance su límite máximo de resistencia. Si se utiliza un elevado torque, ultrapasando el límite máximo de resistencia del instrumento (límite de fractura), la probabilidad de ocurra un accidente operatorio es elevada. Además para evitar accidentes operatorios son importantes rotaciones de manera uniforme y constante por segundos, y con movimientos de progresión y alivio (picada) durante su introducción en el conducto, también la preparación del conducto en sentido corona/ápice sin presión.²

2.2. Instrumentos rotatorios de NiTi.

Estos instrumentos rotatorios son fabricados con una aleación de níquel-titanio, que confiere a los mismos superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura.²

2.2.1. Aleación de NiTi.

Los instrumentos rotatorios se fabrican con aleación de níquel-titanio, que confiere a los mismos superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura.² El níquel-titanio es una aleación no magnética que tiene excelente resistencia a la corrosión y mayor ductilidad que otras aleaciones, con una composición de níquel del 51% y titanio 49%.²⁴

La aleación existe como dos estructuras cristalinas dependientes de la temperatura²⁵, a una temperatura de 500-800° el material tienen una estructura cúbica bien ordenada que se conoce como austenita (fase generatriz, de mayor temperatura o progenitora). Después se enfría, su estructura cambia y se vuelve una estructura de laminillas sumamente entretejidas o dispuesta en cortes alternados, llamada martensita (fase de menor temperatura o fase hija).(Fig. 19) La estructura cortada en forma alternativa, es decir, en cortes opuestos consecutivos, conserva la forma general del cristal.²⁴

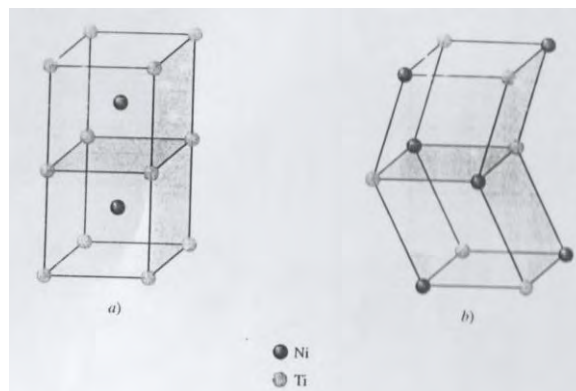


Fig. 19 Estructuras en una aleación Ni-Ti: a) austenítica y b) martensítica.²⁴

El efecto por el cual recuperan su forma es resultado de la transformación de fase sólida-sólida entre dos estructuras materiales, es decir, la austenita y la martensita. En edo. martensita, una aleación de memoria de forma es muy fácil deformar mediante la aplicación de tensiones.

Si en esta etapa se elimina la carga, la deformación de la martensita persiste, lo cual le da la apariencia de una deformación plástica (Fig. 20). Sin embargo, después de ser deformada en el estado martensítico, el calentamiento provoca una transformación de la martensita en austenita, con lo cual el componente recupera su forma original (Fig. 21). En virtud que la transformación se logró a temperatura constante y bajo carga se dice que ha sido inducida por esfuerzo.²⁴

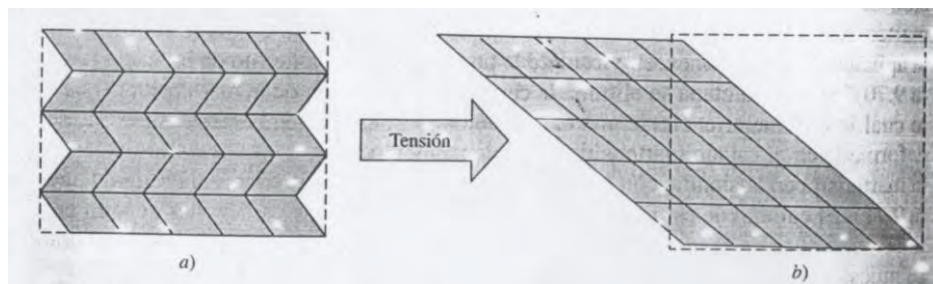


Fig. 20 Deformación de martensita a causa de la aplicación de una fuerza. a) Martensita maclada y b) Martensita deformada.²⁴

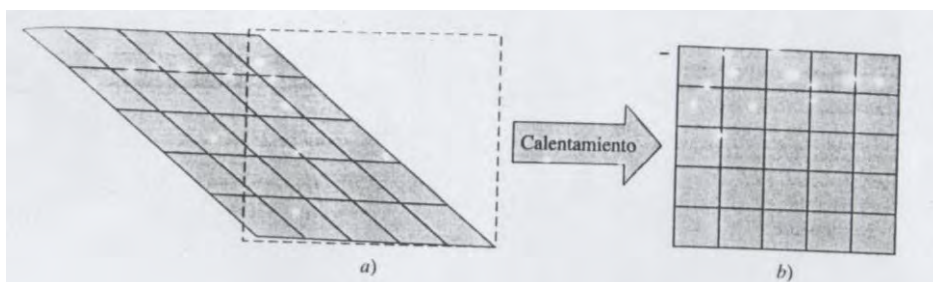


Fig. 21 La martensita deformada se transforma en austenita al calentarla. a) Martensita deformada y b) Austenita.²⁴

La fase martensítica tiene excelente capacidad de absorción de energía y gran resistencia a la fatiga debido a su estructura maclada. Se usa como amortiguador de vibraciones.²⁴

2.2.1.1. Superelasticidad.

La superelasticidad se refiere a la capacidad de algunas aleaciones metálicas (aluminio y titanio) de deformarse hasta 2 000 por ciento a temperaturas elevadas y velocidades de cargas bajas. Para alcanzar la

superelasticidad, tanto el material como el proceso de carga deben cumplir determinadas condiciones:

1. El material debe tener un tamaño de grano muy fino (5-10 μm) y ser muy sensible a la velocidad de deformación.
2. Es necesaria una temperatura de carga alta mayor de 50 por ciento de la temperatura de fusión del metal.
3. Es necesaria una velocidad de deformación baja y regulada dentro del intervalo de 0.01 a 0.0001 s^{-1} .²⁴

La superelasticidad del NiTi se basa en la transformación martensítica inducida por estrés, ésta retorna a su forma original a las aleaciones después de librarse de una acción (fuerza) de deformación. Las aleaciones de NiTi cuando son sometidas a la deformación de hasta 10% pueden retornar a su forma normal mientras que las de acero inoxidable solamente cuando la deformación no es superior al 1%. La superelasticidad minimiza el transporte del forámen.²

Debido a la superelasticidad es posible el uso de limas rotatorias con conicidad de dos a seis veces en pieza de mano de tensión controlada a velocidad constante. El diseño del eje está adaptado para rotación continua; es plana, modifica y acorta los bordes cortantes y varia la profundidad de las muescas, ángulo helicoidal, conicidad para evitar que el instrumento maltrate y se doble en la pared del conducto.²⁵

2.2.1.2. Memoria de forma.

Las aleaciones de memoria de forma tienen la capacidad de recobrar una forma previamente definida cuando se les somete al procedimiento de tratamiento térmico apropiado. Al volver a su forma original, estos materiales también pueden aplicar fuerzas. Tienen la capacidad de recuperarse tras una cantidad significativa de deformación

(superelasticidad) o las que pueden aplicar grandes fuerzas al adoptar de nuevo su forma original.

La aleación de memoria de forma puede procesarse utilizando técnicas de moldeo en caliente y en frío, como forjado, laminado, extrusión y estiraje trefilado. Para impartir la memoria de forma se trata térmicamente en un rango de temperaturas de 500 a 800°C, durante el proceso se mantiene restringida en la forma deseada. El NiTi tiene una memoria de forma bajo tensión de 8.5 por ciento aprox.²⁴

2.2.2. Conicidad.

La conicidad significa la cantidad de diámetro de la lima que aumenta cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango. Algunos fabricantes expresan la conicidad en tantos por ciento.⁷ Los instrumentos manuales poseen una conicidad constante de 0.02 mm por milímetro de longitud de su parte activa, esta conicidad equivale a la media de las conicidades de los conductos radiculares de dientes humanos.

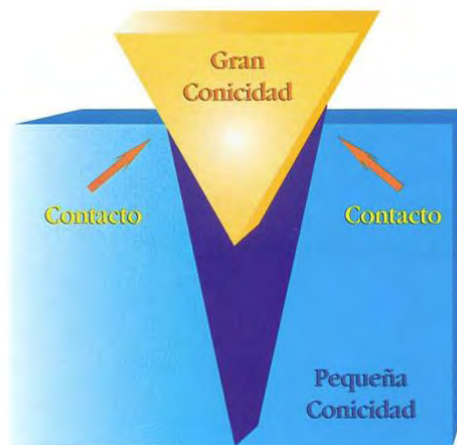


Fig. 22 Relación conicidad y área de contacto dentinaria.²

Teóricamente esta conicidad facilitarían la instrumentación, no obstante esto no ocurre clínicamente. En el comercio se encuentran instrumentos rotatorios con conicidad de 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.012; como consecuencia de esa mayor conicidad, solamente una porción de la parte activa del instrumento entra en contacto con la pared dentinaria, esto proporciona un desgaste más efectivo por acción de ensanchamiento con menor riesgo de fractura (Fig. 22).²

2.2.3. Estrías.

Son los surcos en la superficie de trabajo que recogen los tejidos blandos y las esquirlas de dentina que se van eliminando de las paredes del conducto (Fig. 23). La eficacia de las estrías depende de su profundidad, configuración y acabado de la superficie.⁷ Los instrumentos de Ni-Ti accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, estos espacios sirven para recibir las limallas dentinarias.²

2.2.4. Borde cortante.

La superficie de mayor diámetro a continuación del surco (en la intersección de la estría con el surco) al girar forma el borde cortante guía también conocido como la hoja de la lima (Fig. 23). El borde cortante forma y arranca esquirlas de las paredes del conducto, al mismo tiempo que corta y desgarran los tejidos blandos.⁷

2.2.5. Superficie radial o guía lateral de penetración (Radial Land).

La superficie que se proyecta axialmente desde el eje central en el extremo del borde cortante que queda entre las estrías se llama radial land o apoyo radial (Fig. 23). El land toca las paredes del conducto en la

periferia de la lima y reduce la tendencia de la lima a enroscarse en el conducto, el transporte del canal, la propagación de microfracturas en su circunferencia, soporta el borde cortante y limita la profundidad del corte. Su posición relativa con el borde cortante oponente y su anchura determinan su eficacia.⁷

Al proporcionar un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto, este plano impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto cuando se presiona el mismo hacia el ápice; permite que al girar el instrumento en el conducto éste se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limaje.²

2.2.6. Alivio de la superficie radial.

Para reducir la resistencia friccional, se puede reducir parte del área superficial del land que gira contra el conducto formando el alivio.⁷ Representado por la intersección de las superficies de ataque, éste permite un área de menor contacto con la dentina, disminuyendo la fricción. Algunos instrumentos poseen un alivio observado a través de su sección transversal.²

2.2.7. Ángulo helicoidal.

Es el ángulo que forma el borde cortante con el eje longitudinal de la lima, barrena los residuos coleccionados en las estrías y determina la técnica de limado a emplear (Fig. 23).⁷ Es muy importante para la eficacia de corte, si es uniforme la eficacia de corte es menor, es decir, entre más ángulos variables poseen una mejor eficacia de corte.¹⁹ Cuánto mayor el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, con uno pequeño el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste. Cuando el ángulo es mayor que 45° , el riesgo de

que el instrumento se imbrique en las paredes es grande, facilitando la fractura. El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° aprox. graduación que compensa velocidad con efectividad, en el comienzo de la punta activa es de 25° y próximo a D_{16} varía hasta 35° .²

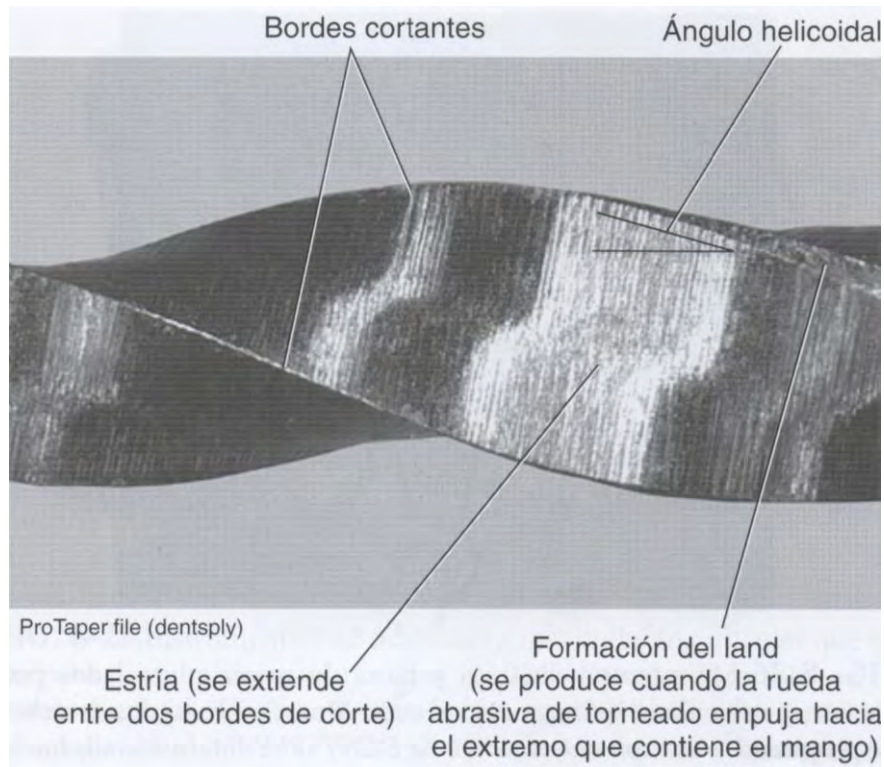


Fig. 23 Componentes de instrumento rotatorio.⁷

2.2.8. Ángulo de corte o ángulo de la incidencia de la hoja de corte.

El ángulo de incidencia es el ángulo formado por la arista anterior y el eje largo de la lima. Si el ángulo formado por la arista anterior y la superficie a ser cortada es obtuso, se dice que el ángulo de corte es positivo o cortante; por otro lado, si es agudo se dice que es negativo o de raspado. (Fig. 24) El ángulo de incidencia ligeramente positivo aumenta la eficacia cortante y un gran incremento en los valores del ángulo de incidencia positivo puede dar lugar a la resistencia o penetración de la superficie a ser cortada.¹⁹

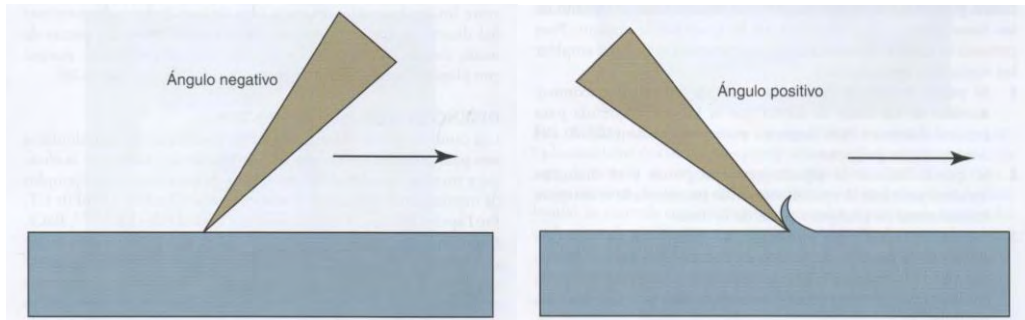


Fig. 24 Ángulo de incidencia o corte.⁷

Los instrumentos endodóncicos convencionales tienen un ángulo ligeramente negativo y las NiTi rotatorias ligeramente neutral.²⁵ La superficie radial hace con que el ángulo de corte sea levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea tan intenso. La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan.²

2.2.9. Pitch o paso de rosca.

Es la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente. Cuánto más corta sea la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal. La mayoría de las limas tienen un pitch variable que cambia a lo largo de la superficie de trabajo.⁷

2.2.10. Núcleo de una lima.

El núcleo es la parte central cilíndrica de la lima cuya circunferencia está contorneada y limitada por la profundidad de las estrías.¹⁹ Como el diámetro aumenta desde la punta de la lima hasta el mango, la estría se vuelve proporcionalmente más profunda, resultando una conicidad del núcleo diferente de la conicidad externa.⁷ La flexibilidad y la resistencia a la torsión están determinadas parcialmente por el diámetro del núcleo.¹⁹

2.2.11. Diseño de la punta.

La mayoría de los rotatorios posee una punta inactiva (Fig. 25), el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico, es decir, las puntas romas no cortantes sirven como guía dentro del conducto; en cuanto al tamaño de la misma tienen incrementos reales de 50 μ m. Para ultrapasar áreas de calcificación o conductos muy atrésicos y curvos, existen instrumentos con punta activa.²

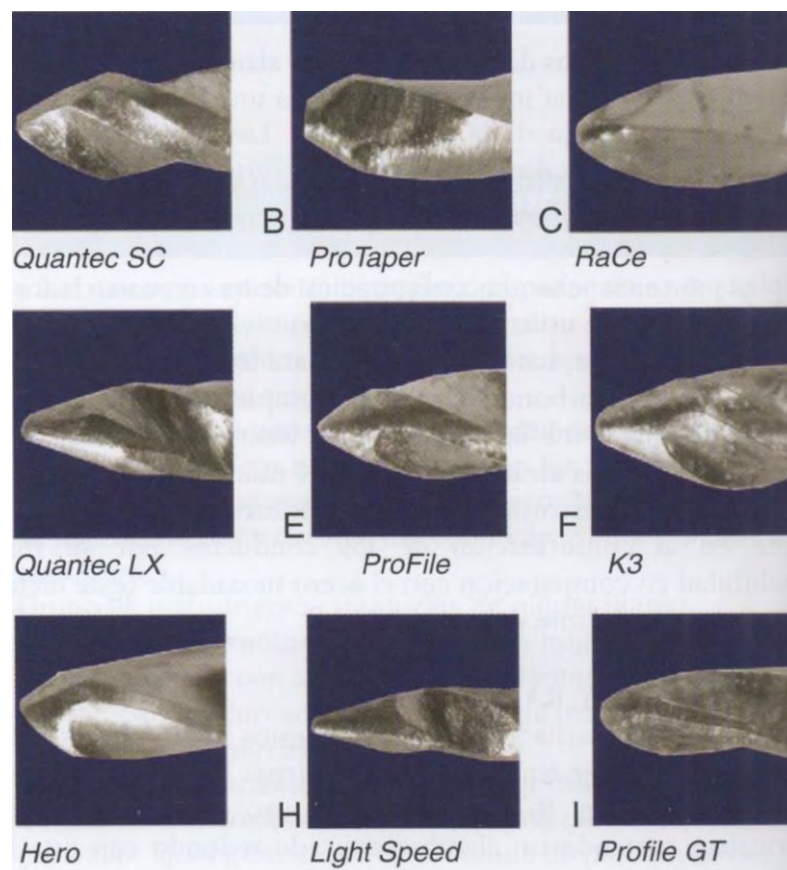


Fig. 25 Tipos de puntas de diferentes sistemas rotatorios.⁷

2.2.12. Distribución de la masa metálica.

La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea, tal hecho permite que el instrumento se acomode en el conducto,

distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina y/o que el propio recibe (Fig. 26).²

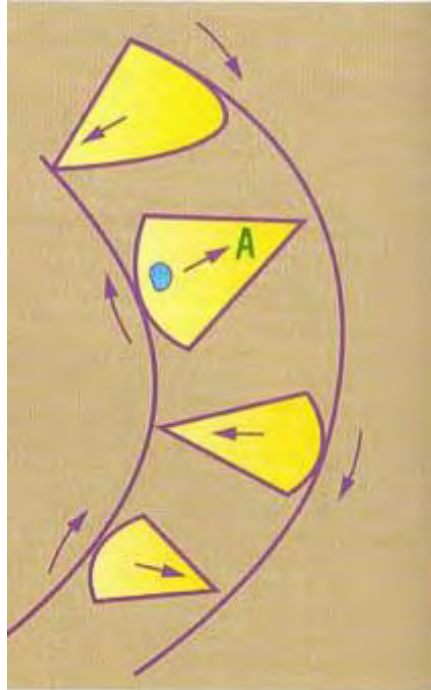


Fig. 26 Distribución de la masa metálica a través del conducto radicular.²

2.2.13. Acabado superficial.

La ausencia de un pulimiento físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular, que facilita la fractura del instrumento.² El electropulimiento es un método en que se hace la superficie de los instrumentos de NiTi más lisa. Muchos estudios indican que el electropulimiento puede mejorar las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi, aunque algunos muestran que no previenen el desarrollo de microfracturas.²⁶

2.3. Tratamiento térmico.

El procesamiento térmico es uno de los más fundamentales enfoques hacia el ajuste de las temperaturas de transición de las aleaciones de

NiTi, que afectan la resistencia a la fatiga de las limas de endodoncia y optimiza la microestructura de las aleaciones. A principios del 2000, una serie de estudios encontraron cambios en el comportamiento en la transformación de los tratamientos térmicos, que incrementan la efectividad de la flexibilidad de los instrumentos endodóncicos de NiTi. Desde entonces estas manipulaciones han sido usadas para influenciar o alterar las propiedades de dichos instrumentos.²⁶ Alapati y col encontraron que los tratamientos térmicos a 400°C, 500°C Y 600°C elevando la temperatura final austenítica de ProFile a 45-50°C y a 850°C causan una pérdida del comportamiento de la martensita inducida por estrés y la recristalización de la microestructura metálica.²⁷

2.3.1. Phase R.

La phase R es una fase intermedia con una estructura romboidal que puede formarse durante la transformación de martensita a austenita en calentamiento y en reversa en la transformación de austenita a martensita en enfriamiento. La forma martensítica del NiTi es notable en la resistencia a la fatiga. Los instrumentos en esta fase son fácilmente deformados ya que pueden recobrar su forma arriba de las temperaturas de transformación.²⁶

El tiempo de trabajo 2-16 min en tratamientos térmicos de recocido del alambre de nitinol recto a temperaturas moderadas influye en la resistencia de tracción, de 410-460° C mejoran la resistencia. A temperaturas superiores de 485° C se comporta de manera opuesta, es decir, reduce la fuerza.²⁸

En 2008, fue desarrollado por Sybron Endo, crearon Twisted File que desarrollaron por la transformación en crudo del alambre de NiTi en la fase austenítica en la fase R a través del proceso térmico. Los sistemas

rotatorios que presentan este tratamiento térmico son K3, K3 XF y Twisted File.²⁶

2.3.2. M-wire.

Fue introducido en 2007 por Dentsply Tulsa y producida para aplicarla en una serie de tratamientos térmicos de los instrumentos de Ni-Ti. Los instrumentos que incluyen M-Wire son ProFile GT Series X, ProFile Vortex y Vortex Blue. Los instrumentos M-Wire tienen incrementadas las temperaturas de transformación austenítica, la temperatura final austenítica es de 50°C.²⁶

Johnson y cols reportaron que los instrumentos hechos de M-Wire exhibieron cerca de 400% mas resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos fabricados de alambre martensítico inducido por estrés.²⁹

Gao y cols compararon la resistencia a la fatiga cíclica de Profile Vortex y un instrumento de alambre martensítico inducido por estrés a dos diferentes velocidades (300 y 500 rpm), en el cual M- WIRE demostró una resistencia superior a la fatiga cíclica del 150%.³⁰

2.4. Eficiencia del corte en limas rotatorias de NiTi.

La dureza de la aleación de NiTi es poco menos que las limas manuales de acero inoxidable. No obstante, la superficie de los instrumentos NiTi no es homogénea, los bordes cortantes son más blandos que el centro del instrumento. Las limas de NiTi se gastan significativamente con el uso en la dentina, la esterilización también tiene un efecto negativo. Por otro lado la presencia de hipoclorito por menos de 30-60 min no causó ninguna corrosión o diferencia al cortar.

La eficiencia al cortar también depende de la forma de las estrías. Una profunda permite el transporte de más restos durante la acción de la lima, de esta forma la eficiencia al cortar está relacionada con la efectividad al limpiar. Durante el movimiento continuo de abocardar se sacan restos microscópicos por las estrías mientras que las áreas radiales empujan éstos dentro de los túbulos dentinarios. En este contexto los rotatorios NiTi son tan buenos o mejores que los manuales de acero inoxidable para remover restos superficiales, sin embargo parecen producir una capa más gruesa en el tercio apical.

Además de la biocompatibilidad y excelente resistencia a la corrosión, la aleación de NiTi es costosa ya que es difícil de trabajar y torneear. La superficie de las primeras limas de NiTi era áspera con surcos e irregularidades que conducía a gasto acelerado, fatiga y rotura. Actualmente les realizan tratamientos criogénicos o de pulido electrónico.²⁵

CAPÍTULO III.

3. PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON MOVIMIENTO ROTATORIO.

Las ventajas de la aleación NiTi se explotan al máximo si los instrumentos se rotan a más de 360°. Las limas rotatoria de NiTi existen en una fase austenítica que se transforma a martensítica cuando sufre estrés a una temperatura constante. En esta fase sólo se requiere una fuerza ligera para el doblado. Es necesario estrés limitado y constante para un desempeño óptimo, esto se logra usando una velocidad constante (rpm) y ligera presión apical.

Las limas operan en la parte horizontal de la curva estresada/tensa, mostrando pequeñas fases de restauración y ninguna deformación plástica. Los sistemas rotatorios tienen un rango límite de velocidad y torque. Arriba de la torsión permitida, puede ocurrir deformación plástica y fractura del instrumento. La velocidad aumentada, aumenta la rigidez del eje, por lo que se requieren rpm menores para instrumentar los conductos con curvaturas pequeñas.

En el pasado se usaron limas de acero inoxidable en máquinas rotatorias pero era alta la incidencia de aberraciones en el conducto. Un motor eléctrico compensa el torque, por mantener una velocidad constante y una pieza de mano adecuada, reductor de velocidad con cabezal pequeño.

El operador debe seguir el método específico de uso (movimiento de cepillado, picoteo, presión leve y sostenida), se deben usar con toque ligero y mínima presión apical. No debe rotarse la lima demasiado en el conducto y durante este período, el instrumento no debe de dejar de rotar.

La lubricación tiene un papel importante en la lubricación del conducto y facilitar la remoción de restos, además de la desinfección del conducto radicular.

Debido a las fuerzas reducidas de restauración desarrollada por los rotatorios, se ha reportado que se crean más preparaciones centrales en el conducto que con instrumentación manual. Los conductos radiculares con curvaturas más cerradas se hacen más anchos después de la instrumentación con la diferencia principal que hay una mayor cantidad de dentina removida en el aspecto externo.

Usando instrumentos rotatorios de NiTi, la preparación más deseada (.40) se ha hecho muy común ya que la elasticidad disminuye la conexión entre el diámetro del instrumento y la rigidez. La instrumentación apical a un tamaño más grande incorpora más irregularidades anatómicas y provee más intercambio de irrigantes en el tercio apical.

La instrumentación rotatoria tiene un tiempo de preparación más corta por lo que se reduce la fatiga del operador, sin embargo se puede reducir el tiempo efectivo del irrigante. Las diferencias entre los sistemas rotatorios son resultado de variaciones en la técnica que entre el desempeño de los instrumentos.

El método combinado (instrumentos rotatorios y manuales) es necesario en casos difíciles y la mayoría de retratamientos, ya que se evitan los errores en el procedimiento y las aberraciones presentes pueden ser corregidas. El concepto híbrido atiende la combinación de instrumentos de diferentes sistemas de limas usando diferentes secuencias de instrumentación.²⁵

Procedimiento clínico. Secuencia de tratamiento para la mayoría de los sistemas rotatorios.

1. Prevaloración del caso.
2. Aislamiento del campo con dique de hule.
3. Creación de acceso en línea recta.
4. Irrigación de la cámara pulpar (NaOCl del 2.5 al 5%).
5. Localización de los orificios del conducto radicular y penetración con limas K flexibles (0.06-0.20).
6. Configuración cuidadosa de la porción coronal recta (manuales, Gates-Glidden, rotatorias).
 - a. Fuerza apical ligera.
 - b. Variar entre diferentes tamaños de limas.
 - c. Recapitular con un instrumento pequeño.
7. Reconfirme el acceso en línea recta.
8. Tolerancia corono-apical hasta 3-4 mm de longitud de trabajo aparente.
9. Determinación longitud de trabajo.
10. Preparación apical al tamaño 30 a 35 (6% conicidad).
11. Medición apical.
12. Irrigación final.²⁵

3.1. Mtwo.

3.1.1. Características.

Los instrumentos Mtwo tienen una sección transversal en forma de S y dos eficientes hojas de corte (Fig. 27), por su bajo contacto radial ofrece un espacio amplio y profundo para la retirada continua de los detritos hacia el tercio coronal. El núcleo del instrumento está concebido para proporcionar gran flexibilidad sin menoscabar la resistencia del instrumento. En conicidades mayores la sección se reduce. Además

posee una punta no cortante (Fig. 28) y una longitud del vástago del mandril de 11 mm que facilita el acceso a los molares.³¹

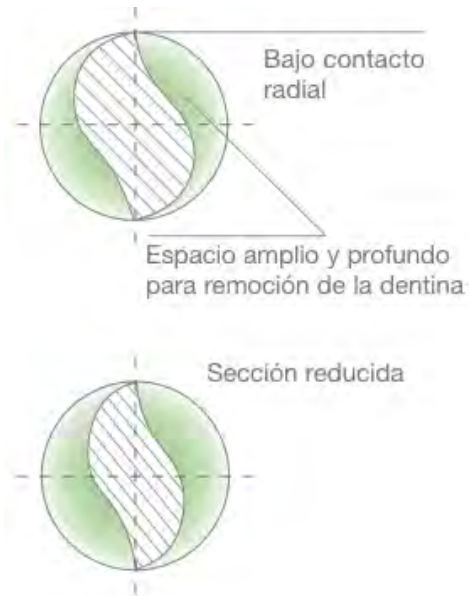


Fig. 27 Sección transversal Mtwo.³¹



Fig. 28 Punta no cortante Mtwo.³¹

Diseño del instrumento.

- **Número de anillos en el mandril:** Indica la conicidad del instrumento que van de .04, .05, .06 y .07 con 1, 2, 3 y 4 anillos respectivamente (Fig. 29).
- **Marcas de colores conforme a ISO:** Indican el diámetro de la punta del instrumento (Fig. 29).
- **Marcas de profundidad:** Ayudan a controlar la longitud de trabajo durante el tratamiento. (Tabla 2)

Longitud de trabajo	Marcas de profundidad
21 mm	18, 19 y 20 mm
25 mm	18, 19, 20 y 22 mm
31 mm	22 y 24 mm

Tabla 2. Marcas de profundidad en las diferentes longitudes de Mtwo.³¹

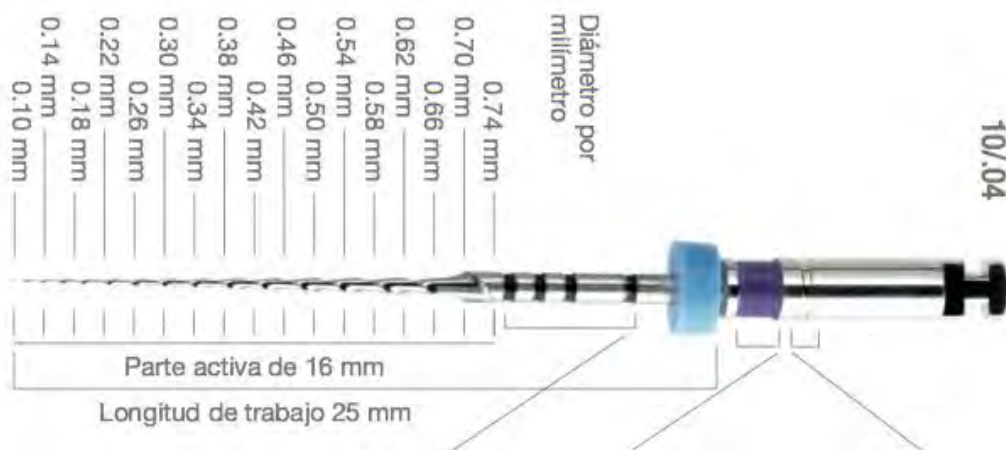


Fig. 29 Diseño del instrumento Mtwo.³¹

3.1.2. Secuencia de preparación.

1. Crear permeabilidad del conducto hasta la constricción apical o foramen ápicar con una lima 10.
2. Determinar la longitud de trabajo electrónica y radiográfica.
3. Ensanchamiento de la entrada del conducto, no es absolutamente imprescindible debido al movimiento de cepillado de la lima y su capacidad de corte lateral, pero si se elige realizar este paso se puede realizar con el instrumento 25/.07
4. Secuencia básica:
El primer instrumento 10/.04 se hace avanzar con movimiento de cepillado hasta la longitud de trabajo en un motor entre 250 y 350 rpm. Al llegar a la longitud de trabajo se pasa inmediatamente al siguiente tamaño de instrumento. Cada instrumento conforma la permeabilidad para el siguiente , los siguientes instrumentos en orden son: 15/.05, 20/.06 y 25/.06 con previo lavado del conducto entre cada instrumento (Fig. 30).
5. Determinación del tamaño de la preparación apical (Gráfico 1)

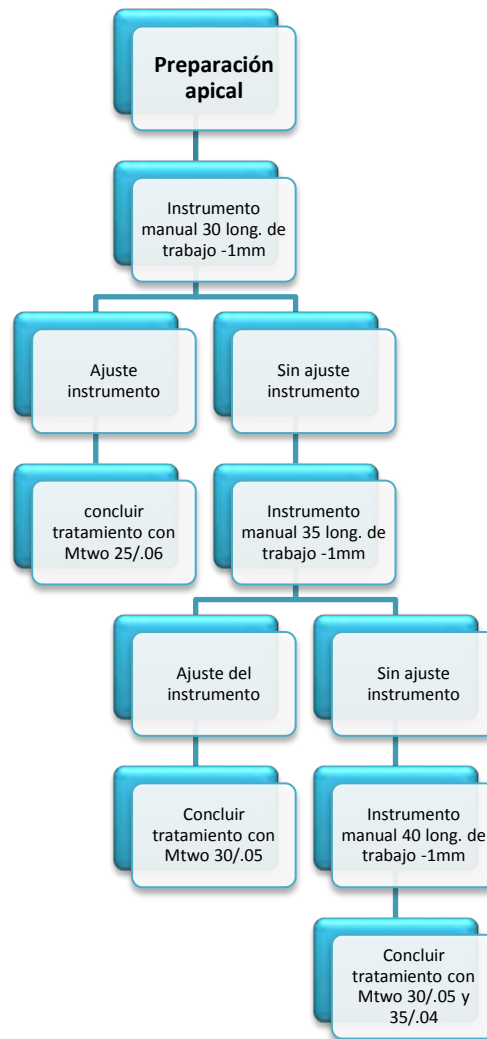


Gráfico 1. Determinación del tamaño de la preparación apical con Mtwo.³¹



Fig. 30 Secuencia de preparación Mtwo.³¹

Las limas pueden ser operadas entre 250-350 rpm, en un promedio en todos los tamaños de 280 rpm. Se presentan los valores de torque específicos recomendados para seguridad y eficiencia (Tabla 3):

Instrumento Mtwo	g·cm	N·cm
10/.04	120	1.2
15/.05	130	1.3
20/.06	210	2.1
25/.06	230	2.3
30/.05	120	1.2
35/.04	120	1.2
40/.04	160	1.6
45/.04	160	1.6
50/.04	200	2.0
60/.04	300	3.0
25/.07	200	2.0
30/.06	120	1.2
35/.06	100	1.0
40/.06	170	1.7

Tabla 3. Tabla de valores de torque para Mtwo, 100 g·cm equivalen a 0.981N·cm.³²

Según el fabricante, la recomendación de frecuencia de empleo de Mtwo es:

- Conductos amplios casi rectos, 8 conductos como máximo.
- Conductos con curvaturas reducidas o moderadas, 4 conductos como máximo.
- Conductos estrechos y muy curvados, 2 conductos como máximo.³¹

3.1.3. Técnica Simultaneous Shaping.

Mtwo corta durante la penetración y lateralmente. Mediante el avance automático y el movimiento de cepillado, el instrumento avanza progresivamente de coronal hacia apical. La lima comienza su movimiento de cepillado en cuanto se percibe resistencia en el avance automático del instrumento. Se repliega entonces 1-2 mm y aplica una ligera presión lateral de cepillado contra la pared del conducto. De este modo se crea espacio para que el instrumento pueda seguir avanzando automáticamente en sentido apical sin ejercer presión. Todos los instrumentos pueden conformar entonces el conducto radicular en toda su longitud (Fig. 31).³¹



Fig. 31 Técnica *Simultaneous Shaping*.³¹

3.2. ProTaper.

Este sistema se basa en un concepto único, está formado por tres limas de conformación y tres de terminación, ahora se complementa con dos limas de acabado más grandes y un juego diseñado para retratamientos⁷; fue desarrollado por el Dr. Clifford Ruddle, John West, Pierre Mactou y Ben Johnson y fue diseñado por Francois Aeby y Gilbert Rota de Dentsply/Maillefer en Suiza.¹⁹

3.2.1. Características.

- Sección transversal triangular convexa modificada con bordes cortantes afilados y sin apoyos radiales, núcleo estable y flexibilidad (Fig. 32).
- Conicidad progresiva (3.5%-9%), limas de conformación aumenta en sentido coronal y las de acabado en el patrón inverso.⁷
- Punta guía modificada no cortante o inactiva.
- Diámetros de la punta variables.
- Paso de rosca y ángulos helicoidales variables.
- Mango más corto de 12.54 mm (favorece acceso dientes posteriores).
- Longitudes de 21, 25 y 31 mm.
- Disponible en forma manual y sistema rotatorio.¹⁹

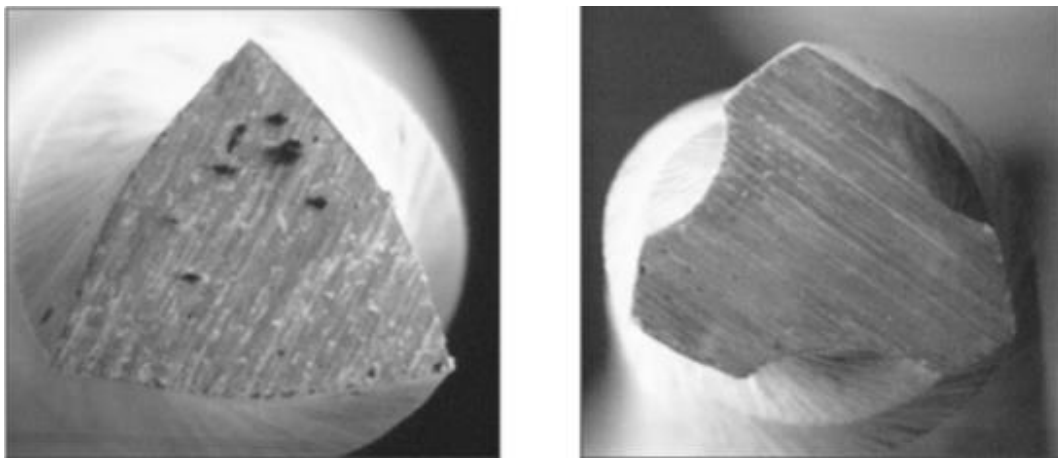


Fig. 32 Sección transversal triangular convexa de S1, S2, F1, F2 Y SX que ofrece resistencia, mientras que la sección cóncava de F3, F4 Y F5 confiere flexibilidad.³³

Limas de conformación (Tabla 4 y Fig. 33).

Instrumento	⊙ D0/Conicidad	⊙ D9/Conicidad	⊙ D14/Conicidad	Tipo de punta	Uso
Shaper X (SX)	0.19mm/3.5%	1.1 mm/19%	1.19 mm/2%		Expandir porciones coronales
Shaper 1 (S1) Morado	0.185 mm/2%		1.2 mm/11%	Parcialmente activa	Preparar tercio coronal y medio
Shaper 2 (S2) Blanco	0.20 mm/4%		1.1 mm/11.5%	Parcialmente activa	Preparar tercio medio

Tabla 4. Diámetro D0, conicidad y uso de las limas de conformación Pro Taper.^{7, 33}



Fig. 33 Limas de conformación ProTaper.³³

Limas de Terminación.

Las limas de terminación han sido diseñadas para el alisado total de las variaciones en el diámetro del conducto en el tercio apical, todas las limas de acabado tienen puntas no cortantes y 16 mm de parte activa (Tabla 5 y Fig. 34).

Instrumento	⊘ D0	Conicidades entre D0 Y D3
Finisher 1 (F1) Amarillo	0.20 mm	7 %
Finisher 2 (F2) Rojo	0.25 mm	8 %
Finisher 3 (F3) Azul	0.30 mm	9 %
Finisher 4 (F4) Negro	0.35 mm	6 %
Finisher 5 (F5) Dos anillos amarillos	0.40 mm	5 %

Tabla 5. Diámetro D0 y conicidad de limas de terminación ProTaper.^{7, 33}



Fig. 34 Limas de terminación ProTaper.³³

3.2.2. Secuencia de preparación (Fig. 35).

Para conductos medianos y largos.

1. Explorar el conducto con una lima tipo K de acero inoxidable No 10 ejerciendo un movimiento reciprocante de forma pasiva en dirección apical. Es importante la irrigación con hipoclorito de sodio (NaOCl) y el uso de un agente quelante.
2. La secuencia con ProTaper inicia con la lima S1, la cual se lleva con movimientos cortos hasta los dos tercios del canal. En los canales más difíciles, una o dos recapitulaciones pueden ser necesarias para agrandar esta área del conducto radicular.
3. La lima SX se introduce con movimientos de cepillado contra las paredes del conducto hasta encontrar una ligera resistencia.
4. Una vez se ha logrado ensanchar los dos tercios coronales, se realiza pasaje y se confirma la longitud de trabajo. Posteriormente se introduce la lima S1 hasta la longitud.
5. Siguiendo el uso de S1, se irriga nuevamente y se continúa con la lima S2.
6. Por último, la lima F1 se lleva cuidadosamente a la longitud de trabajo e inmediatamente se retira.
- 7 y 8. Posteriormente se calibra el tamaño del foramen colocando una lima tipo K No 20. Si está ajustado a la longitud de trabajo, esto indica que el conducto está listo para ser obturado. Sin embargo, si se siente que la lima está “holgada”, se debe introducir la lima F2 a la longitud y calibrar el tamaño del foramen mediante una lima K No 25. Si aún se siente “holgada”, se lleva cuidadosamente la lima F3 a la longitud de trabajo y se calibra con lima K No 30. Si la lima 30 aún se siente holgada a la longitud

de trabajo, se puede utilizar un sistema alternativo de limas rotatorias o bien limas manuales, con el fin de conseguir una lima apical principal adecuada. Esto es usual en los conductos largos y de mayor diámetro.

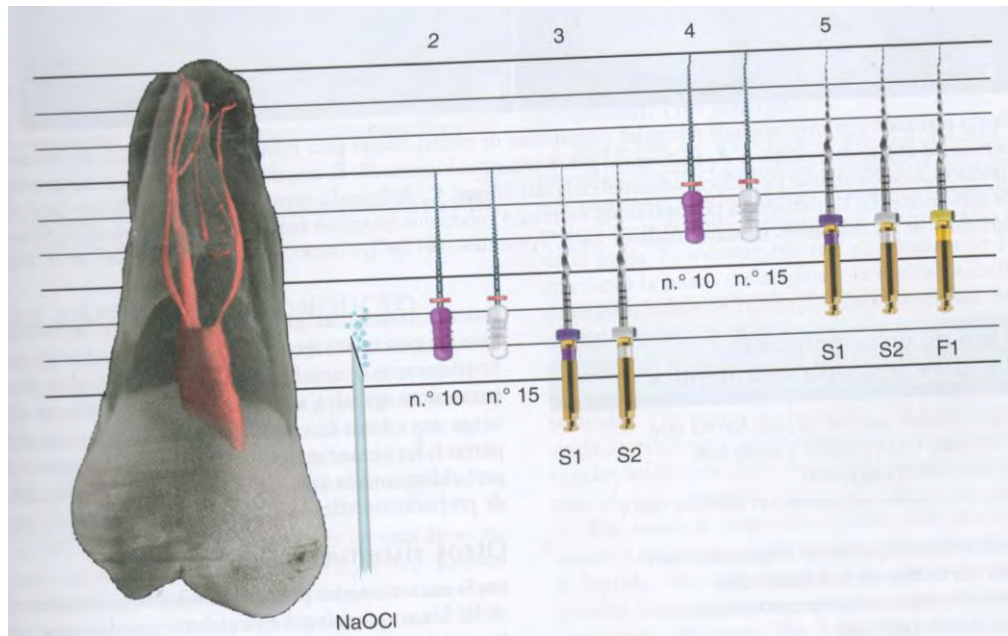


Fig. 35 Secuencia de preparación de conductos con sistema ProTaper rotatorio.⁷

Para conductos cortos.

En conductos cortos se recomienda iniciar con la lima SX llevándola hasta el tercio medio del conducto radicular. Posteriormente con una lima tipo K o flexofile No 10 o 15 se verifica la longitud de trabajo, para introducir la SX hasta la longitud establecida. Luego se introducen la F1, F2, y F3 hasta la longitud de trabajo.

Ventajas de ProTaper.

- El diseño de conicidad progresiva mejora la flexibilidad y la instrumentación en los conductos curvos y restrictivos.

- El pitch balanceado y los ángulos helicoidales del instrumento evitan el enroscado y optimizan la acción de corte conforme desaloja el detritus coronalmente de manera eficaz.
- La sección transversal triangular de los instrumentos aumenta la seguridad, la sensación táctil y la acción del corte.
- La punta guía modificada del instrumento puede seguir fácilmente una trayectoria de descenso preparada sin trabarse en las paredes laterales.

3.2.3. Secuencia corono-apical

Esta técnica se basa en el ensanchamiento coronal y la determinación de trabajo más adelante, para después sólo trabajar el tercio apical sin menos tensión. Debe irrigarse después de utilizar cada instrumento y recapitular después de cada dos. Para agrandar el tercio apical se empieza a utilizar un instrumento no. 20 y se puede agrandar esta región hasta un tamaño no. 40 o 50. El detritus es empujado hacia la porción coronal minimizando así la extrusión apical. La preparación coronal inicial proporciona la vía para las soluciones de irrigación facilitando una limpieza mejor.^{7,19}

Los sistemas rotatorios postulan el pre ensanchado de la porción coronal del conducto con fresas Gates-Glidden antes de una instrumentación más profunda. Después del pre ensanchado coronal se usan las limas rotatorias en una secuencia corono-apical hasta 3 o 4 mm de la longitud de trabajo. Algunos sistemas fomentan el uso de conizadores hasta 8 o 10% mientras limitan el tamaño de la punta; la mayoría inicia con limas al 4% que gradualmente incrementan su tamaño de la punta hasta el diámetro apical final, en seguida se termina el cuerpo de la preparación con limas con conicidad al 6%.²⁵

CAPÍTULO IV.

4. PREPARACIÓN DE CONDUCTOS CON MOVIMIENTO RECIPROCANTE.

4.1. Fuerzas balanceadas manuales.

Técnica propuesta por Roane en 1985, es la que causa menos aberraciones en los conductos, además de que tiene una capacidad excelente de centrado en el mismo. La técnica consta de cuatro pasos (Fig. 36):

1. Después de la inserción pasiva de un instrumento en el conducto se realiza una rotación pasiva en sentido horario de unos 90° con presión apical ligera para enganchar la dentina.
2. El instrumento se mantiene en el conducto con una fuerza axial adecuada y se rota en sentido antihorario 180° a 270° , se usa una presión apical suficiente para mantener la lima a la misma profundidad de inserción, durante este paso se liberan esquirlas de dentina enganchadas de la pared del conducto, lo que produce un clic característico.
3. Es similar al paso 1 y avanza el instrumento más en sentido apical.
4. Después de dos o tres ciclos, la lima esta cargada con limaduras de dentina y es sacada del conducto con una rotación horaria prolongada.⁷

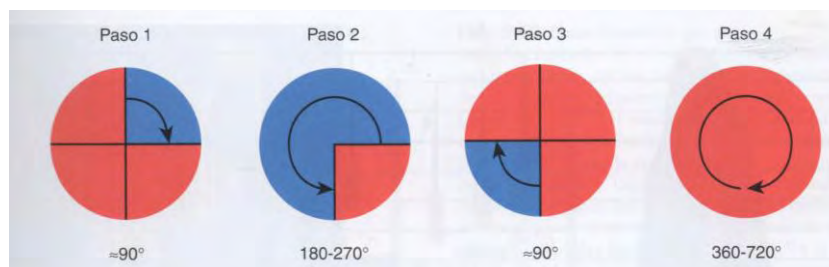


Fig. 36 Esquema de fuerzas balanceadas manuales.⁷

4.2. Reciproc.

Con el objetivo de encontrar un modo más simple, conveniente y seguro para preparar un conducto radicular, el Prof. Ghassan Yared comenzó a investigar y a probar la técnica recíproca mecánica con instrumentos de níquel-titanio. En 2008 publicó un artículo clínico que explicaba como preparar el conducto con un solo instrumento de NiTi activado por motor y se unió a VDW para desarrollar Reciproc, un sistema diseñado para el uso con técnica recíproca.

4.2.1. Características.

El sistema Reciproc trabaja con movimientos en dos direcciones. El primer movimiento lo realiza en sentido antihorario en 150° y horario de 30° . Según el fabricante Reciproc funciona a 300 rpm.

La preparación inicial del canal radicular y un ensanchamiento previo del acceso es el estándar actual de la enseñanza para instrumentación rotatoria, ya que con esto se reduce al mínimo el riesgo de fractura del instrumento en el canal. Sin embargo, en los movimientos de reciprocidad los ángulos de alternancia en las rotaciones de derecha a izquierda son considerablemente inferiores a los ángulos en los que se fracturan el resto de los instrumentos.

Para estos movimientos se utiliza un motor de endodoncia, el VDW.SILVER® RECIPROC, que permite prevenir que el instrumento se fracture en su rotación, cuando éste sobrepase su ángulo de deformación plástica específico. La capacidad de centrado de la técnica de reciprocidad permite al instrumento seguir el camino natural de menor resistencia del canal radicular.

Los Instrumentos RECIPROC han sido diseñados específicamente para su uso en la reciprocidad y se fabrican de níquel-titanio de M-Wire en un proceso de tratamiento térmico innovador. Esta aleación tiene tanto mayor resistencia a la fatiga cíclica y proporciona mayor flexibilidad que el material de NiTi común. Otra ventaja del diseño específico es una enorme capacidad para eliminar los desechos del canal.³⁴

La sección transversal en forma de S con dos bordes cortantes ofrece una alta capacidad de corte y flexibilidad con reducción de la fricción además de una punta inactiva (Fig. 37). De los tres tamaños de limas disponibles, se selecciona el que mejor se adapte al tamaño del canal: R25, R40 o R50.³⁴

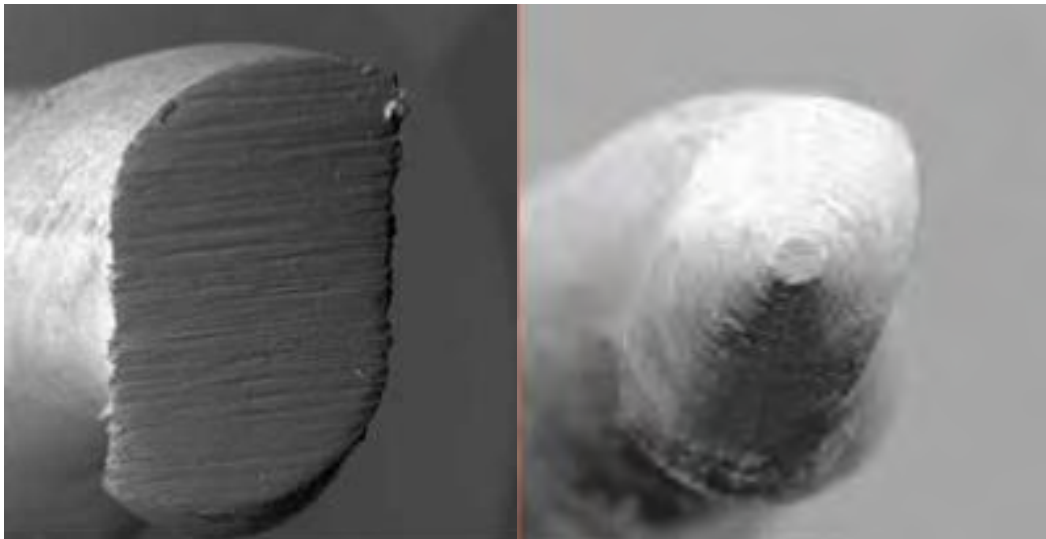


Fig 37. Sección transversal y punta de lima Reciproc.³⁴

Poseen un largo de 21mm, 25mm, 31mm y un tope de silicona con tres puntas con el color respectivo a cada instrumento. Los instrumentos RECIPROC están diseñados para ser utilizados como instrumento único, eso significa que en la mayoría de los casos se requiere de sólo un instrumento para preparar el canal radicular.

Los tres instrumentos en orden progresivo son (Fig. 38):

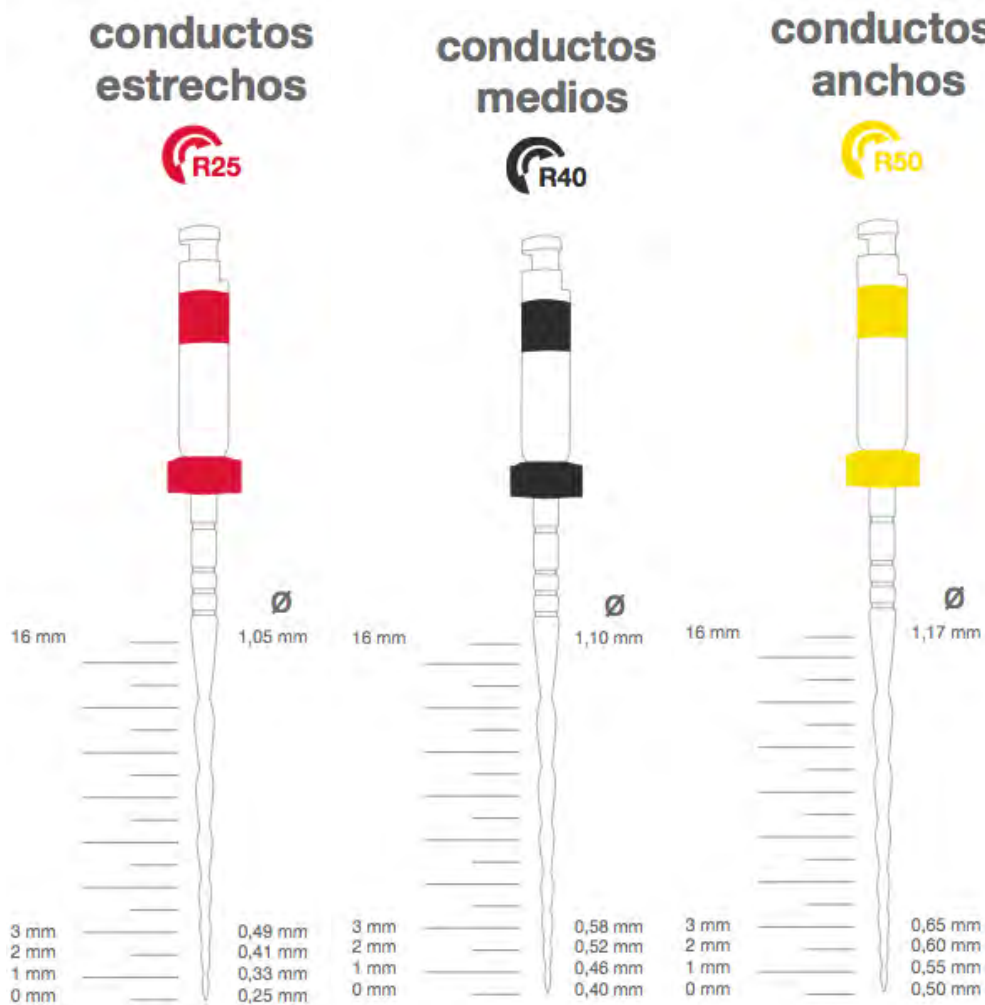


Fig 38. Instrumentos Reciproc.³⁴

4.2.2. Secuencia de preparación.

1. Asegurarse el acceso en línea recta al canal radicular, no es necesario la utilización de fresas Gates Glidden o de orifice opener ya que el diseño de RECIPROC permite remover las obstrucciones del tercio coronal.
2. Radiografía preoperatoria para seleccionar correctamente el diámetro del instrumento a utilizar en relación a la anatomía del canal radicular ya que puede ser un canal fino, mediano o amplio (Gráfico 2).

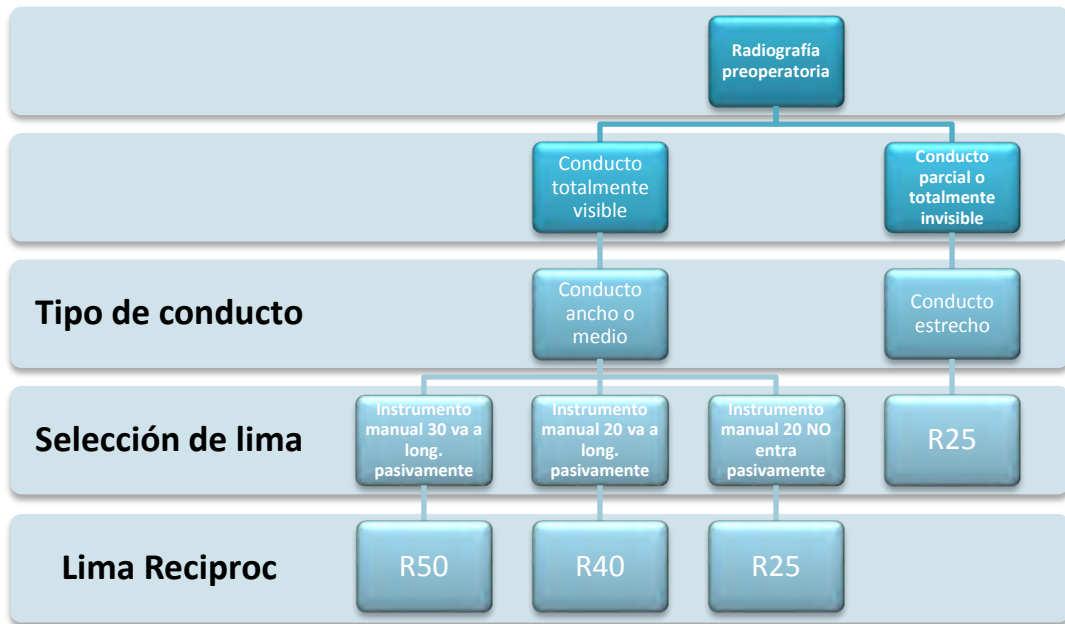


Gráfico 2. Procedimiento para la selección de lima Reciproc.³⁴

3. Determinación electrónica de la longitud antes de comenzar la preparación, es necesario estimar la longitud de trabajo con la ayuda de una radiografía preoperatoria o idealmente con un localizador de ápice electrónico.

4. Introducir la lima seleccionada al interior del canal y utilizar movimiento de adentro afuera *pecking motion* sin presión (picoteo), aproximadamente por 1-2 segundos avanzando 2mm hasta llegar a longitud de trabajo. La amplitud de estos movimientos hacia adentro y afuera no debe superar los 3mm, solo se debe aplicar una presión muy ligera.³⁴

4.3. Wave One.

El sistema WaveOne de Dentsplay Maillefer, fue diseñado por Cliff Ruddle, John West, Sergio Kuttler, Pierre Machtou, Julian Webber y Wilhelm Pertot, éste presenta nuevos estándares en endodoncia al proporcionar sencillez, seguridad y eficacia en el procedimiento de

conformación del canal radicular, usando un sólo instrumento NiTi por canal, en la mayoría de los casos. WaveOne introduce el concepto de simplicidad en endodoncia, para ahorrar tiempo y aumentar el confort, a la vez que continúa ofreciendo una técnica que proporciona tratamientos de canales radiculares de alta calidad.³⁵

4.3.1. Características.

El motor Wave·One trabaja con giro alterno, lo que significa que continuamente cambia la dirección de giro durante el procedimiento de conformación. El uso de un amplio ángulo de giro en la dirección de corte proporciona una alta eficacia, y un ángulo menor empleado en la contramarcha, ayuda a la lima Wave·One a avanzar con éxito a través del canal radicular, respetando la anatomía del mismo. Los ángulos optimizados también reducen el riesgo de atornillamiento y la fractura de la lima. La lima gira en 170° en sentido antihorario y 50° en sentido horario. El corte en este sistema es producido durante el giro antihorario. El fabricante indica que Wave·One funciona con 350 rpm.

La ventaja de la técnica de giro alterno son numerosas. En primer lugar, permite conformar la mayoría de los canales radiculares con una única lima de NiTi Wave·One, lo que significa que no se pierde tiempo cambiando de instrumentos, durante el procedimiento de conformación del canal radicular. Esto aporta al profesional una mayor simplicidad y disminuye hasta un 40% el tiempo global de conformación, comparado con la técnica rotatoria tradicional de movimiento continuo.³⁵

La lima Wave One es de un solo uso. La conformación del conducto radicular en una forma cónica continua no sólo cumple con los requerimientos biológicos para una eficaz irrigación que limpie el sistema de conductos radiculares de bacterias, productos bacterianos y tejido

pulpar, sino que también proporciona la forma perfecta para la obturación tridimensional con gutapercha.

En la mayoría de casos la técnica sólo requiere una lima manual seguida de una única lima Wave One para conformar completamente el conducto. Las limas NiTi especialmente diseñadas trabajan de forma similar a la técnica de fuerzas balanceadas, pero en sentido contrario, mediante un motor programado para girar las limas en forma alterna de marcha a contramarcha.

Las limas se fabrican con la tecnología M-wire mejorando la fuerza y resistencia a la fatiga cíclica, prácticamente hasta 4 veces comparadas con otras marcas de limas rotatorias NiTi. El sistema reciprocante Wave one cuenta con tres limas (Fig. 39) disponibles en longitudes de 21, 25 y 31 mm:

- Small: punta ISO 21, conicidad constante de 6%.
- Primary: punta ISO 25, conicidad apical de 8% que disminuye hacia coronal.
- Large: punta ISO 40, conicidad apical de 8% que disminuye hacia coronal.³⁵



Fig. 39 Limas Wave One.³⁵

Las limas Wave one tienen una sección triangular convexa modificada, en la parte final de la punta y una sección triangular convexa, en la parte final coronal (Fig. 40). Este diseño mejora la flexibilidad global de las limas. Las puntas están modificadas para seguir de manera exacta la curva del conducto (sección guía).

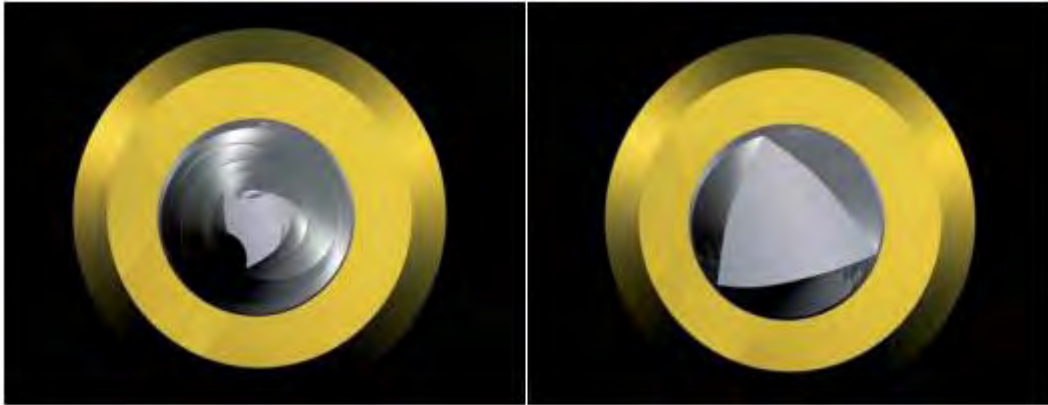


Fig. 40 Sección triangular modificada en el extremo de la punta (izquierda) y sección triangular convexa hacia la porción coronal (derecha). Hallado en: Webber J et al, 2011

4.3.2 Secuencia de preparación.

1. Establecer un acceso coronal en línea recta hasta el orificio de entrada del canal radicular.
2. Estimar la longitud de trabajo mediante, localizador apical, radiografías o imágenes digitales preoperatorias, obtenidas con una correcta angulación.
3. Crear una permeabilidad del conducto usando suavemente la lima 10, con la ayuda de irrigación o de un quelante viscoso.
4. Seleccionar la lima Wave·One y seleccionar los ajustes preprogramados en el motor (Gráfico 3).

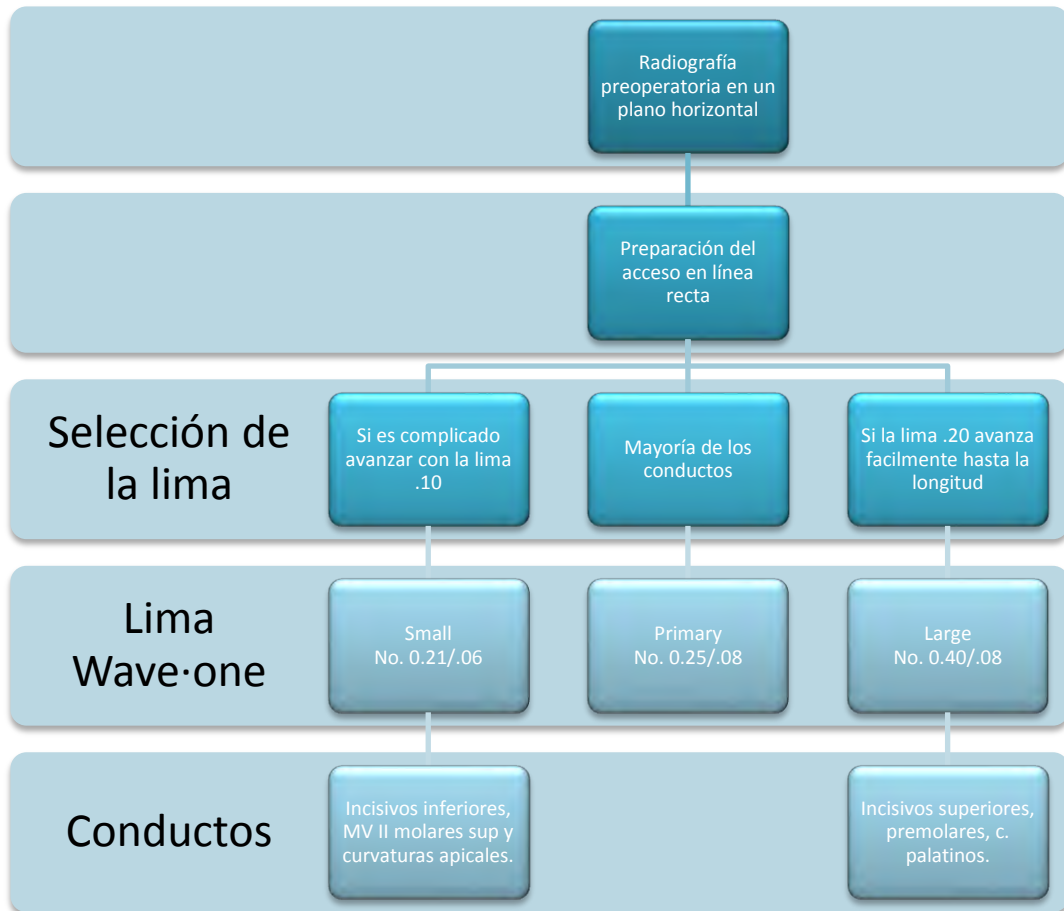


Gráfico 3. Procedimiento para la selección de lima Wave·One.³⁵

5. Iniciar la preparación con la lima Wave·One seleccionada, junto con el irrigante. Realizar un movimiento de picoteo suave hacia adentro, con avances de 2-3 mm. de profundidad, hasta que la lima avance en forma pasiva y se note resistencia.

6. Sacar la lima, eliminar los restos de dentina e inspeccionar las espiras cortantes, irrigar y repetir los pasos 3 y 5 hasta haber conformado los dos tercios coronales del canal radicular.

7. Preparar el tercio apical del canal con una lima del número 10 junto con un quelante viscoso. Utilizar esta lima con suavidad hasta que quede completamente suelta al alcanzar la longitud de trabajo estimada. Establecer la longitud de trabajo final, confirmar la permeabilidad apical, verificar que el canal es totalmente permeable e irrigar.

8. Usar la lima WaveOne a la longitud de trabajo final. Se considera terminada la preparación cuando las espiras apicales de la lima están llenas de dentina. Irrigar, recapitular, y volver a irrigar. Calibrar el tamaño del foramen apical con una lima manual ISO del mismo diámetro que la lima WaveOne que alcanzó la longitud de trabajo. Si la lima manual de calibrado ofrece resistencia cuando alcanza la longitud de trabajo, la preparación ha terminado. Si la lima de calibrado está suelta al alcanzar dicha longitud, se recomienda usar una lima WaveOne más grande para terminar la preparación.³⁶

CAPÍTULO V.

5. FATIGA CÍCLICA, TORSIONAL Y FLEXURAL.

La Fatiga es el fenómeno que conduce a la fractura de un material sometido a esfuerzos repetidos cuya resistencia es inferior a la resistencia máxima del material.²⁴

Fatiga cíclica.

La falla que tiene lugar en un componente en el que aparecen fracturas cuando está sometido a ciclos de fatiga o bien cuando ve sensiblemente reducida su rigidez.

Las piezas metálicas sometidas a esfuerzos cíclicos o repetitivos se rompen por la fatiga que sufren debido a un esfuerzo mucho menor de lo que la pieza pueda soportar durante la aplicación de un esfuerzo estático sencillo, “fallas por fatiga”.

La falla por fatiga se origina en un punto de concentración de esfuerzos como lo es un extremo afilado o una muesca, o en una inclusión metalúrgica o fisura. Una vez nucleada, la fisura se propaga a través de la pieza sometida a esfuerzos cíclicos o repetidos. Finalmente, la sección remanente se hace tan pequeña que no puede soportar la carga aplicada y tiene lugar la fractura del componente.²⁴

Ciclos de resistencia a la fatiga.

Número de ciclos de esfuerzo o deformación que experimenta un componente antes que se produzca la falla. La prueba de fatiga más utilizada es por flexión alternante rotativa; la probeta se somete a

esfuerzos alternos de tensión y compresión de la misma magnitud durante la rotación.

Las aleaciones ferrosas presentan un límite de fatiga de aproximadamente la mitad de su resistencia a la tensión, las no ferrosas no presentan límite de fatiga y su resistencia es del orden de una tercera parte de su resistencia a la tensión.²⁴

Cambios estructurales básicos que tienen lugar en un metal dúctil durante el proceso de fatiga.

1. Inicio de la fisura. Se inicia el proceso de daño por fatiga.
2. Crecimiento de fisuras en las bandas de deslizamiento. La deformación plástica causa surcos y estriaduras en la superficie que se denominan extrusiones en bandas de deslizamiento e intrusiones en banda, las cuales se propagan dentro de la probeta a lo largo de los planos sujetos a esfuerzos cortantes considerables. Esta fase se denomina etapa I del crecimiento de la fisura por fatiga.
3. Crecimiento de fisura en planos sometidos a intenso esfuerzo cortante. Etapa II del crecimiento de fisura, una fisura bien definida se propaga a una velocidad relativamente elevada y las estriaduras se crean a medida que la fisura avanza a través de la sección transversal de la probeta.
4. Máxima deformación en el punto de fractura. Cuando la fisura cubre un área suficiente para que le resto de la sección no pueda soportar la carga aplicada, la probeta se rompe por fractura de tipo dúctil.²⁴

Factores que afectan la resistencia a la fatiga de los metales.

La resistencia a la fatiga de un metal o aleación es afectada por otros factores además de la composición química del metal.

1. Concentración de esfuerzos. La resistencia a la fatiga queda reducida por la presencia de puntos con concentración de esfuerzos como muescas, orificios, hendiduras o cambios bruscos en la sección transversal.
2. Aspereza superficial. Cuanto más liso sea el acabado superficial mayor será su resistencia a la fatiga. Superficies ásperas generan concentración de esfuerzos que facilitan la formación de fisuras por fatiga.
3. Estado de la superficie. Cualquier cambio importante en las condiciones de la superficie afectará la resistencia a la fatiga; los tratamientos para el endurecimiento incrementan la vida a la fatiga mientras la superficie ablandada tratada térmicamente disminuye la vida de la fatiga.
4. Medio ambiente. Si existe un ambiente corrosivo durante la aplicación de ciclos de fatiga a un metal, el ataque químico acelera la velocidad de propagación de la fisura por fatiga.²⁴

Riesgo de fractura de los instrumentos.

Según Sattapan la inspección visual de un instrumento de NiTi usado no es un método seguro de evaluación, pues la fractura puede ocurrir sin defectos visibles de deformación permanente.²

La fractura de instrumentos endodóncicos rotatorios de NiTi puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión y por fatiga de flexión. La fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se prende en el conducto radicular, mientras su eje continua en rotación,

se sobrepasa el límite de elasticidad del metal, llevando el mismo a una deformación plástica como también a la fractura.

Otro tipo de fatiga esta dada por el stress y la propia fatiga del metal, resultando en una fractura de flexión, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura,² es decir, la mitad del eje del instrumento en el exterior de la curva esta en tensión y en el interior la mitad esta en compresión, cada rotación provoca un ciclo completo tensión-compresión. Un doblez más agudo crea mayor tensión al igual que instrumentos largos experimentarán mayor tensión.²⁵ Así, en conductos con curvaturas acentuadas y bruscas, bifurcaciones, curvas en forma de “S”, estos instrumentos deben evitarse para reducir las fracturas.²

Considerando el ciclo de fatiga como contribución a la fractura del instrumento, los instrumentos más grandes (tamaño, conicidad o núcleo) no deben considerarse más seguros o más fuertes en la práctica. El preensanchado y la relocalización del orificio del conducto, creando un acceso en línea recta pueden disminuir la intensidad de la curvatura.²⁵

La carga de torsión durante el uso rotacional es otra variable a considerar. La carga de torsión aplicada al instrumento depende de la manipulación de la lima y el diseño del eje. La secuencia corono-apical genera menos torsión y fuerzas verticales. El radio de la curvatura del conducto es el factor más importante que determina el valor de la torsión; si dos conductos tienen el mismo ángulo de curvatura pero tienen un radio diferente el más pequeño tiene la desviación más abrupta y resulta en mayor en la lima. El diseño del eje influye en la carga de torsión ya que las hojas cortantes pueden actuar como concentradoras de estrés. Se obtiene resistencia adecuada las fallas de la tensión aumentando la conicidad y tamaño del instrumento.

Los sistemas automáticos con control de torsión reducen la tensión mecánica. El valor de tensión para una lima es ajustado por debajo del límite de elasticidad. Si el motor llega a su límite de tensión, éste se detiene momentáneamente y gira en contra de las manecillas del reloj para evitar la deformación permanente y rotura de la lima; una unidad con función de autorreversa puede conducir al instrumento a movimientos repetitivos hacia adelante y atrás, resultando en aumento del ciclo de fatiga.

Los motores con baja torsión son seguros para el principiante ya que reduce la incidencia de ruptura en el conducto. Instrumentos con una conicidad de 6% o mayor se hace difícil determinar una torsión que sea suficiente para rotar la parte más grande y coronal del instrumento con eficiencia, mientras no ponga en riesgo la parte apical o más frágil de la lima.²⁵

El número de veces que debe usarse un instrumento en particular es un factor en debate. Aun cuando el daño acumulativo por el mecanismo, por fatiga cíclica es teóricamente importante, Spanaki-Voreadi, confirmaron que un solo evento de sobrecarga que cause fractura dúctil de la lima es el mecanismo más común de fractura. Este mecanismo de falla denota ciertos factores:

- Dificultad del caso.
- Parámetros de manejo.
- Anatomía del conducto radicular.
- Técnicas de instrumentación.
- Experiencia del operador.

estos tienen el papel más crucial para causar la fractura de los instrumentos.²⁵

5.1. Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica entre sistemas rotatorios y de movimientos reciprocantes.

En el estudio propuesto por Ounsi y cols. se analizaron 60 sets nuevos de ProTaper NiTi de 25 mm los cuales se dividieron en tres grupos:

- 20 sets fueron usados dos veces conformando conductos rectos en centrales y caninos superiores.
- 20 sets fueron usados dos veces para conformar conductos curvos en raíces mesiovestibulares de 1° y 2° molar superior.
- Los 20 sets restantes no fueron usados clínicamente y se mantuvieron como control.

Los dientes del mismo grupo fueron revisados con un radio similar de 5-7 mm y ángulos de curvatura $\pm 5^\circ$. La curvatura del canal en el grupo de conducto rectos fue $3.3^\circ \pm 1.7$ y en el grupo de canales curvos fue de $23.6^\circ \pm 2.6^\circ$. Los instrumentos ProTaper fueron usados con una técnica Crown-down aplicando una ligera presión a 240 rpm con un torque de 3 en el motor TCM endo III y no fueron rotados mas de 2 segundos. Todos los conductos fueron preparados hasta la lima F3. Si después del primer uso se observaba deformación visible fueron excluidos del estudio, fueron lavado 15 segundos en ultrasónico y esterilizados para un segundo uso en el mismo tipo de conducto que fue trabajado por primera vez.

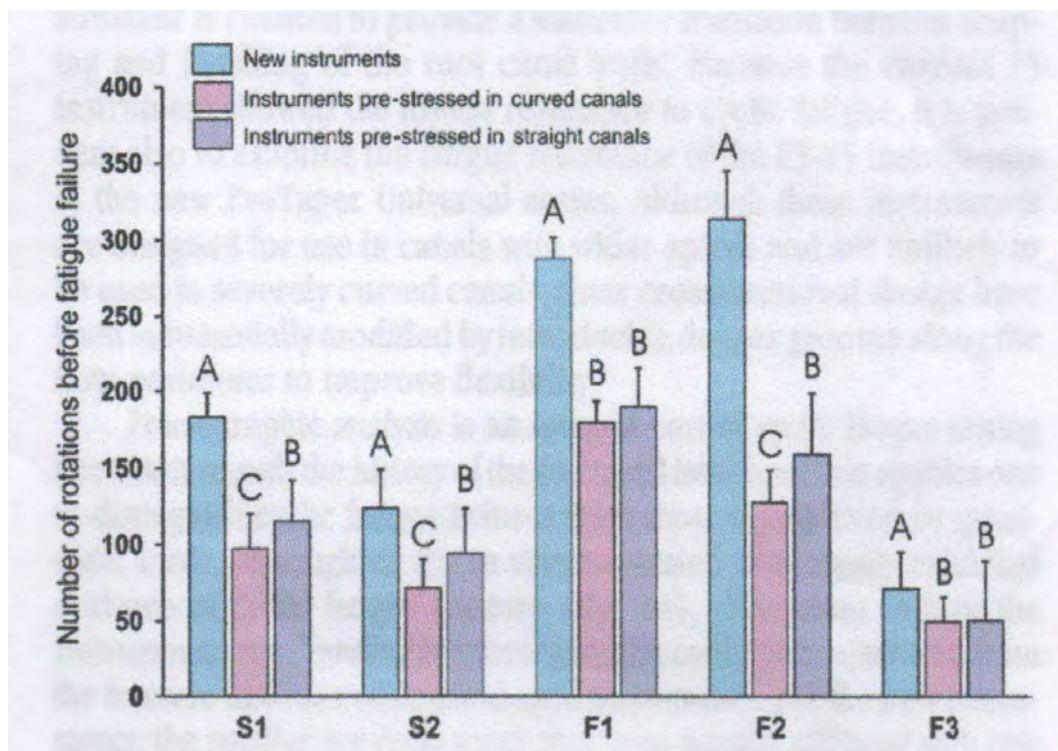
Como resultados obtuvieron que el tiempo requerido para la fractura de cada instrumento fue medido y usado para calcular el número de rotaciones necesarias para que se fracture.

$$\text{RTF} = 240 \times \text{tiempo requerido para fractura} / 60$$

En la Tabla 6 y Gráfica 1 se muestran los resultados del estudio:

Instrumento	Nuevo	Recto	Curvo
S1	183.5 ± 25.3	115.2 ± 29.5	97.3 ± 18.7
S2	123.8 ± 13.8	94.1 ± 25.2	71.6 ± 13.7
F1	287.7 ± 31.1	190 ± 39.7	179.6 ± 20.9
F2	313.6 ± 23.9	158.8 ± 38.9	127.6 ± 16.2
F3	71.2 ± 6.7	50.3 ± 11.3	49.7 ± 5.9

Tabla 6. Número de rotaciones requeridas para la fractura de ProTaper.³⁷



Gráfica 1. Número de rotaciones requeridas para la fractura de ProTaper.³⁷

Las revoluciones necesarias para la fractura de los instrumentos nuevos fueron mayores que en los usados; las revoluciones necesarias para la fractura de los instrumentos usados en canales rectos fueron mayores a las necesarias para los que se usaron en conductos curvos. No existió diferencia entre los instrumentos F1 y F3 usados en canales rectos y curvos. El instrumento F3 fue el más susceptible a la fractura por fatiga cíclica independientemente de su uso en canal recto o curvo. La

separación del instrumento ocurrió predominantemente entre D10 Y D12.³⁷

Por otro lado como ya sabemos los instrumentos Reciproc tienen una forma de S mientras que WaveOne tiene forma de triángulo convexo modificado; en el estudio propuesto por Arias y cols. se analizaron 120 limas nuevas de las cuales:

- 60 Wave One (25mm con conicidad de 8% en D1 y 5.5% en D16)
- 60 Reciproc (25mm conicidad variable 8% en D1 y 3% en D16)

30 de cada marca fueron probadas a 5mm de la punta y las 30 restantes de cada marca a 13mm.

El dispositivo de pruebas consistía en canales radiculares simulados en acero inoxidable con curvaturas a los 5 y 13 mm. Las limas Reciproc se trabajaron en motor VDW Silver en modo Reciproc All (150 grados en contra de las manecillas y 30 a favor) y las Wave One se operaron en el mismo motor en modo WAVEONE ALL (170 grados en contra de las manecillas del reloj y 50 a favor). El tiempo era tomado desde que se accionaba el motor hasta la fractura del instrumento.

En sus resultados Arias nos referencia que la probabilidad de que los instrumentos Reciproc tengan una vida mayor que los Wave One es de 62.4% a 5mm de la punta y 99% a 13mm (estadísticamente significativo). Cuando la vida media a diferentes distancias desde la punta fue comparada con el mismo tipo de lima, la probabilidad de que la Reciproc a 5mm dure más que la Reciproc a 13mm fue de 72%, mientras que la probabilidad de que las Wave One a 5 mm duren más que a 13mm fue de 99.9%.³⁸

En el estudio de Lopes se utilizaron diez instrumentos para cada modelo estático y dinámico de Reciproc y Mtwo de medidas en D0 de 0.25 mm con longitudes de 25mm. Éstas fueron probadas en tubos de metal con canales simulados de 1.4 mm de diámetro y 19 mm de longitud total que a los 9 mm presentaba una curvatura 6 mm de radio. El canal fue llenado con glicerina para reducir la fricción, minimizando así el calor.

El modelo estático se operó para Reciproc con una velocidad de 300 rpm y rotaciones de 150° en sentido antihorario y 30° en sentido horario, mientras que Mtwo fue a una rotación continua en sentido horario de 300 rpm. El modelo dinámico se realizó el mismo protocolo que con el estático pero promoviendo movimientos axiales de avance y retroceso, con una amplitud de estos movimientos de 3 mm.

Obtuvieron como resultados que:

Instrumentos	Máxima carga (g)	Prueba estática (segundos)	Prueba dinámica (segundos)
RECIPROC	274.9 (19.02)	214.5 (26)	286.3 (36.9)
Mtwo	429 (7.84)	38.9 (3.1)	99 (4.02)

Tabla 7. Valores de resistencia y tiempo de fractura en instrumentos Reciproc y Mtwo en pruebas estáticas y dinámicas.³⁹

Reciproc muestra una resistencia significativa a la fatiga más larga que Mtwo en ambos muestreos. Demostrando que el tipo de movimiento resulta en mejor resistencia a la fatiga en el movimiento reciprocante comparado con el continuo. La sección transversal en forma de S invertida de Reciproc es lo que interviene en este resultado.³⁹

CONCLUSIONES.

Basados en los datos proporcionados por el estudio de Ounsi y cols. en sistema ProTaper rotatorio podemos concluir que debido a la carga de trabajo que representa para una lima ser trabajada en conductos curvos, esta se fracturara estadísticamente más rápido que las trabajadas en conductos rectos, esto debido a la fatiga cíclica que experimenta cada uno de los instrumentos en los diferentes tipos de conductos a los que fueron probados. Tomando el dato de que el instrumento más factible a la fractura por fatiga cíclica fue el F3, se puede deber a la anchura mayor de este instrumento en comparación con la F1 y F2. Cabe destacar que el autor menciona que las limas no fueron trabajadas más de 2 segundos dentro del conducto, lo cual es una buena observación de cómo debemos de trabajar con sistemas rotatorios.

En cuanto a los sistemas reciprocantes, analizado por Arias y cols. podemos concluir que las limas de Reciproc de VDW, son significativamente más resistentes a la fractura cíclica que las Wave One de Dentsply; esto debido a la forma del instrumento en S de Reciproc, que acepta y es más tolerante a la fatiga cíclica que la forma de triángulo modificado que presenta Wave One.

En el estudio realizado por Lopes entre Reciproc y Mtwo, es significativa la diferencia a la resistencia de la fatiga cíclica del instrumento reciprocante comparado con el rotatorio, reforzando así la conveniencia de la forma de S invertida de la sección transversal.

Si bien debemos tener en cuenta que ambos sistemas rotatorio continuo como de movimiento reciprocante son buenos y fiables, no debemos de cerrar nuestras alternativas de tratamiento usando solo uno de estos, debemos tener en cuenta que cada caso clínico que se nos presente tendrá su modo de resolución en especial, tomando en cuenta anatomía

del conducto, tiempo y sustentabilidad del tratamiento; en el caso de conductos rectos se puede usar el sistema de rotación continua sin ningún problema; pero en conductos curvos, los artículos revisados nos sugieren que el uso de instrumentos con sistemas reciprocantes son mas confiables debido a su mayor resistencia a la fractura cíclica, aprovechando las facultades que les confiere la aleación de NiTi, en comparación con los instrumentos rotatorios continuos.

BIBLIOGRAFÍA.

1. MAYNARD. *Apud*: OSTRANDER, F.D. The practice of endodontics: past, present and future. J. Dent. Education, 1967 v.31, n.3, pp. 386-8.
2. LEONARDO M.R., LEONARDO R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel-titanio. 1ª ed. Brasil. Editorial Artes Médicas, 2002. Pp. 3-34.
3. INGLE, J.I. The need for endodontic instruments standardization. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., 1955, v.8, n.11, pp. 1211-14.
4. INGLE, J.I., LEVINE, M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: Grossman, L.I. (ed.) Transactions of the Second International Conference on Endodontics. Philadelphia-University of Pennsylvania, pp. 123.
5. ZERLOTTI, E. Instrumentos e instrumentação em endodontia. *Rev. Univ. Católica de Campinas*, 1960, v.6, n.18, pp. 65-82.
6. INGLE, J.I. Standardized endodontic thecnic utilizing newey designed instruments and filing materials. Oral Surg. 1961, v.14, n.1, pp. 83-91.
7. COHEN, S., HARGREAVES, K.M. Vías de la pulpa. 10ª ed. España. Editorial Elsevier, 2011. Pp. 230-240, 294-311, 324-332.
8. CLEM, W.H. The adolescent patient. Dent. Clin. N. Am., 1969, v.13, n.1, pp. 483-93.
9. FAVA, L.R.G., CAPUTO, C.A. Novas técnicas de preparo biomecanico incremental (Parte 1). *Ars. Curandi Odont.*, 1963, v.6, n.1, pp. 4-18.
10. SCHILDER, H. Cleaning and Shaping the root canal. Dent. Clin. N. Am., 1974, v.18, n.2, pp. 269-96.
11. ABOU-RASS, M., FRANK, A.L., GLICK, D.H. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J. Am. Dent. Ass. 1980, v.101, pp. 792-4.

12. MARSHALL, F.J., PAPPIN, J. A crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique. Technique manual, Portland, Oregon, Oregon Health Sciences University. 1980.
13. ROANE, J. *et al.* The balanced force concept for instrumentation of curved canals. J. Endod. 1985, v.11, n.5, pp. 203-11.
14. LEVY, G. Détails de manipulation du canal finder au cour des différentes phases de la procédure endodontique. Chir. Dent. Fr. 1985, v.55, n. 301, pp. 27-32.
15. MAIA FILHO, E.M. Avaliação comparativa da eficiência de corte das limas de níquel-titânio e de aço inoxidável. Araraquara, Dissertação (Mestrado em Endodontia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1998, pp. 109.
16. ANDREASEN, G.F., HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J. Amer. Dent. Ass., 1971, v.82, pp. 1373-5.
17. SCHÄFER, E. Root canal instruments for manual use: a review. Endod. Dent. Traumatol. 1997, v.13, pp. 51-62.
18. WALIA, H., BRANTLYE, W.A., GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J. Endod. 1988, v.14, pp. 346-51.
19. NAGESWAR R. Endodoncia Avanzada. 1ª ed. México. Editorial Amolca, 2011. Pp. 141-178.
20. FONT, J., DOLS, J.F. Tratado sobre automóviles, Tomo 1: Tecnología del automóvil. 1ª ed. España. Editorial Universidad Politécnica de Valencia, 1997. Vol. 1. Pp. 87.
21. BERMÚDEZ, V. Tecnología Energética. 1ª ed. España. Editorial Universidad Politécnica de Valencia, 2000. Pp. 139.
22. TIPLER, P.A. Física para la ciencia y la tecnología. 1ª ed. Barcelona. Editorial Reverté, 2000. Pp. 253.
23. SERWAY, R.A., JEWETT, J.W. Physics for Scientists and Engineers. 6ª edición. Editorial Brooks/Cole.

24. SMITH, W.F., HASEHEMI, J. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 4ª ed. México. Editorial McGraw-Hill Interamericana, 2006. Pp. 257-259, 280-306, 440-457.
25. BERGENHOLTZ G., HORSTED-BINDSLEV P., REIT C. Endodoncia. 2ª ed. México. Ed. El Manual Moderno, 2011. Pp. 181-190.
26. SHEN, Y., ZHOU, H., ZHENG, Y., PENG, B., HAAPASALO, M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J. of Endod. 2013, 39: 163-172.
27. ALAPATI, S.B., BRANTLEY, W.A., IJIMA, M. Micro-XRD and temperatura-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotatory endodontic instruments. Dent Mater. 2009, 25: 1221-9.
28. VOJTECH, D. Influence of heat treatment of shape memory Ni-Ti alloy on its mechanical properties.
29. JOHNSON, E., LLOYD, A., KUTTLER, S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of Profile 25/.04 rotatory instruments. J Endod. 2008, 34: 1003-5.
30. GAO, Y., SHOTTON, V., WILKINSON, K. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of Profile Vortex rotatory instruments. J Endod. 2010, 36: 1205-9.
31. Mtwo® El sistema NiTi eficiente - Información para el usuario. http://www.es.vdw.dental.com/fileadmin/redaktion/zes/downloads/Mtwo_user_brochure_es_rev8.pdf.
32. Mtwo® El sistema NiTi eficiente – Valores de torsión. <http://www.es.vdw.dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/dfu/en/dfu-Mtwo-torquecard.pdf>.
33. SIERRA, G.L. Carpeta guía para instrumentación mecanizada. Universidad de Buenos Aires, Facultad de Odontología, 2012.
34. RECIPROC® one file endo - Folleto para el usuario. http://www.es.vdw.dental.com/fileadmin/redaktion/es/downloads/RECIPROC_User_Brochure_es_view.pdf

35. WEBBER, J., MACHTOU, P., PERLOT, W., KUTTLER, S. The Wave One single-file reciprocating system. *Roots* 2011, 1: 28-33.
36. Wave One directions for use.
<http://www.dentsplyargentina.com.ar/Wave%20limas%20DFU.pdf>
37. OUNSI, H.F., SALAMEH, Z., AL-SHALAN, T., FERRARI, M., GRANDINI, S., PASHLEY, D.H., TAY, F.R. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of Protaper Nickel-Titanium rotatory instruments. *J Endod.* 2007, 33: 737-41.
38. ARIAS, A., PEREZ-HIGUERAS, J.J., MACORRA, J.C. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and Wave one new files. *J Endod.* 2012, 38: 1244-1248.
39. LOPES, H.P., ELIAS, C.N., VIEIRA, M., SIQUEIRA, J.F., MANGELLI, M., LOPES, W., VIEIRA, V., ALVES, F., OLIVEIRA, J., SOARES, T. Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests.