

Libros de **Cátedra**

Instrumental en endodoncia

Clasificación características y usos

Georgina Valeria Santangelo
y Martín Lucas Gándara

n
naturales

FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA


EDITORIAL DE LA UNLP



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE LA PLATA

INSTRUMENTAL EN ENDODONCIA

CLASIFICACIÓN CARACTERÍSTICAS Y USOS

Georgina Valeria Santangelo
Martín Lucas Gándara

Facultad de Odontología



edulp
EDITORIAL DE LA UNLP

A quienes entienden que la excelencia clínica comienza con la elección consciente de cada instrumento.

A los estudiantes, que con sus preguntas y su entusiasmo inagotable me impulsan a seguir aprendiendo.

A mis maestros, que sembraron en mí la pasión por enseñar y por honrar cada detalle del conocimiento.

A mi familia, por su paciencia, su amor y su fe incondicional en cada proyecto que he emprendido.

Índice

Introducción.....	6
Prólogo	7
 CAPÍTULO 1	
Perspectiva histórica del instrumental en endodoncia	9
<i>Blajeán Celina, Caffaro Lucia, Troilo Luisina</i>	
 CAPÍTULO 2	
Clasificación del Instrumental Endodóntico	16
<i>Bustos María José y Joaquín Mainetti</i>	
 CAPÍTULO 3	
Estandarización de instrumental en endodoncia	27
<i>Tudor Cristina Inés y Varela Julieta Noemi</i>	
 CAPÍTULO 4	
Instrumental manual descripción, características físicas y mecánicas.....	38
<i>Meiji Daniela y Peralta Yanina</i>	
 CAPÍTULO 5	
Metalurgia y cinemática en endodoncia	53
<i>Gándara Martín y Santangelo Georgina</i>	
 CAPÍTULO 6	
Sistemas De Instrumentación Rotatorio Reciprocante y Continuo	64
<i>María Eugenia Weisburd y María Nevillia Yunes</i>	
 CAPÍTULO 7	
Sistemas de instrumentación sónicos y ultrasónicos	78
<i>Berrios María Fernanda, Casas Mendieta Jorge Alejandro</i>	

CAPÍTULO 8

Selección de instrumental endodóntico. Con relación a la variación anatómica del sistema de conductos radiculares	87
<i>Kohan Manuela y Parrachini Juan Ignacio</i>	

Los autores	99
--------------------------	----

Introducción

La endodoncia es una rama y especialidad en la odontología moderna encargada de diagnosticar y tratar las patologías pulpares y periapicales que afectan a las piezas dentarias. Gracias al desarrollo y avance continuo de instrumentales, técnicas y materiales, los tratamientos endodónticos cuentan hoy en día con una gran tasa de precisión y éxito clínico basado en la evidencia científica.

El instrumental utilizado durante los tratamientos endodónticos representa uno de los pilares importantes para cualquier tratamiento exitoso ya que permite al operador trabajar en áreas de anatomías complejas del sistema de conductos radiculares. El conocimiento exhaustivo de como manipular cada una de las herramientas en forma y momento adecuado será indispensable para lograr resultados predecibles y exitosos.

La evolución de los instrumentos endodónticos ha sido notable en las últimas décadas. Los nuevos diseños de limas, variaciones en los movimientos como fue el advenimiento del movimiento reciprocante, sistemas de limas únicas y tratamientos térmicos de las diferentes aleaciones les brindaron a los instrumentos la propiedad de súper elasticidad para poder sortear las complejas anatomías y angulaciones que presentan los conductos radiculares y poder contrarrestar de manera significativas las problemáticas más comunes como son la fatiga cíclica y el stress torsional que sufren los instrumentos. Materiales avanzados, así como sistemas de irrigación han permitido lograr una mayor eficiencia y seguridad en los protocolos endodónticos.

El objetivo del presente libro de cátedra es ofrecer al alumno de grado y odontólogo general una revisión de los últimos avances en lo que se refiere a instrumental endodóntico manual y rotatorio. Proporcionando información práctica y detallada sobre la utilización, características y cuidado del instrumental endodóntico.

A través de este libro el lector podrá obtener una comprensión de cada una de las herramientas con la intención de optimizar la eficacia y seguridad en los tratamientos endodónticos. El siguiente libro se encuentra dividido en capítulos que abarcan desde la historia evolutiva, principios básicos, hasta la aplicación de técnicas avanzadas de instrumental endodóntico. Cada capítulo incluye imágenes y descripciones prácticas que guíaran al lector en el uso y mantenimiento adecuado de cada tipo de herramientas.

Prólogo

La endodoncia es, sin duda, una de las especialidades odontológicas que más ha evolucionado en las últimas décadas. Lo que alguna vez fue considerado un procedimiento limitado, rodeado de incertidumbre y técnicas rudimentarias, hoy es una disciplina científica sólida que combina principios biológicos, conocimiento anatómico profundo, avances tecnológicos y, sobre todo, una constante innovación en el diseño y el uso del instrumental.

En este contexto de evolución permanente, surge la necesidad de comprender que el instrumental en endodoncia no es simplemente un conjunto de herramientas destinadas a facilitar la intervención clínica, sino una extensión de la mano del operador, un medio por el cual la ciencia y el arte se encuentran para alcanzar el éxito terapéutico. Cada lima, cada motor rotatorio, cada localizador apical o sistema de irrigación representa años de investigación, experimentación y perfeccionamiento. Entender su propósito, sus limitaciones y sus indicaciones específicas es fundamental para todo aquel que aspire a ejercer una endodoncia de alta calidad.

Este libro ha sido concebido como una obra de referencia para estudiantes, residentes y profesionales de la endodoncia que desean profundizar en el conocimiento de los instrumentos que utilizan a diario, y también para aquellos que buscan estar a la vanguardia de los avances tecnológicos que continuamente renuevan nuestro campo de acción. A través de sus capítulos, abordaremos de manera sistemática la clasificación, descripción, evolución histórica, principios de funcionamiento, técnicas de uso y criterios de selección de cada tipo de instrumental, siempre enmarcados dentro de los principios biológicos que deben regir cualquier tratamiento endodóntico.

Además, se analizan las complicaciones más comunes asociadas al uso incorrecto de los instrumentos, así como estrategias para su prevención, enfatizando la importancia de una formación sólida, la actualización continua y la práctica basada en la evidencia. Se incluye también una revisión crítica de las nuevas tendencias, como los sistemas mecanizados de última generación, los protocolos de irrigación activa y los dispositivos electrónicos de medición y diagnóstico, que han transformado la forma en que abordamos la terapia endodóntica.

Hoy más que nunca, el éxito en endodoncia no depende exclusivamente del conocimiento anatómico o de la destreza manual del operador, sino también de su capacidad para seleccionar el instrumental adecuado, comprender su mecánica de acción y adaptarlo a las necesidades específicas de cada caso clínico. No existe un solo instrumento perfecto ni una técnica universal; la endodoncia moderna exige una aproximación personalizada, basada en un juicio clínico sólido y en el dominio de las múltiples herramientas que tenemos a nuestra disposición.

Espero que este libro no solo sirva como fuente de información, sino que también inspire en el lector una actitud crítica y reflexiva frente al constante cambio tecnológico que caracteriza a nuestra especialidad. Que motive la curiosidad por aprender, la responsabilidad de actualizarse y el compromiso de ofrecer siempre el mejor tratamiento posible a nuestros pacientes.

A quienes inician el camino de la endodoncia, deseo que encuentren en estas páginas una guía clara y motivadora. A quienes ya transitan este camino, les propongo un espacio de reflexión y actualización que enriquezca su práctica diaria.

La endodoncia es precisión, paciencia, ciencia y arte. Y el primer paso hacia la excelencia comienza, indiscutiblemente, con el dominio de nuestras herramientas.

CAPÍTULO 1

Perspectiva histórica del instrumental en endodoncia

Blajeau Celina, Caffaro Lucia, Troilo Luisina

En 1838, Edward Maynard creó el primer instrumento endodóntico con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. En 1899 se empezó hablar de la instrumentación mecánica o mecanizada, que aliviaba el trabajo al odontólogo, empezando a utilizarse un taladro en el interior del conducto accionado con un motor dental. Para evitar las fracturas de los instrumentos, se limitó el número de revoluciones a 100 rpm. Pero no fue hasta la llegada del cabezal de lima de Racer, en 1958, con movimientos oscilatorios longitudinales, y con el contraángulo de Giromatic, en 1964, cuando comenzó la verdadera época o era de la instrumentación mecánica/ rotatoria del conducto radicular.

En la edad antigua la historia de la Odontología se ha destacado por el uso fundamental de pastas y medicamentos para aliviar el dolor dental y desinfectar las cavidades afectadas por caries, incluido el tejido pulpar.

En el período comprendido entre los años 3.700 y 1.500 antes de Cristo, los egipcios usaban diversas sustancias para aliviar el dolor, aplicadas dentro de las cavidades. Para ello empleaban comúnmente la pasta de comino, incienso y cebolla a partes iguales.

En la Grecia clásica Hipócrates practicó la cauterización introduciendo finas agujas calientes en el interior del diente, así como aceite hirviendo o fomentos de apio y beleño.

En la era cristiana, Claudio Galeno observó cómo trepanando los dientes enfermos e introduciendo posteriormente medicamentos en su interior se conseguía aliviar el dolor.

En la edad moderna, Teofosfato Bombarto von Hohenheim, conocido como Paracelso (1493-1541), aumentó el arsenal farmacéutico con valiosos fármacos, algunos de los cuales fueron importados poco antes de América (quinina e ipecacuana son dos ejemplos todavía vigentes; del caucho se obtiene la gutapercha).

El siglo XVI marcó el inicio de la transición que llevaría a convertirse en ciencia. En este marco mencionamos a Ambrosio Paré, quien recomendaba la aplicación de aceite de clavo (contiene un alto porcentaje de eugenol) a las infecciones pulpares, a la vez que ofrecía algunas indicaciones para el diagnóstico diferencial entre pulpitis y periodontitis.

En el año 1.602, Pieter van Forest (dentista de Leyden) publicó las primeras pautas sobre terapéutica de los conductos radiculares, sugiriendo que el diente tenía que ser trepanado, y llenada la cámara pulpar

Hasta el siglo XVIII se acumularon conocimientos empíricos. La época científica se inició con Pierre Fauchard, considerado el fundador de la odontología moderna. Fauchard recomendó la introducción de mechas embebidas con aceite de clavo en el interior de los conductos, y en los casos de abscesos introducía una sonda de exploración para conseguir el drenaje de la colección purulenta. En 1728 describe esta técnica como método conservador de los “dientes enfermos y doloridos por caries”. Su terapéutica de conductos para pulpa vital consistía en la cauterización de esta, procediendo acto seguido al relleno con plomo radicular. En 1746 describe detalles técnicos del tratamiento del “canal del diente”: penetrar el suelo de la caries con una aguja para acceder a la “cavidad dental” y llegar al posible acceso, dando salida a los “malos humores” responsables del dolor. Fauchard incluso recomendaba enhebrar las agujas, para evitar su aspiración o ingestión por el paciente. Recomendaba destemplan las agujas para hacerlas más flexibles y acceder mejor al diente. Se colocaba en el diente, abierto durante un tiempo, aceite de clavo, para al finar “emplomarlo”.

Bourdet, en 1757, empleaba el oro laminado para obturar la cavidad pulpar. Edward Hudson diseñó atacadores específicos para la obturación de los conductos radiculares con oro laminado.

Hasta aquí podemos afirmar que hasta finales del siglo XVIII la terapéutica radicular se limitaba al control del dolor mediante trepanación, cauterización y aplicación de medicamentos en el interior del conducto.

A principios del siglo XIX surgieron las primeras recomendaciones sobre el empleo de medicamentos específicos para la terapéutica endodóncica: Spooner recomendaba en 1.836 el arsénico para la desvitalización de la pulpa. Maynard fabricó en el mismo año el primer instrumento de endodoncia para poder ensanchar los conductos, y pretendía eliminar la infección de estos.

En 1864, Barnum inició el empleo del dique de goma como método de aislamiento del campo operatorio. En 1867, Bowman empleó conos de gutapercha en la obturación de conductos.

Witzel, en el año 1876, impregnaba la pulpa residual con fenol como sustancia antiséptica. Catorce años más tarde, Miller evidenció la presencia de microorganismos en el interior de los conductos y los relacionó con la patología pulpar. Fue Walkhoff en 1891 quien inició esta fase proponiendo el empleo del paramonoclorofenol alcanforado. Dos años más tarde, Miller empleó pastas momificantes a partir de formaldehído, siendo éstas mejoradas por Gysi en 1898.

El descubrimiento de los rayos X por Röntgen en 1895, empleados por Kells en 1899, representó un gran avance para el campo de la endodoncia. Gracias a ellos era posible observar internamente los resultados obtenidos en la terapéutica endodóntica. Lo que inicialmente parecía iba a suponer un importante avance para la endodoncia, resultó ser, al menos durante un tiempo, su peor enemigo, al poder demostrar la imperfección de la mayoría de los tratamientos radiculares. Este hecho dio lugar a que la mayor parte de la profesión odontológica practicara de forma incontrolada las extracciones dentales. Dicha actitud extraccionista no fue compartida por la escuela europea, que ideó potentes agentes antimicrobianos, el hidróxido de calcio fue presentado por Herman en 1920, aunque los primeros trabajos con éxito datan de 1934 a 1941. Coolidge resaltaba en 1929 las propiedades irritantes del eugenol. Rickert y Dixen en 1931 desarrollaron un cemento sellador que contenía plata precipitada por electroforesis.

En la concepción de la endodoncia moderna tuvo un importante papel la aparición de la teoría del “tubo hueco” desarrollada por Dixon y Rickert en 1931. Esta teoría demostraba que un tubo hueco estéril implantado en el tejido conectivo de animales de experimentación provocaba mayor reacción inflamatoria en sus extremos que un tubo repleto de material estéril. De esta teoría nació el concepto de “sellado apical” de los conductos radiculares.

A partir de entonces se fueron buscando materiales selladores de los conductos que fueran estables, no irritantes y que se adapten lo más íntimamente posible a las paredes del conducto a nivel del orificio apical, para conseguir de este modo un perfecto sellado apical. La investigación continuada, basada en aspectos clínicos y de laboratorio, permitió el desarrollo de nuevas técnicas, nuevos métodos de evaluación, y selección de materiales, que supusieron un progresivo aumento del porcentaje de éxitos. Dos hitos marcan la frontera de lo que podríamos llamar la endodoncia moderna. De un lado la estandarización del instrumental endodóntico, a partir de la propuesta realizada por Ingle y Levine en 1956. De otro, la aceptación de la endodoncia como especialidad de la odontología por parte de la Asociación Dental Americana, en el año 1963.

La preparación quirúrgica de los conductos radiculares está íntimamente relacionada con el instrumental seleccionado, por lo tanto, se debe conocer con precisión sus características, propiedades y cinemática.

La endodoncia, como rama fundamental de la odontología, ha evolucionado significativamente a lo largo de la historia, y con ella, el instrumental utilizado en el tratamiento de los conductos radiculares. Desde los rudimentarios primeros intentos en 1838, Edward Maynard creó el primer instrumento endodóntico con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular, hasta la sofisticación de la tecnología actual, el instrumental endodóntico ha sido clave para mejorar la eficacia y el pronóstico de los tratamientos.

Durante mucho tiempo, la fabricación de instrumentos se llevó a cabo siguiendo la visión de los fabricantes, quienes, basándose en investigaciones, buscaban facilitar la labor de los profesionales. Con el transcurso de los años, se pudo comprobar que, debido a la evolución de la endodoncia, era necesario introducir mejoras significativas para optimizar las características de estos instrumentos. Estos principios, considerados esenciales, fueron concebidos por Ingle y Levine en 1958 y, posteriormente, aprobados por la Asociación Americana de Endodoncia en 1962.

Desde sus primeros desarrollos hasta la actualidad, los instrumentos endodónticos han evolucionado constantemente para brindar al profesional mayor eficiencia, seguridad y precisión en la preparación del conducto. De manera general, estos avances pueden agruparse en tres aspectos principales: composición de las aleaciones metálicas, diseño del instrumento y técnicas de utilización.

Los primeros instrumentos fabricados industrialmente fueron hechos de una aleación metálica compuesta por un tipo de acero conocido como acero-carbono. La elección de este material respondía a una razón evidente: la función principal de los instrumentos endodónticos es cortar o desgastar la dentina, que es una sustancia bastante resistente. Por lo tanto, el instrumento diseñado para esta tarea debía poseer una dureza suficiente que le permitiera, a través de su contacto con las paredes del conducto, ser eficaz; es decir, debía desgastar la dentina sin que el

mismo instrumento se desgastara. Así, la aleación de acero-carbono fue seleccionada para la fabricación de estos instrumentos, dado que una de sus propiedades más destacadas es justamente su alta dureza, gracias a la presencia de carbono.

La *dureza* se refiere a la capacidad de un material para resistir ser rayado o penetrado por otro. Cuando es necesario desgastar un material duro como la dentina, es preferible que el proceso sea realizado por un instrumento que tenga mayor resistencia a la penetración de la dentina, es decir, que sea más duro. En caso contrario, el instrumento no lograría desgastar la dentina, sino que se desgastaría él mismo. De esta manera, se justificaba la elección de la aleación de acero-carbono para la fabricación de los primeros instrumentos.

La fabricación de estos instrumentos se realizaba mediante un proceso relativamente sencillo. A partir de un alambre de acero-carbono refinado, se lograba una sección cónica triangular o cuadrangular, que luego era torcido en frío sobre su eje longitudinal para generar las láminas de corte. Este proceso aumentaba la dureza del instrumento, ya que la deformación plástica en frío de la aleación provoca un fenómeno conocido como endurecimiento, lo que implica un aumento de la energía interna en la estructura.

Desde el punto de vista del rendimiento de la acción de corte o desgaste, este proceso aportaba ventajas adicionales, ya que los instrumentos, al ser más duros, se desgastarían menos y podrían ser utilizados durante más tiempo sin perder su efectividad. Sin embargo, los instrumentos más duros también son más rígidos. Esta rigidez, aunque es beneficiosa, presenta un inconveniente: a mayor rigidez, mayor será la dificultad para adaptarse a las curvaturas, lo que aumenta el riesgo de deformaciones o accidentes durante la instrumentación.

La *rigidez*, por lo tanto, es la propiedad que permite a un material resistir las deformaciones. Cuanto más rígido es un material, menos se deforma. Este concepto es opuesto al de *flexibilidad*, que se define como la capacidad de un cuerpo para deformarse bajo la aplicación de una fuerza. Cuanto menor sea la fuerza necesaria para doblarlo o flexionarlo, mayor será su flexibilidad. En consecuencia, a medida que un material se vuelve más rígido, pierde flexibilidad, ya que se requiere una mayor fuerza para lograr su flexión.

Por lo tanto, rigidez y flexibilidad son propiedades antagonistas. Si bien un instrumento rígido es deseable para optimizar la eficiencia del corte, también se necesita cierto grado de flexibilidad para adaptarse a la anatomía del conducto radicular.

Era fundamental encontrar una solución a esta dificultad. Si bien los instrumentos de acero-carbono ofrecían un rendimiento excepcional en términos de corte, su rigidez representaba un obstáculo para preservar la anatomía original del conducto radicular. Esta característica dificultaba una instrumentación uniforme en las curvaturas, favoreciendo la aparición de deformaciones, escalones, desviaciones, etc.

Junto con estos aspectos, el hipoclorito de sodio se impuso como la principal sustancia química auxiliar en la irrigación, pero la presencia de iones de cloruro generaba una intensa corrosión en los instrumentos de acero-carbono, favoreciendo la oxidación de las superficies afectadas. Como consecuencia, los instrumentos se volvieron más propensos a fracturarse y perderían

su capacidad de corte de manera prematura. De este modo, las principales ventajas del acero-carbono, como su poder de corte y durabilidad, quedaron anuladas.

Con la introducción del acero inoxidable, surgió una nueva oportunidad. Dado que la oxidación era el principal inconveniente del acero-carbono, esta aleación parecía ser la solución ideal, ya que eliminaba el efecto corrosivo de los iones cloruro.

Además, el acero inoxidable presentaba una rigidez ligeramente menor, lo que le confería una mayor flexibilidad sin comprometer significativamente su capacidad de corte. Esto permitió obtener instrumentos con un rendimiento aceptable, una durabilidad considerable y una mayor seguridad en su uso. Estas cualidades han hecho que, a pesar de los avances tecnológicos, los instrumentos de acero inoxidable siguen siendo los más utilizados.

Si bien la rigidez del acero inoxidable era menor en comparación con la del acero-carbono, seguía representando un desafío para la instrumentación de conductos curvos. Esta limitación impulsó el desarrollo de diversas técnicas destinadas a superar el problema y mejorar la adaptación del instrumento a la anatomía.

En 1988, Walia y colaboradores, observando el uso de una nueva aleación en ortodoncia, el Nitinol, desarrollaron una lima experimental a partir de un alambre fabricado con una aleación de níquel-titanio. Esta nueva aleación se destacaba por su extraordinaria flexibilidad. Dado que la principal dificultad en la instrumentación de conductos curvos era la flexibilidad limitada de las limas de acero inoxidable, la introducción de un instrumento tres veces más flexible parecía acercar la solución.

El primer cuestionamiento surgió debido a que la aleación de níquel titanio es superelástica, el instrumento se deforma y vuelve a su forma original. A diferencia de la aleación de acero inoxidable que permite hacer una precurvatura del instrumento para trabajar en conductos curvos, cuando se curva una lima níquel – titanio esta se deforma, pero al quitar la carga vuelve a su forma recta original. Al no poder curvar la lima, esta entra recta al conducto y así trata de mantenerse. Cuando la curvatura del conducto ofrece resistencia a la introducción de una lima recta, ésta tiende a flexionarse fácilmente, pero simultáneamente, debido a su capacidad de mantenerse recta, devuelve a la pared del conducto casi toda la fuerza que se empleó para curvarla, gracias a su elasticidad. Este fenómeno tiene poca relevancia en instrumentos de calibres pequeños, pero a medida que se utilizan limas mayores al #30, este efecto se vuelve progresivamente más perjudicial para la conservación de la curvatura original del conducto. Cada vez que el instrumento recto entra en un conducto curvado, se genera una fricción contra la pared externa, lo que puede causar deformaciones no deseadas. Así, el intento de equilibrar estas propiedades opuestas parece no haber sido completamente exitoso.

Inicialmente, la aleación de níquel-titanio fue investigada para la fabricación de limas endodónticas debido a su flexibilidad, pero con el tiempo se descubrió una característica adicional que revolucionó la preparación del conducto: su resistencia a la torsión. Los instrumentos fabricados con esta aleación de NiTi tenían tres veces más resistencia a la torsión que los de acero inoxi-

dable. Esto permitió el desarrollo de una cinemática diferente para su uso: en lugar de los movimientos tradicionales de las limas, se optó por movimientos de rotación, ya que su mayor resistencia a la fractura ofrecía una mayor seguridad durante su utilización.

Los movimientos de rotación, tanto continuos como alternados, mostraron claras ventajas en la instrumentación, reduciendo el tiempo de preparación y brindando mayor comodidad tanto al profesional como al paciente.

Otros beneficios fueron incorporados a los instrumentos rotatorios, pero quizás ninguno tan relevante como la modificación de su conicidad. La conicidad de un instrumento se refiere a cuánto aumenta su diámetro por cada milímetro en dirección a su extremo. Los instrumentos manuales tradicionales tienen una conicidad de 0,02 mm por milímetro, lo que significa que por cada milímetro que se avanza desde la punta hasta el extremo, el diámetro aumenta en 0,02 mm. En cambio, los instrumentos modernos pueden tener una conicidad variable, llegando hasta 0,12 mm por milímetro, lo que implica un aumento significativo del diámetro conforme se avanza desde la punta hacia el extremo del instrumento. En los primeros tiempos, los instrumentos endodónticos consistían principalmente en un mango diseñado para su uso manual y una porción activa que se insertaba en el conducto radicular. Según su diseño, estos instrumentos permitían realizar diversas acciones como el ensanchamiento, limado, profundización, así como la introducción o extracción de elementos y materiales dentro del conducto. Con el avance en áreas como la metalurgia, los procesos de fabricación y el entendimiento de los mecanismos operativos de los instrumentos, se comenzaron a generar una serie de innovaciones tecnológicas que brindaron una amplia gama de opciones, tanto para la preparación manual como mecanizada de los procedimientos endodónticos. Estas mejoras fueron desarrolladas según los criterios de cada fabricante, lo que permitió personalizar y optimizar el tratamiento endodóntico.

En 1899 se empezó a hablar de la instrumentación mecánica o mecanizada, que aliviaba el trabajo del odontólogo, empezando a utilizarse un taladro en el interior del conducto accionado con un motor dental. Para evitar las fracturas de los instrumentos, se limitó el número de revoluciones a 100 rpm. Pero no fue hasta la llegada del cabezal de lima de Racer, en 1958, con movimientos oscilatorios longitudinales, y con el contraángulo de Giromatic, en 1964, cuando comenzó la verdadera época o era de la instrumentación mecánica / rotatoria del conducto radicular.

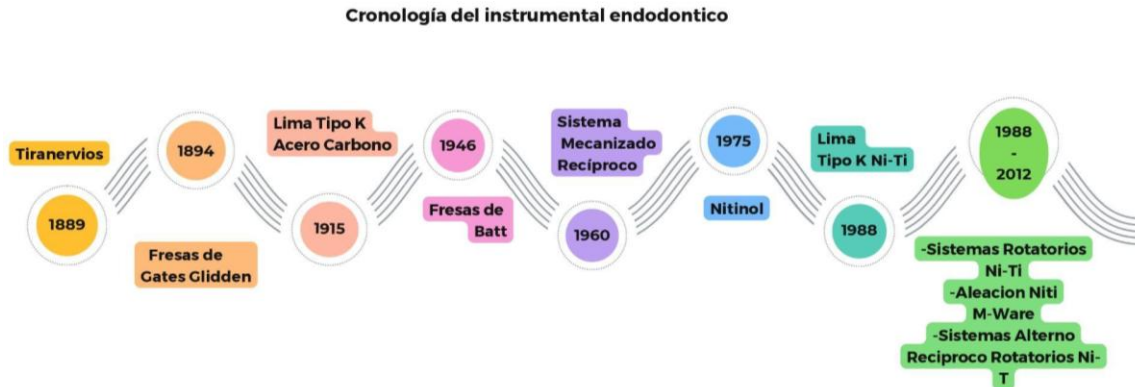
Diferentes Motores:

- Motores neumáticos: La instrumentación rotatoria puede realizarse a partir de contraángulos acoplados a micromotores accionados por aire a presión.
- Motores eléctricos: Son más fiables, ya que la generación de vueltas finales puede determinarse por medio de cálculos que se informan al motor de forma digitalizada.
- Contraángulos reductores: permiten obtener revoluciones del rango de empleo endodóntico a partir de micromotores que producen entre 20.000 y 30.000 rpm.

La evolución de la instrumentación mecanizada ha hecho que la endodoncia sea más rápida, segura y precisa, en este sentido, como alternativa al giro continuo en sentido horario, diferentes

fabricantes comenzaron a proponer la cinemática recíprocante, buscando mayor simplicidad, rapidez, efectividad y seguridad en los procedimientos.

Figura 1.1



Hasta la década de 1950, los instrumentos para el tratamiento endodóntico eran fabricados sin especificaciones precisas con respecto al diámetro, la conicidad y la longitud de la porción activa para cada tamaño determinado. En 1958 Ingle y Levin proponen la estandarización. En 1976 se publicaron las primeras especificaciones aprobadas para los instrumentos para el tratamiento endodóntico (ADA). En enero de 1976, el *American Standards Institute* aprobó la "especificación número 28 de la ADA para limas y ensanchadores endodónticos tipo K". La revisión final a la especificación de la ADA número 28, fue publicada en marzo de 1981.

Con la evolución de los materiales, las limas de NiTi tratadas térmicamente han permitido mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Innovaciones como el M-Wire y CM-Wire mejoraron la seguridad en conductos curvos. Además, el uso de sistemas de instrumentación recíprocante, como *Reciproc* y *WaveOne*, ha optimizado la eficiencia clínica reduciendo el riesgo de fractura.

Bibliografía

- Bueno R. Manual de Endodoncia. Parte 2.
- Historia de la Endodoncia. Rev Oper Dent Endod. 2006;5:5-21.
- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics. 2005;10(1):30-76.
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod. 2004;30(8):559-67.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2009;35(11):1469-76.
- Zinelis S, Beng EA, Magnissalis E, Margelos J, Lambrianidis T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. J Endod. 2002; 28(5):367-70.

CAPÍTULO 2

Clasificación del Instrumental Endodóntico

Bustos María José y Joaquín Mainetti

La endodoncia antiguamente hacía uso de instrumentos endodónticos confeccionados rudimentariamente, con la finalidad de lograr la necesidad de penetrar en los conductos radiculares, vaciarlos, desinfectarlos y sobre todo adaptarlos adecuadamente para obtener obturaciones óptimas, estos instrumentos fueron evolucionando según las ideas de los distintos fabricantes, que buscaban facilitar el trabajo profesional.

A lo largo del tiempo debido a los desarrollos por los cuales pasó la endodoncia, se llegó a observar la mejoría de las propiedades de los instrumentos y el desempeño de estos. Asimismo, la ciencia y tecnología, basados en los principios fisiológicos y fundamentales, introduce en los últimos años algunos pasos técnicos que continúan teniendo importancia, entre éstos deberá resaltarse el aislamiento absoluto, cuya aplicación es justificada en el mantenimiento de la anti-sepsia durante la terapia y tratamiento endodóntico. El aislamiento absoluto actualmente es considerado uno de los pasos más importantes en la odontología, debido a su gran colaboración con la bioseguridad tanto para el paciente como para el personal odontológico, disminuyendo de esta manera la contaminación que pudiese existir en el campo operatorio, además de evitar accidentes de mayor complejidad.

Metalografía

Las normas ISO (Organización Internacional de Normalización) son directrices técnicas y prácticas que establecen criterios para la fabricación de productos y prestación de servicios de alta calidad.

Estas normas proporcionan pautas precisas para garantizar la calidad, seguridad y eficiencia de los productos.

La norma ISO 3630:1 determina que la parte operativa y el vástago deben constituir una sola pieza manufacturada a partir de cualquier material y con un tratamiento tal que permita que los instrumentos cumplan los requisitos mecánicos y químicos especificados por la norma.

El mango (cuando exista) debe ser de metal o un material plástico, y de una calidad adecuada para soportar los procedimientos operativos normales y la estandarización.

Si estos materiales cumplen con dicha norma, se consideran aptos, cualesquiera sean sus características fisicoquímicas.

Las primeras ligas metálicas eran de acero – carbono; luego de este material fue reemplazado por acero inoxidable, más tarde por níquel-aluminio y últimamente por níquel- titanio.

Estandarización

Los primeros instrumentos endodónticos presentaban distintas características, ya que independientemente de cada fabricante, carecían de uniformidad tanto en la conicidad y calibre. Por esta razón en 1958 Ingle y Levine establecieron la estandarización del instrumental endodóntico.

Esta estandarización tiene como finalidad: parámetros relativos a la resistencia a la fractura durante la torsión, la rigidez, la resistencia a la corrosión, las dimensiones (largo y diámetro), y los índices de tolerancia para todas las variables. Establecieron también una cromática universal de color.

La norma ISO/ ANSI (AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE) establece que los instrumentos que se fabriquen deben reglamentar estos requisitos.

Esta propone que la selección ideal del instrumento depende de la adecuada conexión entre el conocimiento de la anatomía interna, el dominio de la técnica operatoria y el análisis de las características del instrumento. El problema eminente es hacer el instrumento, ampliar el conducto y adaptarse a su forma sin causar deformaciones. Con el objetivo de vencer las dificultades durante algún tiempo, hubo la valoración del uso de técnicas escalonadas. Este escalonamientoápico-cervical disminuía las deformaciones en la forma de los conductos radiculares curvos. Hoy el pensamiento dominante es la preparación en sentido cérvico – apical, con escalonamiento progresivo.

Schilder propuso principios que encaminan a la limpieza y preparación. En la actualidad se centran en los parámetros biológicos y mecánicos como regentes naturales de esa fase- vaciamiento total del conducto radicular; preparación longitudinal y preparación transversa

Clasificación de los instrumentos endodónticos

Los instrumentos se han llegado a clasificar de diferentes maneras para su mejor manejo y conocimiento, teniendo así clasificaciones según su mecanismo de acción (clasificación según la ISO y la FDI 1962) y según las fases de tratamiento endodóntico.

Clasificación del instrumental endodóntico según normas iso y fdi

Tabla 2.1

GRUPO 1	Instrumentos para preparar de modo manual. Limas manuales
GRUPO 2	Instrumentos de diseño similar a los anteriores en cuanto a su parte activa, pero con mandril para ser accionado de modo mecanizado. Lentulo
GRUPO 3	Trépanos para ser usados de forma mecánica. Gates Glidden
GRUPO 4	Instrumentos y materiales para la obturación. Conos de gutapercha y de papel.

Clasificación según la fase de tratamiento endodóntico

Son clasificadas de acuerdo con los pasos que se tienen en los tratamientos de conductos, que irán desde las cavidades de acceso hasta las obturaciones de los conductos radiculares.

Tabla 2.2

1- DIAGNOSTICO Y ANESTESIA
Juego Clínico
Espátula de lado
Pinza con cremallera
Probadores electrométricos de la pulpa
Tooth Slooth
Pruebas de vitalidad pulpar
Jeringa Carpule

Tabla 2.3

2- AISLACIÓN
Pinza Porta Clamp
Clamp
Perforadora
Arco de Yang
Goma Dique

Tabla 2.4

3- ACCESO Y PREPARACIÓN QUIRÚRGICA DE LOS CONDUCTOS
Fresa y Piedra redonda nº 3;4;5 y 6 – Fresa troncocónica con punta de seguridad (Endo Zeta)
Cucharita y Excavador
Explorador Endodóntico DG 16
Puntas Endodónticas de Ultrasonido (conductos atrésicos; nódulos cálcicos, microcirugía apical)
Extirpadores Pulpaes
Limas Hedstroem
Limas K
Fresas Gates Glidden y Fresas de Pessó (largo)
Sistemas rotatorios (Continuo / Reciprocante)
Limas de activación del irrigante (Xp Endo Finisher de FKG)
Regla Endodóntica
Localizador de Ápices con Clip o pinza para el labio y asidero de lima
Motor Endodóntico

Tabla 2.5

4 – IRRIGACIÓN
Agujas y Jeringas Endodónticas
Aspiración con eyectores endodónticos.

Tabla 2.6

5 – OBTURACIÓN
Espaciadores
Pinza con cremallera, espátula de lado
Pluggers o Compactadores
Hoja de Bisturí (para cortar el cono de gutapercha)
Gutacondensor

1. Instrumental para el abordaje y trepanación

a) Fresas:

- Fresa de Batt. - de acero inoxidable, se comercializa en el mercado en las formas cónicas y cilíndricas. Los números más usados son 4 y 9, se debe considerar que el tamaño a usar deberá estar adecuado con la dimensión de la entrada de conducto, la punta debe ser redondeada para no lesionar el piso de la cámara pulpar, por lo general son resistentes, pero se debe tomar en cuenta no ejercer demasiada presión lateral para evitar fracturas del instrumento.

- Endo Z.- semejante a las fresas de Batt, presenta en su parte activa 9 mm de longitud, de punta redondeada (inactiva) para eliminar los riesgos de perforación de la cámara pulpar, y se acciona con turbina.

Figura 2.1



b) Exploradores de los conductos. - son instrumentos manuales delgados, livianos, flexibles, lisos, generalmente puntiagudos cónicos, usados para explorar el piso de la cámara pulpar y localizar los orificios de entrada a los conductos radiculares. Los más conocidos son los exploradores pathfinders, y DG.

Figura 2.2



Instrumental para la preparación biomecánica de los conductos

a) Instrumental manual:

- Ensanchadores. - Llamados también aplicadores o escariadores son instrumentales pequeños en forma de espiral (con sección triangular), que trabajan con movimientos de impulsión y rotación, éstos pueden ser manuales o de pieza de mano, son usados sólo en conductos curvos, son más flexibles que las limas K. 4

Figura 2.3

- Lima K.- Las limas K tradicionales son instrumentales de mano con vástagos cuadrangulares, se los debe aplicar con movimientos de impulsión y rotación, son usados en conductos curvos y rectos favoreciendo la remoción de barro dentinario. La mayoría de las fábricas modificaron las limas K tradicionales para una mejor flexibilidad y acción de corte, teniendo de ésta manera limas de vástagos triangulares como la flexofile que es una lima torcida, con punta inactiva en forma de meseta y la lima K flex-R que es una lima con características principales en su porción terminal, no es agresiva y gira con una mejor suavidad en el conducto, también existen modificaciones como las limas de vástagos romboidales como las limas K-flex que posee dos ángulos de corte favoreciendo la eliminación de barro dentinario.

Figura 2.4

- Lima H.- Llamadas también limas Hedstroem son instrumentos de sección circular, usada para instrumentación de conductos rectos, luego de aplicar la fresa Gates en los conductos. Estas limas no deben girar pues son ineficaces y pueden fracturarse. Existen limas H modificadas como las limas S- files que son torneadas y presentan doble ángulo cortante, limas Safety Hedstroem es similar a la lima H tradicional, pero ésta presenta una superficie no cortante para no desgastar excesivamente el esmalte. La lima Ergoflex que presenta una punta inactiva en forma de bala.

Figura 2.5

- Tira nervios. - Llamado también pulpectótomos o pulpótomos, son instrumentos metálicos delgados, flexibles, generalmente cónicos y en punta, con agudas proyecciones en forma de púas a lo largo de su parte activa, presentan una sección estrellada, son usados para retirar tejido pulpar contenido en el conducto. Este instrumento trabaja con movimientos de rotación, debiéndose tener cuidado en no ejercer presión contra las paredes además de no introducirlos en conductos estrechos ya que podrían fracturarse. Este instrumental se utiliza en casos especiales ya que pueden lesionar el tejido periodontal.

b) Instrumental rotatorio:

- Fresas Gates-Glidden. - Instrumental con tallo largo y con la parte activa variable de acuerdo con el número, es usada para entrar a canales radiculares accionado con el contra ángulo por lo general es un instrumental sumamente utilizado ya que colabora para ampliar levemente el conducto, presentando en su extremo ranuras que determinan el número y el tamaño de la fresa.

Figura 2.6

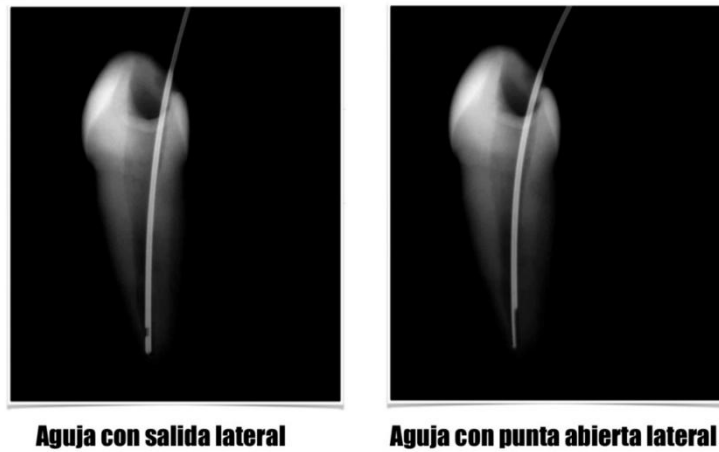


- Fresas peso. - accionadas con el contra ángulo a baja velocidad, siendo utilizadas para ensanchar el orificio de entrada de los conductos y la eliminación de gutapercha. Son de acero inoxidable, con punta no cortante, con zonas agresivas más que la fresa Gates, en éstas una marca a nivel del mango identifica su calibre.

c) Instrumental de irrigación

La irrigación es fundamental y debe realizarse con las agujas de gauge adecuado entre 25 y 27 gauges para poder llegar a la longitud adecuada. También es importante la aspiración con succionadores endodónticos.

Figura 2.7



Instrumental para la obturación de los conductos radiculares

- Espaciadores. - Llamados también obturadores, mismos que tienen forma cónica con superficie lisa, son instrumentos metálicos (acero o NiTi) cónicos, de pequeño calibre y terminados en punta. Se usan para condensar lateralmente la gutapercha en frío, su conicidad facilita el condensado lateral de la gutapercha, debiendo quedarse por lo menos 20 segundos para evitar modificaciones de ésta última.

Figura 2.8



- Condensadores. - son instrumentos metálicos, (acero o NiTi) cónicos de pequeño calibre y terminados en punta. Se usan para condensar lateralmente la gutapercha en frío.

Figura 2.9



Instrumental para el campo operatorio

- Clamps o grapas: Son instrumentos metálicos que permiten la retención de la goma dique para obtener el aislamiento absoluto, son clasificados en grupos dentarios (grapasp para dientes anteriores, premolares, molares) pueden ser clamps con asa y sin asa, de los cuales los más utilizados son los clamps con asa que permiten su colocación al diente en un solo tiempo.
- Porta clamp o porta grapas: Instrumental en forma de pinza, en su punta presenta una ranura que posibilita su adaptación a los orificios presentes en la grapa permitiendo su acción. Son usados para abrir la grapa y llevarla al diente en la porción retentiva, permitiendo la colocación a su alrededor.
- Goma dique: Material compuesto de látex natural con forma de hoja, por lo general vienen en tamaños de 5 por 5 pulgadas y deben ser colores que contrasten con los dientes.
- Perforador de goma dique: Es un dispositivo metálico o de teflón que presenta una plataforma metálica con orificios de diámetros diferentes, ayuda a realizar orificios circulares en la goma dique con el diámetro del diente, pudiendo ser colocados y adaptados en la grapa y en el diente.
- Arcos: Existen diferentes tipos de arcos: de Nygaard Ostby (de plástico), arco de Young (es metálico, forma de U), arco de Jiff (forma circular). Estos arcos son usados para sujetar la goma dique.

Figura 2.10



Nuevas tecnologías

- Motores de inducción de diseño moderno: Actualmente se ha llegado a remplazar diversos instrumentos por otros más modernos y eficientes, un claro ejemplo es la existencia de los motores eléctricos (MX Bien-Air) que no presenta vibración debido a la presencia de un torque, es

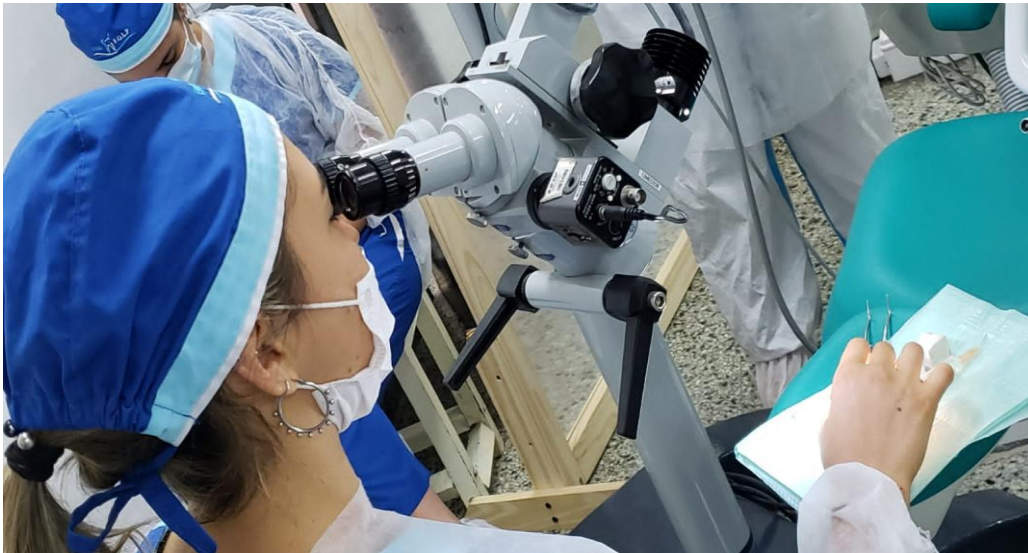
considerado un motor multiusos ya que reduce el tiempo para el recambio de las fresas y son de avance tecnológico mayor que el motor de aire. Estos aparatos son esencialmente importantes para la endodoncia moderna que busca trabajos reducidos y eficaces a la misma vez.

Figura 2.11



- Microscopio operatorio en endodoncia (MO) Es considerado un aparato auxiliar para la endodoncia, ya que magnifica las imágenes visuales de hasta 40X, con un aumento en la iluminación del campo operatorio, además de permitir la documentación de casos clínicos, este tipo de aparatos aumentan la calidad del tratamiento endodóntico ya que ayuda más que una radiografía periapical. El MO tiene diferentes marcas comerciales, pero todos tienen en común dispositivos de fijación estable, visión estereoscópica, iluminación coaxial y aumento variable.

Figura 2.12



Bibliografía

Canalda Sahli C, Brau Aguadé E. Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas. 4ª ed. Barcelona: Elsevier Health Sciences Spain; 2019.

- Cohen S, Burns RC. Vías de la pulpa. 8ª ed. Madrid: Editorial Mosby; 2002.
- Estrela C. Ciencia endodóntica. São Paulo: Artes Médicas en Latinoamérica; 2005.
- Ingle JL. A standardized endodontic technique using newly designed instruments and filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1961;14:83.
- Ingle JL, Taintor J. Endodoncia. 3ª ed. México: Editorial Interamericana; 1987.
- Leonardo MR. Endodoncia. Tratamiento de conductos radiculares. Principios técnicos y biológicos. São Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2005.
- Lopreite GH, Basilaki JM, et al. Anatomía quirúrgica. En: Lopreite GH, Basilaki JM, editores. Endodoncia. Criterios técnicos y terapéuticos. Buenos Aires: Grupo Guía S.A.; 2016.
- Shafer E. Root canal instruments for manual use: a review. Endod Dent Traumatol. 1997; 13:51–64.
- Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: técnica y fundamentos. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2002.

CAPÍTULO 3

Estandarización de instrumental en endodoncia

Tudor Cristina Inés y Varela Julieta Noemi

La preparación de los conductos radiculares abarca una serie de procedimientos que se realizan dentro del sistema de conductos radiculares. Básicamente es la eliminación del contenido orgánico del conducto (inflamado, infectado, contaminado, etc.), desinfectarlo y rectificarlo, manteniendo dentro de lo posible la anatomía original. Con esta rectificación se trata de lograr un conducto de conicidad progresiva con base mayor hacia coronal y vértice hacia apical, con paredes lisas tratando de lograr una constricción apical lo más estrecha posible, para minimizar extravasaciones de material hacia el ápice.

Durante mucho tiempo los instrumentos endodónticos fueron diseñados de acuerdo al gusto de cada fabricante empleando su propio proceso de fabricación confeccionados a partir de un alambre de carbono sin especificaciones precisas en cuanto al tipo de mango, diámetro, conicidad, ángulo y longitud de sus bordes cortantes o longitud total, sin existir relación o lógica entre las distintas medidas. Kerr Manufacturing Co. en 1915, presenta el primer diseño de lima K. donde obtuvo la patente de todos los instrumentos luego denominados de tipo K. de allí su nombre.

La heterogeneidad en el diseño, variabilidad en los parámetros geométricos y mecánicos y fabricación de instrumentos endodónticos generó una necesidad imperiosa de estandarización para garantizar la eficacia y seguridad en la preparación de conductos radiculares. En 1958, los trabajos pioneros de Ingle y Le Vine sentaron las bases para la estandarización del instrumental endodóntico en Estados Unidos. Posteriormente, en 1962, la creación del Comité de Estandarización, posteriormente integrado a la Organización Internacional de Normalización (ISO), permitió establecer parámetros universales para la fabricación de instrumentos endodónticos. Un hito significativo en la estandarización fue la publicación, en 1976, de la especificación n° 28 por la Asociación Dental Americana (ADA), que estableció requisitos claves como resistencia a la fractura por torsión, rigidez, resistencia a la corrosión, dimensiones (largos, diámetros y conicidad progresiva "0,02mm por cada milímetro de longitud de instrumento"), e índices de tolerancia para todas estas variables. Además, se estableció una clave cromática universal o codificación de color para diecinueve tamaños diferentes de instrumentos y escariadores tipo K. Una nomenclatura basada en la forma geométrica de los instrumentos, limas tipo K cuadrangular, escariadores tipo K triangulares, limas Hedström, circular, lima Cola de ratón estrellado. Esta normativa aseguró la uniformidad y calidad en la preparación de conductos radiculares. En 1982 y 1989, se realizaron revisiones y actualizaciones de la norma, incluyendo la estandarización de limas de tipo Hedström y la introducción del tamaño 0,06 de lima. La colaboración entre la ADA y la FDI,

bajo la norma ISO/ANSI, aseguró que todos los instrumentos fabricados cumplieran con requisitos específicos, permitiendo a los endodoncistas conocer las características del instrumento elegido en cada momento y garantizando la eficacia y seguridad en la práctica clínica.

Gracias a la estandarización también se logró especificar precisamente las características del instrumental, del alambre (largo, diámetro y conicidad); punta (largo, ángulos y diámetros); longitudes (partes activas de los vástagos metálicos).

Otra de las ventajas de la estandarización fue que permitió diseñar técnicas secuenciales para la preparación y limpieza de los sistemas de conductos radiculares, mejorando significativamente la eficacia y seguridad en la práctica endodóntica.

Desde la publicación de J. Roane en 1985, el desarrollo de instrumentos endodónticos experimentó un significativo avance lo que generó una amplia variedad de opciones que se alejaron de las normas de estandarización establecidas previamente. Estas innovaciones llevaron a la creación de instrumentos con características únicas.

En la actualidad, la oferta de instrumentos endodónticos presenta diferencias en metalografía, morfología, instrumentación, cinemática aplicada, función y objetivo de empleo. Para abordar esta diversidad, se utiliza una terminología específica basada en características precisas, establecida por la Organización Internacional de Normalización (ISO) norma 1942.

Según lo establecido por la norma ISO 3060/1:2008, los instrumentos endodónticos se clasifican en distintas categorías: 1 Root canal endodontic instrument (*Instrumental Endodóntico Manual*), diseñado para exploración, conformación, limpieza u obturación; 2 *Standard-sized instruments (taper 2%)* - Instrumento estandarizado con conicidad 2%. 3 *Taper-sized instruments (taper other than 2%)* - Instrumento con conicidad continua diferente de 2%. 4 *Shape-sized instruments (arc shape)* - Instrumento con forma continua (corte arco). 5 *Non-taper-sized instruments (zero taper)* - Instrumentos sin conicidad (conicidad cero). 6 *Non-uniform taper-sized instruments (more than one taper)* - Instrumentos con conicidades múltiples (más de una conicidad).

La clasificación y terminología de los instrumentos endodónticos según la ISO 1942 proporcionan una base precisa para la selección y descripción de instrumentos adecuados para cada procedimiento clínico específico, garantizando la eficacia y seguridad en la práctica odontológica.

Los requisitos de la estandarización original que fueron propuestos son:

- Los instrumentos serán numerados del 10 al 100, con saltos de cinco unidades hasta el tamaño 60 y saltos de diez unidades hasta el tamaño 100.
- Cada número de instrumento será representativo del diámetro del instrumento en centésimas de milímetro en la primera vuelta en la punta
- Los bordes cortantes empezarán en la punta del instrumento con el denominado diámetro 0 (D0) extendiéndose exactamente 16 milímetros hasta el vástago, terminando en el diámetro 16 (D16).
- El diámetro de D16 será 32/100 o 0,32 mm mayor que el de D0
- Para control de calidad se miden bajo microscopio D0 y D3
- Estas medidas aseguran un aumento constante en la conicidad de 0.02 mm por mm de cada instrumento sin importar el tamaño.

Otras especificaciones fueron añadidas posteriormente:

- El ángulo de la punta del instrumento debe ser $75^\circ \pm 15^\circ$,
- Los instrumentos deben aumentar en 0.05 mm en D0, entre los números 10 y 60 y luego deben incrementar en 0.1 mm del número 60 al 150.
- Los números 6 y 8 han sido añadidos para una mayor versatilidad
- El mango del instrumento ha sido codificado con colores para un reconocimiento más sencillo.

Los instrumentos se fabrican en longitudes de 21, 25, 28 y 31 mm de largo desde la punta hasta la unión del mango y vástago. Ordinariamente los instrumentos de 25 mm son los más utilizados pero los de 21 mm muchas veces son requeridos para molares mientras que los de 28 o 30 mm son usados en caninos o dientes donde los de 25 mm no alcanzan el tercio apical. Es posible conseguir ensanchadores de 40 mm que se utilizan para colocar implantes endodónticos.

En enero de 1976, el American Standard Institute aprobó la "especificación número 28 de la ADA para limas y ensanchadores endodónticos tipo K". La revisión final a la especificación de la ADA número 28, publicada en marzo de 1981, culminó 28 años de trabajo para lograr la estandarización internacional.

Esto cambió el nombre del sitio original D1 (donde empiezan los filos cortantes) y actualmente se denomina D0, y 16 mm más adelante hacia el vástago se denomina ahora D16. Algunas compañías han empezado a alargar la porción activa del instrumento a 18 mm o más por lo que la designación original D2 ya no tenía razón de ser. La lima K-Flex y la Triple-Flex de Kerr, por ejemplo, tienen filos cortantes hasta 18.5 mm de la punta.

En la actualidad, se han difundido instrumentos con un diámetro convergente mayor que el de la norma ISO de 0.02 mm/mm de longitud: 0.04, 0.06 y 0.08. Esto significa que, por cada milímetro de ganancia en longitud de la hoja de corte, el diámetro convergente (conicidad o ahusamiento) del instrumento aumenta el tamaño 0.04, 0.06 y 0.08 de 1 mm más que la norma ISO de 0.02 mm/mm. Estos nuevos instrumentos permiten un mejor ensanchamiento coronal que los instrumentos de 0.02

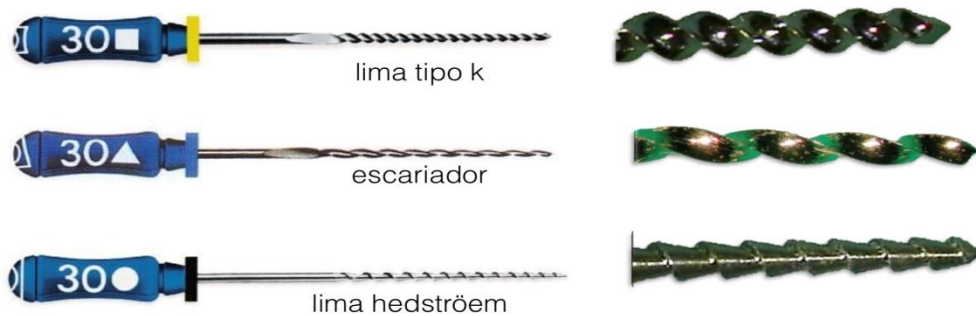
En contraste con estas limas muy ensanchadas, diversos fabricantes han producido tamaños medianos en el ensanchamiento de 0.02 (12.5, 17.5, 22.5, 27.5, 32.5 y 37.5) para utilizarse en la conformación de conductos extremadamente finos.

Instrumentos utilizados para la preparación manual de conductos

Los instrumentos utilizados para la preparación manual de conductos son las Limas Lisas K, los escariadores y las Limas Hedström.

Figura 3.1

Instrumentos de uso manual. 1 Hedström. 2 Escariador. 3 Lima Lisa K



Partes y características del Instrumento Endodóntico manual

Figura 3.2



Mango

El mango o montura es uno de los componentes fundamentales en los instrumentos endodónticos, diseñado para facilitar la sujeción y manipulación del instrumento influye directamente en la eficacia y seguridad de los procedimientos clínicos. El mango era metálico en los inicios de la endodoncia, pero en la actualidad es de plástico y anatómico. Suelen presentar facetas o ranuras que mejoran la adherencia y control durante la instrumentación. Además, algunos modelos la forma de montura permiten su utilización en contraángulos. En el mango del instrumento vamos a visualizar un número, un color y un símbolo. El número y el color nos determinan el calibre del instrumento, mientras que el símbolo determina la sección transversal de la parte activa del mismo.

La designación por color está basada en seis colores que van de blanco al negro, esto es, de claro a oscuro.

Purpura, gris y rosa indican los tamaños adicionales (decreciente).

Tabla 3.1

Tabla de colores de los Instrumentos

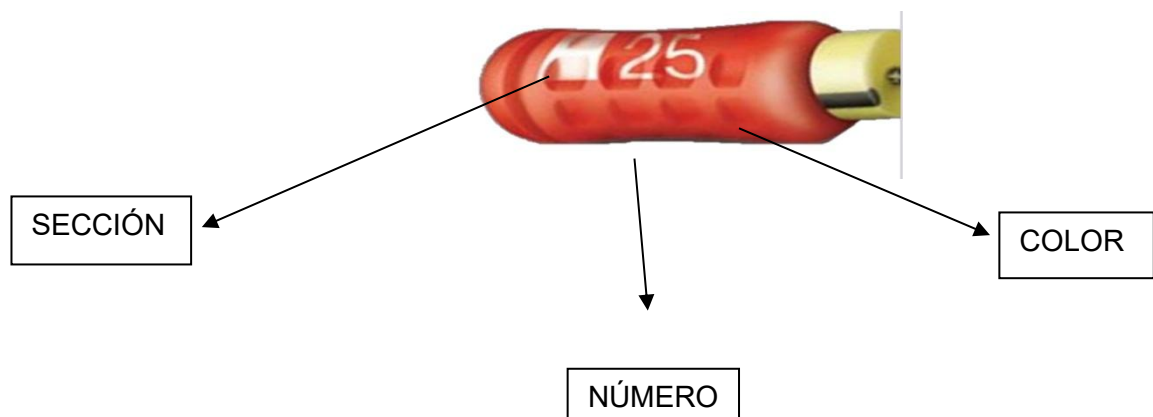
6	8	10			
15	20	25	30	35	40
45	50	55	60	70	80
90	100	110	120	130	140

Figura 3.3

Diferentes formas de Mango



Figura 3.4



Vástago

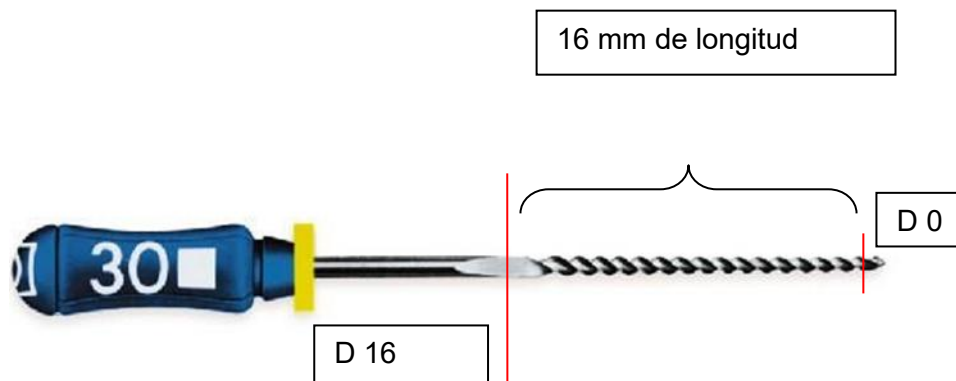
Es una sección de alambre liso que vincula la parte activa con el mango o montura. El vástago de lima endodóntica varía en diseño según el calibre. Los vástagos de calibres menores a 30 ISO suelen ser coartados ofreciendo mayor rigidez y reduciendo el descombro área libre del 36%, mientras que los de calibre mayores son triangulares aumentando la flexibilidad y facilitando el descombro con una mayor área libre 60%. Su longitud es variable y determina el largo de la lima el largo total del instrumento. El material es de acero inoxidable o níquel titanio. Le proporciona soporte y estabilidad a la lima. Permite la transmisión de fuerzas desde el mango hasta la parte activa. Facilita la manipulación y control de la lima durante la instrumentación. Se conecta con la parte activa que es la zona que es la zona de corte y limpieza en el conducto radicular. La unión entre la parte activa es crítica para garantizar la eficacia y seguridad de la instrumentación.

Figura 3.5



Parte activa

Es la parte del instrumento donde se realiza el corte, limpieza en el conducto. Tiene forma helicoidal constante desde la punta hasta la unión con el vástago. El espacio entre las espiras es constante para evitar la acumulación del debris. Estas espiras son constantes y se producen por torsión, en sentido de las agujas del reloj, de un alambre con conicidad estandarizada al 2%. La torsión, es de un cuarto a media espira por milímetro de longitud y genera un instrumento de 1,97 a 0,88 estrías cortantes por milímetro en su parte activa, creando un ángulo helicoidal de 25° a 40°, que permite realizar buen corte mediante movimientos de tracción y rotación $\frac{1}{4}$ de vuelta.

Figura 3.6

Nota. El diámetro en D0 le da nombre al instrumento.

Tabla 3.2

	1° Serie	2° Serie	3° Serie
06 (0,06mm)	15 (0,15mm)	45 (0,45mm)	90 (0,90mm)
	20 (0,20mm)	50 (0,50mm)	100 (1 mm)
10(0,10mm)	25 (0,25mm)	55 (0,55mm)	110 (1,10mm)
	30 (0,30mm)	60 (0,60mm)	120 (1,20mm)
	35 (0,35mm)	70 (0,70mm)	130 (1,30mm)
	40 (0,40mm)	80 (0,80mm)	140 (1,40mm)

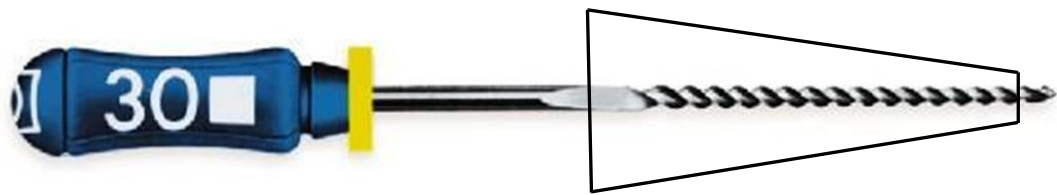
Conicidad (TAPER)

El taper o conicidad de una lima es la relación entre el diámetro de la lima en su parte activa y su longitud. Se mide en porcentaje y representa la cantidad de aumento de diámetro por unidad de longitud. Es el aumento constante y proporcional del calibre a lo largo de la parte activa del instrumento. Se expresa como un porcentaje que indica el aumento de diámetro por milímetro de longitud en porcentaje.

Las limas lisas tipo K tiene un taper o conicidad de 2%, esto significa que el diámetro de la lima aumenta 0,02mm por cada mm de longitud.

Ejemplo. Conicidad 2%. Significa que por cada milímetro desde d0 (la punta) hasta d16, el diámetro del instrumento aumenta 0,02 mm. La diferencia de dos diámetros siempre es de 0,32 mm.

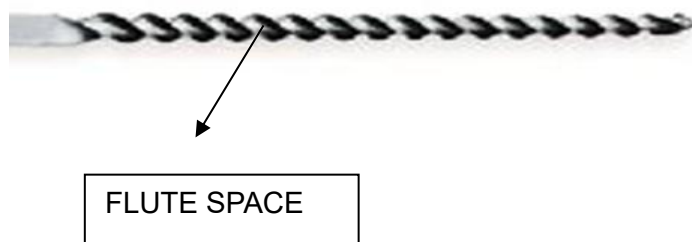
Figura 3.7



Flute Space

Flute space es el espacio entre las espirales o espiras necesario para la eliminación de los residuos endodónticos durante la preparación del sistema de conductos. Es importante ya que permite una mejor remoción del debris. Reduce la fricción entre la lima y el conducto radicular, mejora la flexibilidad de la lima. En las limas lisas tipo K, escariadores y Hedström el flute es constante.

Figura 3.8



Espira

Es una de las estructuras helicoidales que se encuentran en la parte activa de la lima. Son rampas helicoidales que se extienden a lo largo de la longitud de la lima son las encargadas de corte y remoción de tejido, limpieza del conducto radicular. Tienen forma helicoidal con un **ángulo de corte** entre 30 y 40° altura y profundidad variable según el tipo de lima. Las limas tienen espiras activas que cortan y remueven tejido y otras pasivas que guían la lima y reducen la fricción.

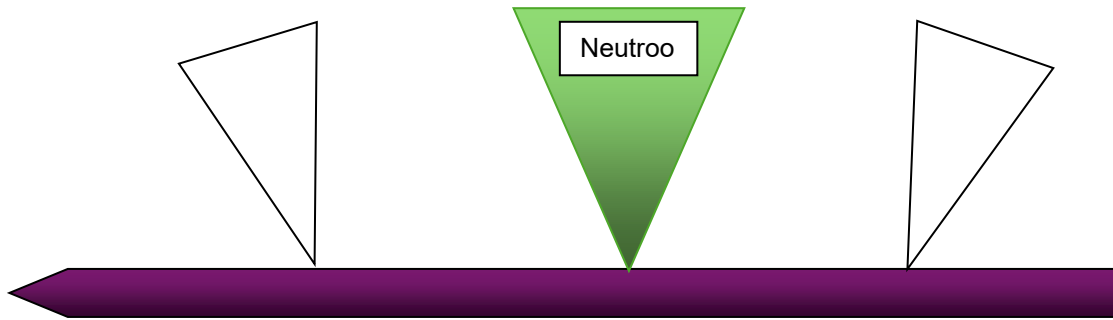
Angulo de corte

Este ángulo se refiere a la inclinación de las espiras helicoidales que conforman la parte activa de la lima. Determina la dirección y eficiencia del flujo del debris.

El ángulo de corte puede ser de Corte Negativo que produce una acción de raspado dando una sensación más suave y es de $20-30^\circ$ y de Corte positivo que una acción de corte más eficientes y requiere menos fuerza para agrandar el conducto, que va de 30 a 40° .

En los instrumentos convencionales el ángulo de corte es neutro o ligeramente negativo, ángulos que van de 25 a 35° , donde se equilibra la eficacia y seguridad.

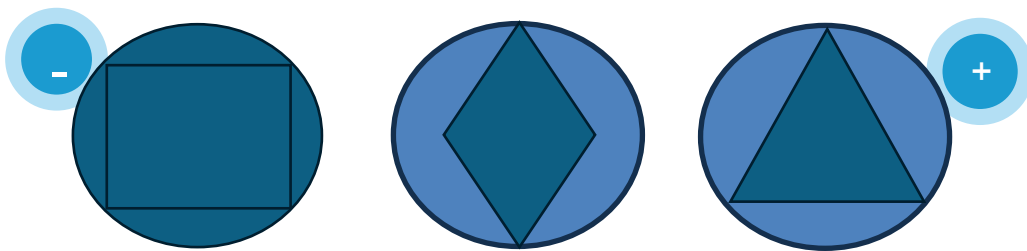
Figura 3.9



Punta

La punta tiene dos funciones principales: guiar la lima dentro del conducto y ayudar a que la lima penetre más profundamente en el canal. Cada instrumento tiene una forma característica

Figura 3.10



La función de la punta activa es:

- Ampliar el conducto.
- Guiar la lima a través del conducto.
- El ángulo de la punta del instrumento es de 75° , con una tolerancia de $\pm 15^\circ$.

Las características específicas del diseño de la punta, el ángulo de la punta, la longitud de la punta, la sección transversal y la geometría de punta, afecta significativamente la eficiencia de corte.

Bibliografía

- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new NiTi wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35:1589-93.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for clinical failure of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2004;30:234-7.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of NiTi rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005;31:40-3.
- American Association of Endodontists (AAE). AAE Endodontic Competency Examination Guide. Chicago: AAE; 2018.
- Beer R, Baumann M, Kim S. Atlas de Endodoncia. Barcelona: Masson; 2002.
- Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's pathways of the pulp. 12th ed. St. Louis: Elsevier; 2021. Digital version.
- Bishop K, Dummer PMH. A comparison of stainless steel Flexofiles and NiTiFlex during the shaping of simulated canals. *Int Endod J.* 1997;30:25-34.
- Bonetti-Filho I, Esberard R, Leonardo RT, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre- and post-instrumentation. *J Endod.* 1998;24:461-3.
- Booth J, Scheetz J, Lemons J, Eleazer P. A comparison of torque required to fracture different NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2003;29:55-7.
- Buchanan LS. The standardized endodontic glide path. *J Endod.* 2000;26(10):577-80.
- Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2017.
- Domingo D. Geometría de corte y eficiencia de las limas de níquel-titanio completamente giratorias. *Endodoncia.* 2003;12:.
- European Society of Endodontology (ESE). Guidelines for Endodontic Instrumentation. Brussels: ESE; 2020.
- Glosson CR, Haller RH, Dove B, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using manual Ni-Ti and engine-driven Ni-Ti instruments. *J Endod.* 1995;21:146-51.
- Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's pathways of the pulp. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2016.
- International Association for Dental Research (IADR). Endodontic Instrument Standardization. Alexandria: IADR; 2019.
- Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr, Vieira VB. Instrumentos Endodónticos. In: *Endodoncia.* 4th ed. São Paulo: Elsevier; 2015. Chapter 10.
- Lopreite GH, Basilaki JM. Claves de la Endodoncia Mecanizada: Conceptos, recursos y conductas clínicas. 1a ed. Buenos Aires: Grupo Guía S.A.; 2015.
- Mistry K, Sanghvi Z. Características de diseño de los instrumentos rotatorios en endodoncia. *J Ahmedabad Dent Coll Hosp.* 2011;2:.
- Peters OA, Peters CI, Basrani B. Limpieza del sistema de conductos radiculares. In: *Cohen's Pathways of the Pulp.* 12th ed. St. Louis: Elsevier; 2021. Chapter 8. Digital version.

- Peters OA, Peters CI. Contemporary endodontic instrumentation: A review. J Endod. 2018;44(9):1385-95.
- Roig Cayon M, Basilio Monne J, Canalda Sahli C. Instrumentación de conductos radiculares. Avances en Odontología. 1991;7:49-57.
- Torabinejad M, Walton RE. Endodontics: Principles and practice. 5th ed. St. Louis: Elsevier; 2019.
- Walton RE, Torabinejad M. Principles and practice of endodontics. Philadelphia: WB Saunders; 2000.

CAPÍTULO 4

Instrumental manual descripción, características físicas y mecánicas

Meiji Daniela y Peralta Yanina

La endodoncia es una disciplina de la odontología dedicada al diagnóstico, tratamiento y prevención de las enfermedades que afectan a la pulpa y a los tejidos periapicales.

En este campo, el éxito de los procedimientos endodónticos depende del diagnóstico de la pieza dentaria a tratar y del uso adecuado del instrumental manual y rotatorio, diseñados para la preparación de los conductos radiculares. Y de esta manera conseguir cumplir con objetivos mecánicos y biológicos.

Objetivo mecánico: es la modificación de su morfología respetando al máximo la anatomía interna original, de manera que los conductos adquieran una forma progresivamente cónica desde el orificio de entrada, a la altura de la cámara pulpar, hasta el ápice, manteniendo la posición y el diámetro de la construcción y del orificio apical, manteniendo su permeabilidad.

Objetivo biológico: logrando lo anterior, obtenemos el objetivo biológico, la limpieza del contenido del sistema de conductos, eliminando todos los irritantes potenciales (tejido pulpar, bacterias, componentes antigénicos y restos hísticos necróticos) evitando impulsar ese contenido más allá de la constricción apical.

A lo largo de la historia la endodoncia ha evolucionado significativamente, incorporando nuevas tecnologías y técnicas que han mejorado los resultados clínicos y la comodidad del paciente.

En un principio las limas eran construidas en de acero de carbono, donde su única característica en común era el aumento gradual del diámetro, la secuencia del mismo y la longitud variaba de acuerdo al fabricante.

La anatomía de los sistemas de conductos radiculares obligo a la evolución en la fabricación de los instrumentos, desde el material a utilizar (acero de carbono, acero inoxidable y níquel titanio) hasta la creación de diversas técnicas manuales para utilizarlos, y la variación en su diseño, adaptándolo a las curvaturas radiculares, para buscar mayor flexibilidad.

Los instrumentos endodónticos utilizados en la preparación quirúrgica de los conductos deben:

- Ser flexibles.
- Tener buena capacidad de corte.
- No producir desgastes que originen deformaciones en los conductos No perforar por sus puntas.
- No empacarse en los conductos.

- Retirar rápidamente productos de su desgaste.
- Ser fabricados a partir de un material resistente para el trabajo que realizan No fracturarse ni deformarse previamente.
- Ser durables.

De acuerdo a como sea su fabricación pueden ser fabricadas por:

- TORSIÓN.
- TORNEADO O MAQUINADO.

De acuerdo con las normas ISO se clasifican en 5 tipos en función del filo, la conicidad y el tamaño de la punta.

Tipo 1: Instrumento estandarizado con conicidad 2%. Están representados por los escariadores, las limas K, limas K flexibles, Limas Hedstrom. Estándar-sized instruments (taper 2%),

Tipo 2: Instrumento con conicidad continua diferente de 2%. taper-sized instruments (taper other than 2%).

Tipo 3: Instrumento con forma continua (corte arco). shaped-size instruments (arc shape).

Tipo 4: Instrumentos sin conicidad (conicidad cero). non-taper-size instruments (zero taper).

Tipo 5: Instrumento con conicidades múltiples (más de una conicidad. non-uniform taper-size instruments).

TIPO 1

- Escariadores.
- limas K.
- limas H.
- escofinas y tiranervios (Instrumentales más antiguos).

Escariadores

Son los instrumentos más antiguos para cortar dentina. Introducidos por 1915 por la Kerr Manufacturing Co. Son piramidales, de sección transversal triangular (en el mango del instrumento está identificado por un triángulo).

Las espiras se encuentran cada 0,5 mm a 1 mm a lo largo de la parte activa con un ángulo helicoidal de entre 10 grados y 30 grados.

Su diseño le permite cortar la dentina por rotación. Construidas en acero inoxidable, tienen poca flexibilidad en calibres más grandes.

Su incapacidad de corte por tracción impide su uso en conductos que no son circulares. El espacio entre las espiras permite eliminar material por descombro.

Figura 4.1
Escariadores



Tabla 4.1
Numero de espiras de los escariadores

Calibres	flexibilidad	Convencional
15	16-19	18+-3
20	16-19	16+-3
25	16-19	16
30	16-19	16
35	16-19	16
40	16-19	16

Limas K

En 1915, Kerr Manufacturing Co. Presenta el primer diseño de lima K (*K- Type* o ***K-files*** en inglés), y desde allí obtuvo la patente de todos los instrumentos K. Además de ser la evolución de los escariadores son uno de los instrumentos más antiguos vigentes en el día de hoy.

Se fábrica de acuerdo con las especificaciones n° 28 de la ANSI/ADA y la referencia n°3.060/1 de la ISO/FDI.

Se construyeron a través de vástagos metálicos de sección cuadrangular por torneado en sentido antihorario para conseguir bordes cortantes helicoidales de 45 grados.

Con el tiempo han ido variando de sección cuadrangular en triangular y romboidal, dando lugar a limas K Flexofile, K Flex, Flex R Y Niti Flex.

Los de sección cuadrada son más rígidos y produce menor descombro, los triangulares son más flexibles y permiten mayor descombro.

La secuencia de espiras es más estrecha que los ensanchadores, y se producen por torsión en el sentido de las agujas del reloj a partir de un alambre piramidal con una conicidad estandarizado del 2%.

Son Instrumentos fabricados por torsión, con una torsión de un cuarto a media espira por mm de longitud, se genera un instrumento de 1,97 a 0.88 estrías cortantes por milímetro en su parte activa.

El ángulo helicoidal es de 25% a 40%, corta las paredes del conducto mediante movimiento rotatorio o tracción, debido a su menor profundidad de su relación acanaladura/estría, se traba menos en la dentina con las rotaciones.

Tienen un valor de deflexión angular mayor que los escariadores, lo que reduce su fractura por torsión.

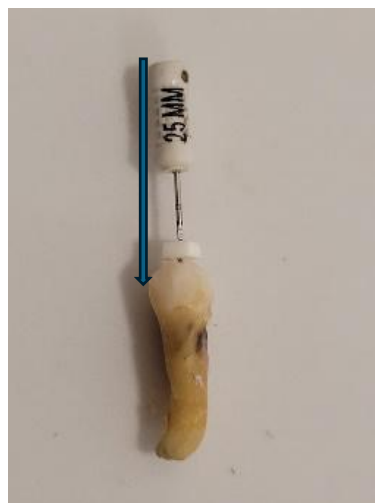
Se utilizan de diversas formas:

- explorar el conducto sin modificar su forma.
- Conformación.
- Conductimetría.
- Cateterismo.
- Extirpación Pulpar.
- Transportar Pasta O Selladores.
- Desobturación.
- Remoción De Elementos Extraños.

Su forma de trabajo dentro del conducto está dada por:

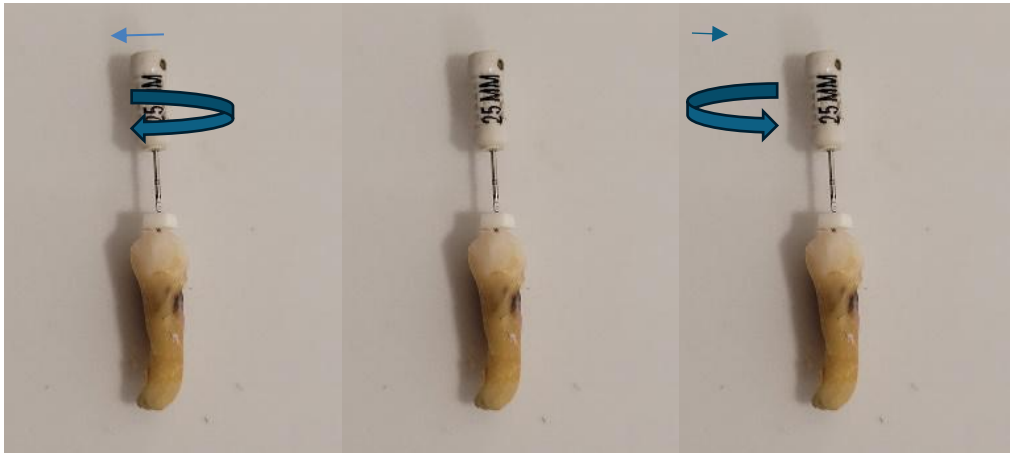
- Impulsión (Hacia el interior de conducto)

Figura 4.2



- Rotación, (Un cuarto en sentido horario, vuelvo y un cuarto antihorario).

Figura 4.3



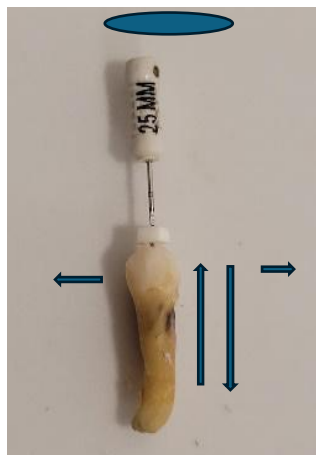
- Tracción. (Hacia afuera del conducto)

Figura 4.4



- Limado circunferencial. (contra todas las paredes del conducto).

Figura 4.5



Se presenta del calibre: 06 a 140. Disponibilidad de longitud de 21, 25 y 31 mm.

Partes constitutivas:

- Punta.
- Parte activa.
- Vástago.
- Mango: el color del mango, el número o la letra y el símbolo nos permite identificar el tipo de instrumental.

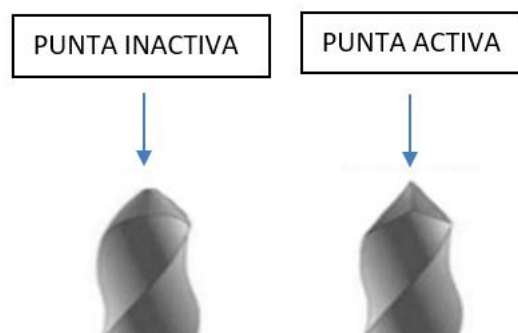
Parte activa:

- Espira (Flute) espacio la eliminación de los residuos endodónticos durante la instrumentación.

Filos (*cutting Edges*)**Angulo de Corte**

Punta activa: el extremo apical de las limas K presentaba bordes cortantes, lo que ocasionaba deformaciones indeseables en la zona final de los conductos curvos cuando se giraban. En 1985, Roane y Cols.17 propusieron la eliminación de los bordes cortantes de la punta de los instrumentos, suavizando el ángulo de transición entre aquellas y el segmento cortante, los denominados de punta bicónica.

Punta: es la guía la lima a través del conducto y lo amplia. El ángulo de la punta del instrumento debe ser 75 grados $\pm$ 15 grados. Es el extremo de la pirámide que, según su morfología, determina el tipo de sección. El ángulo de transición entre la punta y la primera espira determina el grado de agresividad del movimiento de penetración. Al suavizar este ángulo los nuevos instrumentos han incorporado diseños de puntas no agresivas, en busca de transformarlas en guías de penetración. Esta búsqueda tiene la intención de emplear la punta sobre la pared externa de las curvaturas sin producir desgastes iatrogénicos durante el procedimiento de preparación quirúrgica.

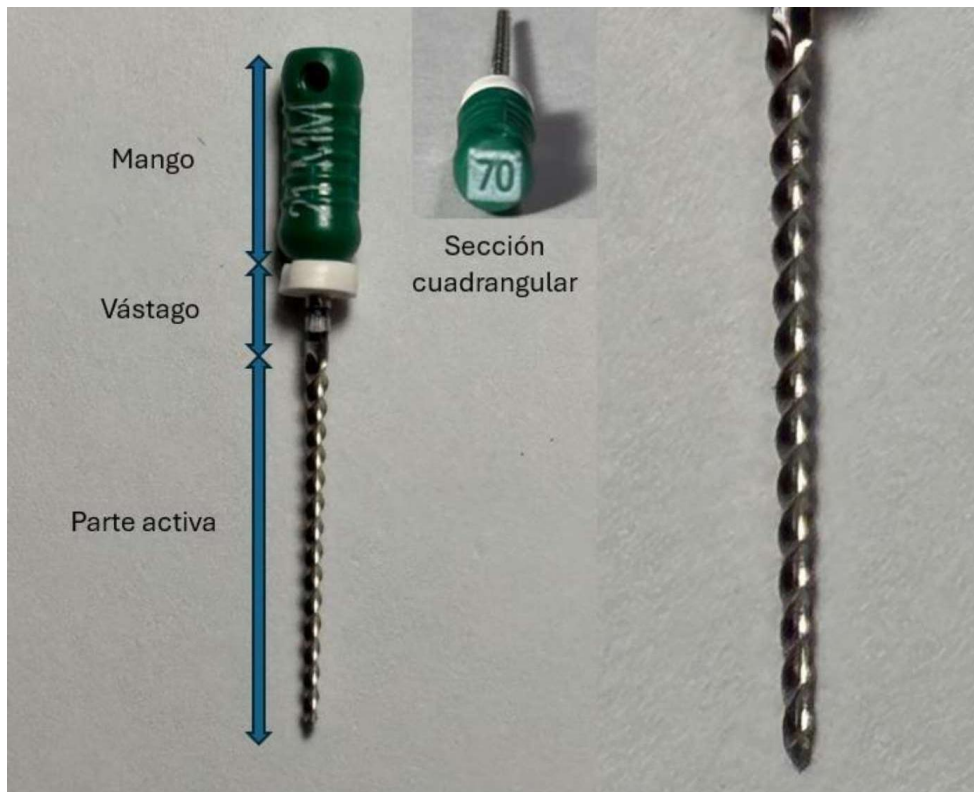
Figura 4.6

Parte activa: conicidad (taper). Es el aumento constante y proporcional del calibre a lo largo del instrumento.

Vástago: fragmento de alambre liso que vincula la parte activa con el mango, su longitud es variable y determina el largo del instrumento.

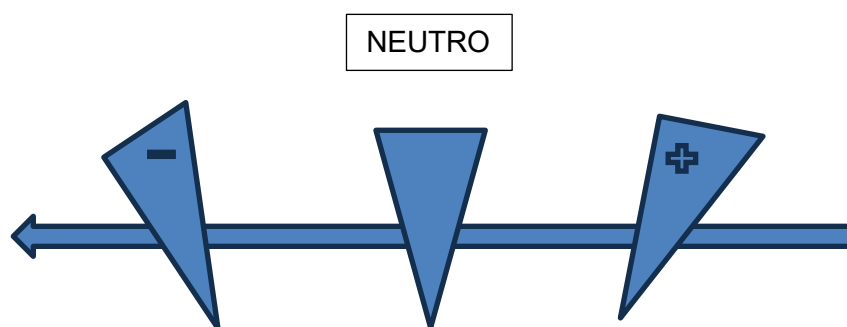
Mango.

Figura 4.7
Lima K y parte activa



Angulo de corte:

- Depende del modo en que los puntos de contacto de la sección incidan en la pared dentinaria.
- Este modo determina un ángulo de ataque o corte en la dirección de avance, y otro de despeje o escape en dirección opuesta.
- La relación entre estos dos ángulos condiciona la efectividad y la agresividad del instrumento.
- Repetitividad de espiras: la cantidad de espiras por unidad de longitud. Es independiente de la sección. Se determina con el torneado.

Figura 4.8

Angulo de corte: utilizan un movimiento lineal, tienen ángulo de corte ligeramente negativo de 40 grado.

Profundidad de la acanaladura de las limas K.

Tabla 4.2

Calibres	Profundidad de acanaladura
15	0,125 mm
20	0,197 mm
25	0,236 mm
30	0,305 mm
35	0,347 mm
40	0,338 mm

Angulo de corte:

Depende del modo en que los puntos de contacto de la sección incidan en la pared dentinaria.

Este modo determina un ángulo de ataque o corte en la dirección de avance, y otro de despeje o escape en la dirección opuesta.

La relación entre estos dos ángulos condiciona la efectividad y la agresividad del instrumento.

Se determina midiendo el ángulo formado por el borde cortante y la pared dentinaria.

Indica la capacidad de corte de la lima.

En los instrumentos convencionales el ángulo de corte es neutro o ligeramente negativo.

- Ángulo de corte negativo: produce una acción de raspado dando una sensación más suave. Ejerce su acción en el mismo sentido en que se aplica la fuerza
- Ángulo de corte positivo: produce acción de corte más eficiente y requiere menos fuerza para agrandar el conducto. El borde se dispone sobre la superficie que se va a acortar en sentido opuesto de la fuerza ejercida
- Ángulo neutro: el borde cortante es perpendicular a la superficie que se va a cortar.

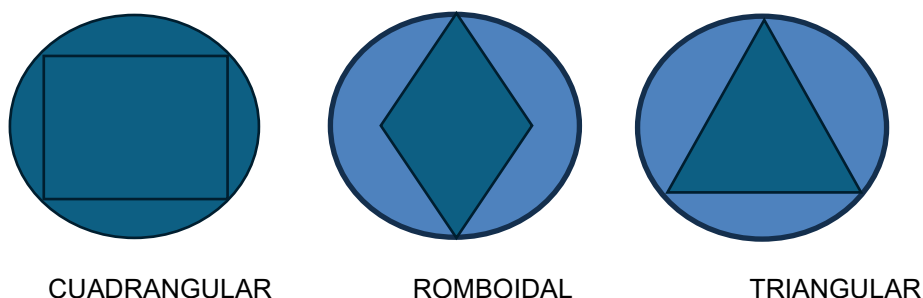
SECCION TRANSVERSAL

Parte activa:

Representa un corte perpendicular al eje largo.

Se relaciona con la cantidad de masa relativa del instrumento por unidad de longitud
De ella depende la flexibilidad, la agresividad de corte y la capacidad de descombro.

Figura 4.9



El dibujo muestra la cantidad de puntos que toca el instrumento mediante su empleo y la relación de estos con las áreas de escape del descombro de dentina.

Cuando los bordes se clavan en la dentina, se genera una fuerza contra ella, la dentina opone una fuerza similar. De la interacción entre ambas fuerzas depende la dentina cortada.

Si una lima es muy rígida, tendrá mayor capacidad de corte; pero en el interior de conductos muy curvos puede producir deformaciones excesivas. Si es demasiado flexible, no ejercerá suficiente fuerza contra las paredes dentinarias, se doblará y se cortará de a poco.

La sección depende de la flexibilidad (relacionada con la cantidad de masa por unidad de longitud), la agresividad de corte y la capacidad de descombro.

Tabla 4.3

Tipos de Limas K

Tipo de Limas	Sección	Material	Punta	Fabricación
Limas K	Cuadrangular	Acero inoxidable	Activa	Torsionado
Lima Flexofile	Triangular	Acero inoxidable	Batt (punta inactiva)	Torsionado
Lima K-Flex	Romboidal	Acero inoxidable	Activa	Torneada
Lima Flex-R	Triangular	Acero inoxidable	Roane (punta inactiva)	Torneada
Lima Nitiflex	Variable a lo largo del instrumento	Níquel-titanio	No cortante	Torneado

Materiales de construcción

La mayoría de los instrumentos se fabrican con aleaciones de acero inoxidable, de mejores propiedades físicas que las de acero al carbono (ductilidad y resistencia a la corrosión).

Actualmente hay fabricadas con aleaciones de níquel-titanio. Que es una mezcla intermetálica equiatómica (aleación de diferentes elementos), cuya mezcla se compone de níquel 55% y titanio en proporción de 45%. Si hay alguna variación de transición de fase, generando que sus características de superplasticidad y control de memoria de forma, también se vean afectadas, siendo estas características las más relevantes en la aplicación médico-odontológicas, la obtención de una aleación de níquel titanio se realiza por medio de fusión.

Limas k flexible

Luego de la creación de las convencionales, se buscó mejorar el diseño y la metalografía para lograr mayor flexibilidad sin alterar las propiedades.

La sección transversal triangular o romboidal de mayor flexibilidad, debido a que se redujo su masa alrededor de un 37%, respecto de las cuadrangulares y con un núcleo metálico geométricamente menor de un 30%.

Se incorporó puntas no agresivas, para suavizar los ángulos de corte (más agudo) entre ellas y la primera espira, transformándolas en guías de penetración inactivas. El objetivo de esto fue que el instrumento no se trabe en las paredes dentinarias externas de las curvaturas, originando por ejemplo escalones difíciles de solucionar.

Estas limas tienen menor proporción de molibdeno y mayor cantidad de níquel, esto aumenta la flexibilidad, la elasticidad, la memoria de forma, pero disminuye el corte y su vida útil.

Son limas que se fabrican por torneado. El ángulo helicoidal es variable más cerca de la punta va desde los 23 grados a los 30 grados, la parte final de 45 grados a 50 grados.

Se presenta del calibre 08 a 80.

Disponible de Longitud de 21, 25 y 31 mm.

Tabla 4.4

Comparación entre la cantidad de espiras de las limas K convencionales y ccflexibles

Calibres	flexibilidad	Convencional
15	29-32	32+-3
20	29-32	32+-3
25	29-32	32+-3
30	29-32	32+-3
35	29-32	24+-3
40	29-32	24+-3

Limas c+ Pilot

Son limas diseñadas para conductos radiculares de difícil acceso son delgadas, estables para conductos calcificados ya que poseen una punta piramidal activa y una sección transversal cuadrangular.

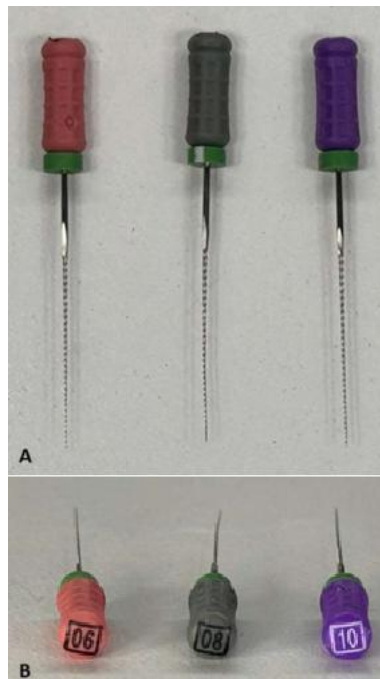
Indicadas para la exploración del conducto radicular, también llamada de patencia. Su función es fundamental para mantener permeable la constricción apical del conducto radicular. se utiliza para penetrar pasivamente a través de la constricción apical sin ampliarla, asegurando que la porción apical del conducto se mantenga libre de debris mediante la recapitulación con una lima delgada que atraviesa el foramen apical. Este proceso es crucial para asegurarse de que el conducto es previsiblemente negociable y para minimizar el efecto de atornillamiento o enganchamiento al utilizar instrumentos rotatorios, reduciendo el riesgo de fracaso torsional. Fabricados por desgaste, conicidad de 0.04 a 0.05 en los primeros 4 mm y conicidad de 0.01 en la porción restante.

Tiene mayor resistencia a la deformación que las limas K Se presenta del calibre: 0.6, 0.8 y 0.10.

Disponible de longitud: 18mm, 21 mm y 25 mm.

Figura 4.10

A. Limas C+ 06,08 y 0.10; B. Sección cuadrangular



Limas hedström

Estas limas se obtienen por torneado, siguiendo la especificación n° 58 de la ANSI/ADA y la referencia n° 3630 de la ISO/FDI. Son construidas por desgaste a partir de hilos de acero de

sección circular, caracterizando un proceso monofásico. Parte activa helicoidal, de un vástago cónico de sección circular al que se le labra una sola espira. El resultante es la formación de conos superpuestos por sus bases en la parte activa.

Poseen un ángulo helicoidal de 60 grados a 65 grados, le confiere un muy buen corte por tracción contra las paredes del conducto.

Su punta es cónica, lisa y no tiene actividad cortante.

Se presenta del calibre 08 al 140.

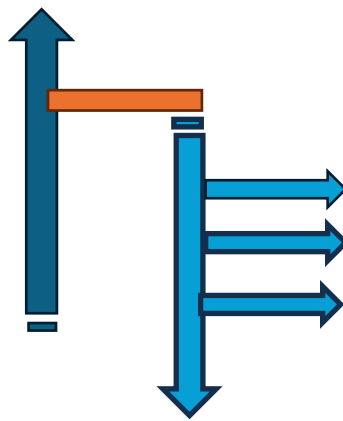
Disponibilidad de longitud de 21, 25, y 31 mm Trabaja por TRACCIÓN:

-corte de las paredes arrastrando grandes cantidades de tejido.

-solamente trabaja en el tercio cervical y medio del conducto por el peligro de enclavamiento en la pared de la dentina y posterior fractura se limita a esa zona.

Figura 4.11

Movimiento de la lima en el interior del conducto. Azul introducción de la lima, rojo desplazamiento lateral contra pared dentinaria y violeta retiro ejerciendo presión



Se utilizan para:

- maniobras de pulpectomía,
- eliminar elementos del interior de conducto,
- desobturar,
- ensanchar la porción cervical,
- regularización de las paredes del conducto radicular.

Figura 4.12
Lima H y parte activa

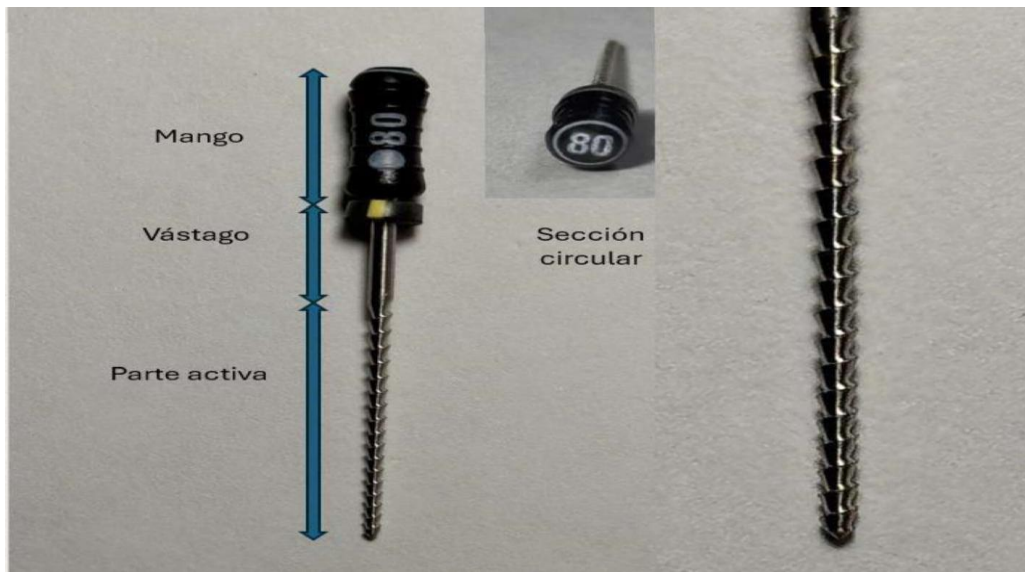


Tabla 4.5

Comparación de los distintos instrumentos mencionados

Instrumento	Ángulo de Corte por Sección	Ángulo Helicoidal	ISO	Promedio del Ángulo Helicoidal (Presentaciones Comerciales)	Diferencia Porcentual
Escariadores	60°	25°	19°	24%	Menor flexibilidad debido a menor número de estrías.
Limas K	90°	45°	31°	31%	Alta rigidez, sección cuadrangular, torsionadas.
Limas H	75°	60°	45°	15%	Gran capacidad de corte, sección helicoidal.

Escofinas y tiranervios

Son instrumentales antiguos y actualmente poco usados, Fabricados según las especificaciones n° 63 de la INSI/ADA y la referencia n° 3630 de la ISO/FDI.

Los tiranervios son también llamado pulpótomo, son astas metálicas cónicas, con un mango plástico colorido (según el calibre) y que se caracteriza por presentar en su parte activa, barbas

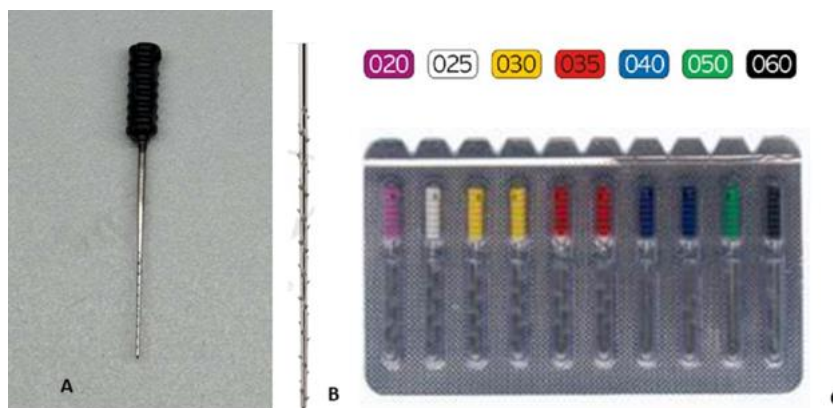
que salen de su misma asta de un tamaño correspondiente a la mitad del diámetro del núcleo del instrumento, no estando dispuesta de forma rígidamente fija. Estas barbas forman un ángulo agudo con el eje longitudinal; con relación al extremo, presenta cierta resiliencia y si son utilizadas de forma adecuada no sufren fracturas.

Presenta sección estrellada. La longitud de la parte activa es de 10,5 mm con un grado de tolerancia de 1,5 mm más o menos. Contiene mínimamente 36 barbas y su longitud total debe ser de como mínimo 20 mm.

Este instrumento trabaja con movimientos de rotación, debiéndose tener cuidado en no ejercer presión contra las paredes, indicados para remoción de la pulpa en conductos amplios y rectos con rizo génesis completa, útiles para remoción de torundas de algodón y otros materiales sueltos en el interior del conducto. Su uso en conductos atrésicos está contraindicado ya que se clavan en las paredes dentinarias ya que las rebarbas se clavan. Se utiliza en casos especiales ya que pueden lesionar el tejido periodontal.

Figura 4.13

A. Tiranervios; B. Parte activa; C. Blister y calibres



Las escofina o limas cola de ratón se elaboran a partir de un vástago metálico cilíndrico de acero blando y fino con muescas a lo largo del mismo poco profundas, perpendiculares al eje del vástago y los salientes con la misma disposición; luego se levanta el borde de cada incisión para crear un saliente contante. Las escofinas han caído en desuso.

Figura 4.14

A. Escofina; B. Parte activa



Bibliografía

- American Association of Endodontists (AAE). AAE Endodontic Competency Examination Guide. 2018.
- Canalda Sahili C. Endodoncia. Técnica clínica y base científica. 3ª ed. Barcelona: El Sevier Mas-son; 2014. p. 157-163.
- European Society of Endodontology (ESE). Guidelines for Endodontic Instrumentation. 2020.
- International Association for Dental Research (IADR). Endodontic Instrument Standardization. 2019.
- Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr, Vieira VB. Instrumentos endodónticos. En: Lopes HP, Siqueira JF Jr, eds. Endodoncia. 4ª ed. Barcelona: Elsevier; 2015. cap. 10.
- Lopreite GH, Basilaki JM. Claves de la endodoncia mecanizada. Conceptos, recursos y conduc-tas clínicas. 1ª ed. Buenos Aires: Grupo Guía S.A.; 2016. p. 58-64.
- Lopreite GH, Basilaki JM. Endodoncia: criterios técnicos y terapéuticos. 1ª ed. Buenos Aires: Grupo Guía S.A.; 2016. p. 63-69.
- Machado MEL. Endodoncia: de la biología a la técnica. Caracas: Editorial AMOLCA; 2009. Cap. 8, p.117-128.
- Peters OA, Peters CI. Contemporary endodontic instrumentation: A review. J Endod. 2018; 44(9):1385-1395.
- Roig Cayon M, Basilio Monne J, Canalda Sahli C. Instrumentación de conductos radiculares. Revisión de la última década. Av Odontol. 1991;7:49-57.
- Soares G, Goldberg M. Endodoncia: técnica y fundamentos. 2ª ed. Buenos Aires: Médica Pan-americana; 2012. Cap. 6, p.65-75.
- Zinelis S, Magnissalis EA, Margelos J, Lambrianidis T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. J Endod. 2002; 28(5):430-432.

CAPÍTULO 5

Metalurgia y cinemática en endodoncia

Gándara Martín y Santangelo Georgina

Los avances tecnológicos en el campo de la endodoncia han transformado radicalmente la forma de instrumentar los conductos radiculares. El desarrollo de aleaciones de níquel-titanio (NiTi), junto con nuevas estrategias de diseño geométrico y cinemático, ha permitido que los instrumentos rotatorios actuales ofrezcan propiedades como superelasticidad, flexibilidad extrema, y resistencia a la deformación plástica y a la fractura. Estas cualidades han mejorado la eficacia, seguridad y predictibilidad de los tratamientos.

Sin embargo, uno de los principales desafíos que persiste en la práctica clínica es la fractura inesperada de los instrumentos rotatorios, que puede deberse a mecanismos de torsión (cuando el instrumento se traba, pero sigue girando) o flexión repetitiva (cuando rota en zonas curvadas). Estas fracturas pueden comprometer el resultado del tratamiento, especialmente si el fragmento queda retenido en el tercio apical. Por este motivo, resulta fundamental conocer a fondo la composición metalúrgica de los instrumentos, el tipo de movimiento que emplean, y las condiciones clínicas que pueden favorecer o prevenir su fractura.

Este capítulo se propone analizar en profundidad los aspectos metalúrgicos y cinemáticos de los instrumentos endodónticos de NiTi, describiendo los fundamentos que les otorgan su comportamiento mecánico, los modos de movimiento utilizados (rotación continua, reciprocante), los mecanismos de fractura, y las estrategias para reducir su incidencia. Además, se comparan los principales sistemas rotatorios modernos desde una perspectiva clínica, metalúrgica y funcional.

En el campo de la endodoncia moderna, la eficacia y seguridad de los tratamientos dependen en gran medida de la calidad y comportamiento de los instrumentos empleados. La metalografía y la cinemática representan dos pilares fundamentales para comprender cómo estos dispositivos interactúan con el tejido dentario, resistiendo las tensiones mecánicas y manteniendo su integridad funcional a lo largo del tiempo.

La metalografía, rama de la ciencia de los materiales que estudia la estructura microscópica de los metales, permite analizar la composición, tratamientos térmicos, fases y defectos de las aleaciones utilizadas en instrumentación endodóntica. Estas características determinan propiedades clave como la elasticidad, la flexibilidad, la resistencia a la fractura o la capacidad de memoria de forma.

Por su parte, la cinemática en endodoncia se refiere al tipo de movimiento que los instrumentos realizan durante la preparación biomecánica del sistema de conductos radiculares. La elección entre movimientos rotatorios continuos o reciprocanes, así como los parámetros específicos de torque y velocidad, está directamente relacionada con la seguridad, eficiencia de corte y durabilidad del instrumento.

Fundamentos metalúrgicos de los instrumentos rotatorios NiTi

Los instrumentos rotatorios actuales en endodoncia se fabrican con aleaciones de níquel-titanio (NiTi), cuya principal ventaja frente al acero inoxidable radica en sus propiedades mecánicas avanzadas: superelasticidad, memoria de forma y alta flexibilidad. Estas características derivan de la capacidad del NiTi para cambiar entre distintas fases cristalinas en función de la temperatura o del esfuerzo mecánico aplicado.

Transiciones de fase: austenita y martensita

El comportamiento del NiTi depende de dos fases principales: austenita y martensita. La fase austenítica, estable a temperaturas más altas, es rígida y elástica, mientras que la martensita, que aparece al disminuir la temperatura o al aplicar tensiones mecánicas, es más blanda y dúctil. Cuando un instrumento en fase austenítica se flexiona, puede transformarse parcialmente en martensita, permitiendo una deformación considerable sin fracturarse. Al cesar el esfuerzo, el material revierte a su forma original: este fenómeno se conoce como superelasticidad.

En algunos sistemas, esta transformación es manipulada intencionadamente mediante tratamientos térmicos para modificar las temperaturas de cambio de fase, logrando limas con mayor proporción de martensita a temperatura corporal. Estos instrumentos son más flexibles, menos propensos a fracturarse y, en algunos casos, pueden pre-curvarse manualmente, lo que resulta útil en conductos muy curvos o estrechos. La aleación NiTi puede existir en tres formas cristalinas: austenita, martensita y una intermedia conocida como **fase R**. Las dos primeras son las más relevantes en la práctica clínica.

La **fase austenítica** presenta una estructura cúbica centrada en el cuerpo (B2), con propiedades elásticas que le confieren superelasticidad. Esta fase predomina a temperaturas mayores a los 35–40 °C (aproximadamente la temperatura corporal), otorgando al instrumento mayor rigidez y capacidad de recuperación.

La **fase martensítica**, en cambio, posee una estructura monoclinica más deformable y dúctil. Se activa a temperaturas menores o ante la aplicación de tensión mecánica, permitiendo que el instrumento se adapte mejor a curvaturas severas sin fracturarse. Esta fase se caracteriza por su memoria controlada, lo que permite precurvado manual del instrumento.

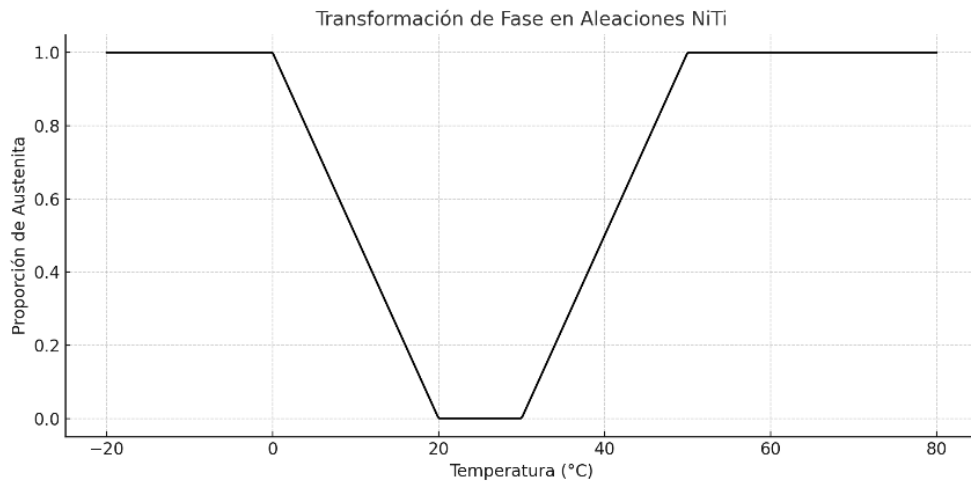
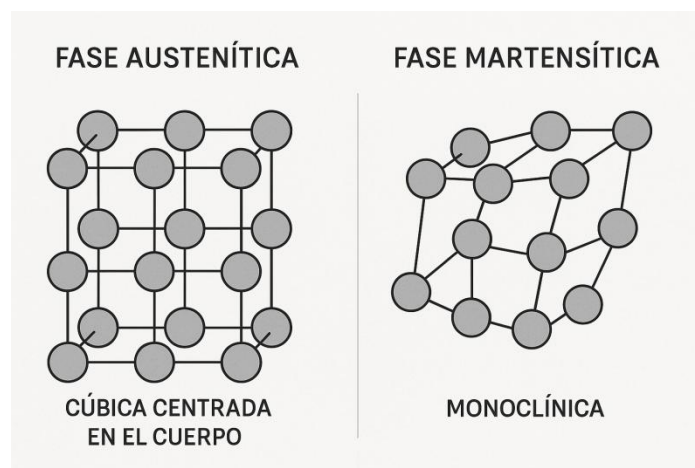
Figura 5.1*Transformación de fase en aleaciones NiTi en función de la temperatura*

Fig. 1.

El gráfico representa cómo varía la proporción de austenita según la temperatura. A bajas temperaturas, el material permanece en fase martensítica. Al aumentar la temperatura, comienza la transformación hacia austenita, completándose alrededor de los 50 °C. Esta curva ayuda a comprender cómo el comportamiento clínico de los instrumentos puede modificarse según el tratamiento térmico que hayan recibido.

Figura 5.2*Comparación esquemática entre las fases cristalinas del NiTi*

La fase austenítica presenta una estructura cúbica centrada en el cuerpo, característica de materiales rígidos y elásticos. La fase martensítica muestra una disposición monoclinica, asociada a mayor ductilidad y flexibilidad, ideal para adaptarse a curvaturas radiculares complejas.

Tratamientos térmicos y evolución de las aleaciones

Las primeras limas de NiTi eran superelásticas, con predominancia austenítica, pero su rigidez limitaba su uso en anatomías complejas. Para mejorar esta limitación, surgieron aleaciones con tratamientos térmicos específicos:

- M-Wire: desarrollado mediante calentamiento controlado del alambre de NiTi, mejora la resistencia a la fatiga cíclica. Fue utilizado en sistemas como ProTaper Next y Reciproc.
- CM Wire (Controlled Memory): presenta una predominancia martensítica, permitiendo gran flexibilidad y capacidad de recuperación de forma sin memoria inmediata. Estas limas pueden mantenerse curvadas y se usan en sistemas como HyFlex CM.
- Tratamientos térmicos "Blue" y "Gold": aplicados después del mecanizado, producen una capa de óxido visible que mejora la resistencia y flexibilidad. Sistemas como Reciproc Blue y WaveOne Gold utilizan estas tecnologías.

Cada tratamiento modifica las propiedades mecánicas del instrumento: mientras mayor sea la proporción de martensita, mayor será su adaptabilidad a la anatomía radicular, aunque puede disminuir su resistencia a la torsión. Por eso, los fabricantes buscan un equilibrio entre flexibilidad y resistencia según el uso clínico deseado.

Consideraciones metalográficas

Los instrumentos endodónticos están fabricados principalmente con dos tipos de materiales:

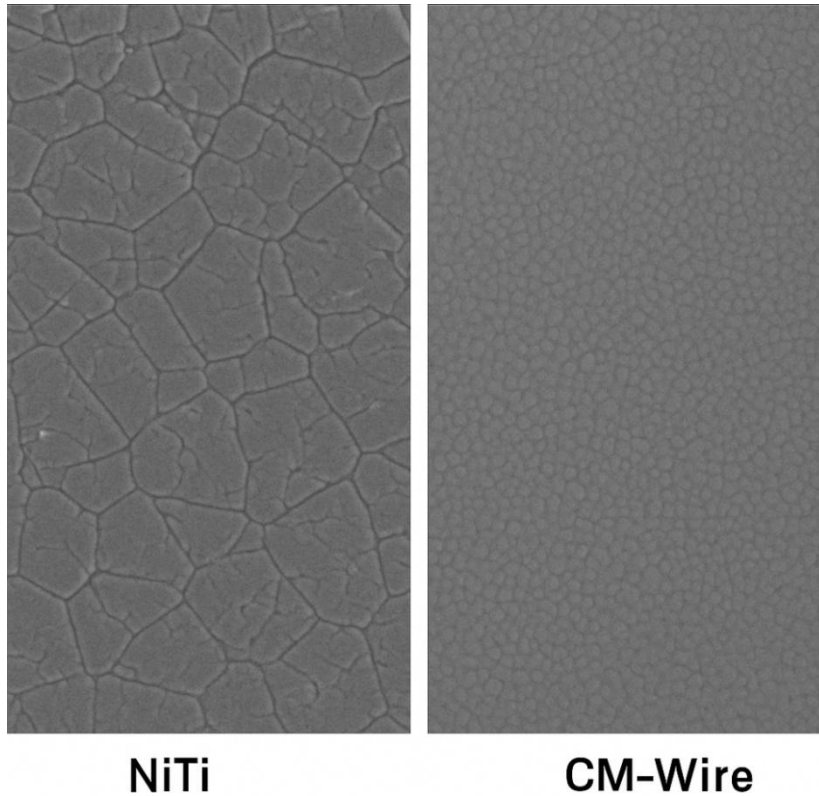
- Acero inoxidable AISI 303/304: utilizado tradicionalmente en limas manuales. Presenta alta resistencia a la corrosión, buena tenacidad, pero escasa flexibilidad.
- Aleaciones de níquel-titanio (NiTi): introducidas en los años 90, poseen superelasticidad y memoria de forma. Su estructura cristalina permite adaptarse a curvaturas radiculares complejas con menor riesgo de transporte del conducto.

Variaciones modernas del NiTi incluyen:

- M-Wire: procesado térmicamente para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica.
- CM-Wire (Controlled Memory): aleación tratada para reducir la memoria de forma y aumentar la adaptabilidad.
- Gold Wire y Blue Wire: sometidas a tratamientos térmicos superficiales que modifican las propiedades elásticas y aumentan la resistencia al desgaste.

Las propiedades metalográficas más relevantes incluyen la estructura cristalina, los granos y límites de grano, las inclusiones y porosidades, y los tratamientos térmicos. Estas determinan la resistencia mecánica y la seguridad clínica del instrumento.

Las técnicas de estudio habituales son la microscopía electrónica de barrido (SEM), la difracción de rayos X (XRD) y el análisis fractográfico.

Figura 5.3*Microestructura comparativa de aleaciones NiTi convencional y CM-Wire (SEM)*

Cinemática de los instrumentos rotatorios

El término *cinemática* se refiere al tipo de movimiento que realiza el instrumento dentro del conducto radicular. En endodoncia mecanizada, los movimientos aplicados a los instrumentos de NiTi tienen un impacto directo sobre su comportamiento, eficacia de corte, remoción de detritos, y riesgo de fractura.

Rotación continua

En este tipo de movimiento, el instrumento gira en sentido horario de forma constante, generalmente a velocidades entre 250 y 500 revoluciones por minuto (rpm), dependiendo del sistema y de las recomendaciones del fabricante. Es el movimiento tradicional y se utiliza en sistemas como ProTaper Universal o ProTaper Gold.

La rotación continua es eficiente para el corte y el avance del instrumento dentro del canal, pero también somete a las limas a un estrés constante, especialmente en curvaturas, favoreciendo el desarrollo de fatiga cíclica. Además, si el instrumento se traba, el torque puede aumentar y provocar una fractura torsional.

Movimiento reciprocante

Este tipo de movimiento alterna giros en sentido horario y antihorario con ángulos diferentes, 150° en sentido horario y 30° en sentido antihorario, resultado en 3 ciclos un movimiento completo de 360° de forma que el giro neto resulta en avance del instrumento. La principal ventaja de esta cinemática es que reduce la acumulación de tensiones en el instrumento, ya que el cambio de dirección actúa como una “liberación” periódica de esfuerzos.

Sistemas como WaveOne Gold o Reciproc Blue utilizan este movimiento. Se ha demostrado que el movimiento reciprocante mejora la resistencia a la fatiga cíclica y disminuye el riesgo de fractura en comparación con la rotación continua, especialmente en conductos curvos o difíciles.

Velocidad y torque

Cada instrumento está diseñado para trabajar con un torque y una velocidad específicos. La mayoría de los micromotores modernos permiten ajustar ambos parámetros. Si el instrumento se excede en torque —por presión manual o por encajamiento— puede activarse un sistema de auto-reversa que detiene o invierte el movimiento para prevenir la fractura.

El torque bajo favorece la seguridad, pero puede disminuir la capacidad de corte. Por eso, el balance entre velocidad, torque y presión manual es fundamental para instrumentar de forma efectiva sin comprometer la integridad del instrumento.

Diseño geométrico y su relación con la cinemática

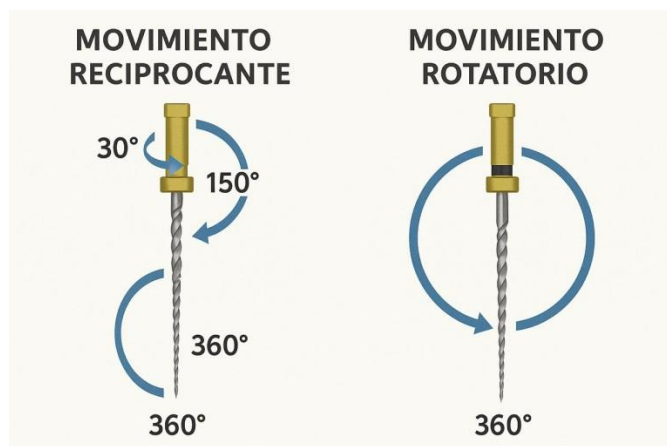
La geometría del instrumento (su sección transversal, el paso de las espiras, el tipo de punta) también influye en el comportamiento cinemático. Por ejemplo:

- Secciones triangulares o en S ofrecen mayor capacidad de corte.
- Pasos variables a lo largo del instrumento favorecen la evacuación de detritos.
- Puntas no activas disminuyen el riesgo de apicalización excesiva.

El diseño del instrumento (número y ángulo de espiras, conicidad, sección transversal) influye en su comportamiento cinemático y en la seguridad del procedimiento.

Figura 5.4

Representación esquemática de los movimientos reciprocante y rotatorio continuo



Mecanismos de fractura y prevención clínica

A pesar de los avances metalúrgicos y cinemáticos, la fractura de instrumentos rotatorios sigue siendo una de las principales complicaciones en endodoncia. Esta fractura puede ocurrir por dos mecanismos principales: fractura torsional y fractura por fatiga cíclica. Comprender ambos procesos permite adoptar medidas clínicas que reduzcan significativamente el riesgo

Fractura torsional

La fractura por torsión es un tipo de fallo mecánico que ocurre cuando la punta del instrumento rotatorio queda firmemente enclavada dentro del conducto radicular —ya sea por contacto con dentina calcificada, detritos compactados o irregularidades anatómicas—, mientras el resto del instrumento continúa girando por acción del motor. Esta situación genera una acumulación de esfuerzos torsionales que, al superar el límite elástico del material, conduce a una deformación plástica localizada seguida de fractura.

Desde el punto de vista metalúrgico, el comportamiento torsional de los instrumentos de NiTi está determinado por su sección transversal, el tipo de aleación y el tratamiento térmico aplicado. Instrumentos con mayor contenido de fase austenítica tienden a tener mayor rigidez y, por lo tanto, menor tolerancia a esfuerzos torsionales. En cambio, las aleaciones con predominancia martensítica pueden absorber más deformación antes de fallar, aunque su resistencia máxima a la torsión puede ser menor.

En general, la fractura torsional se caracteriza por:

- Una **ruptura súbita y localizada**, sin deformación visible previa.
- Una superficie de fractura con patrón radial o en espiral, visible bajo aumento, que evidencia el punto de rotura desde la periferia hacia el centro del instrumento.
- Asociarse a situaciones de enclavamiento estático, en las que el instrumento deja de avanzar, pero continúa girando, acumulando energía torsional.

Este tipo de fractura es clínicamente más frecuente en instrumentos de mayor calibre, utilizados en conductos sin un trayecto de deslizamiento claro, o en zonas con anatomía compleja y difícil irrigación.

Fractura por fatiga cíclica

La fractura por fatiga cíclica es un fenómeno acumulativo que ocurre como resultado de la flexión repetida del instrumento dentro de conductos curvos durante su rotación. En cada ciclo, la porción del instrumento que atraviesa la curvatura sufre tensiones alternantes: una cara se somete a tracción, mientras la opuesta lo hace a compresión. Estas tensiones, aplicadas de forma repetida en el mismo punto, generan microfisuras internas en la estructura metálica, que con el tiempo evolucionan hasta producir la fractura completa del instrumento.

A diferencia de la fractura torsional, este tipo de fallo no requiere enclavamiento previo ni presión excesiva, lo que lo convierte en un fenómeno silencioso y difícil de predecir clínicamente. La fractura por fatiga cíclica suele estar influida por:

- La magnitud de la curvatura (ángulo) y su radio: cuanto más aguda y cerrada sea la curvatura, mayor será la carga cíclica sobre el instrumento.
- El número de ciclos de rotación realizados en esa zona específica.
- Las propiedades metalúrgicas del instrumento: las limas con tratamiento térmico marten-sítico o híbrido (por ejemplo, CM-Wire, Blue o Gold) presentan mayor resistencia a la fatiga cíclica debido a su mayor flexibilidad y capacidad de disipar tensiones.

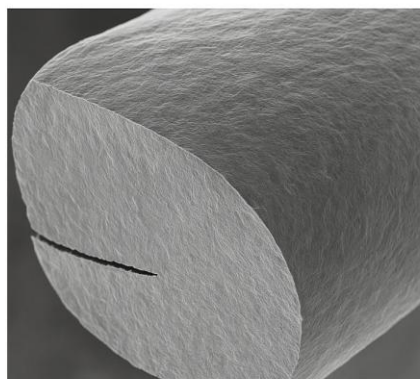
Microscópicamente, la superficie de fractura por fatiga muestra un patrón característico de líneas concéntricas alrededor de un núcleo central, lo que refleja el avance gradual de la grieta desde la periferia hacia el centro del instrumento.

Figura 5.5

Tipos de fractura en instrumentos rotatorios de NiTi observados por microscopía electrónica de barrido (SEM)



**FRACTURA POR
FATIGA CÍCLICA**



**FRACTURA
TORSIÓN**

A la izquierda, fractura por fatiga cíclica: se produce por la repetida flexión en conductos curvos, generando líneas concéntricas características. A la derecha, fractura por torsión: ocurre cuando la punta del instrumento se bloquea y el vástago continúa girando, originando una fractura con superficie plana y característica de corte súbito.

Estrategias de prevención

Para minimizar el riesgo de fractura, se recomiendan las siguientes prácticas clínicas:

- Establecer un glide path adecuado con limas manuales finas (#10 o #15) antes de introducir cualquier instrumento rotatorio.
- Usar los instrumentos según las indicaciones del fabricante, respetando torque, velocidad y secuencia de uso.
- Evitar ejercer presión apical excesiva. El instrumento debe avanzar con suavidad, sin forzarlo.
- Recapitular con limas manuales entre cada paso para mantener el canal libre de detritos.
- Utilizar abundante irrigación para remover residuos y enfriar el instrumento durante el uso.
- Inspeccionar visualmente las limas antes y después de cada uso, buscando signos de deformación, torsión o espiras desenrolladas.
- Limitar el número de usos por lima, especialmente en conductos curvos o casos complejos.
- Seleccionar la cinemática adecuada: en canales con curvaturas pronunciadas, el uso de instrumentos martensíticos y movimiento reciprocante puede aumentar significativamente la seguridad.

La correcta aplicación de estas estrategias clínicas no solo preserva la integridad de los instrumentos, sino que también mejora el pronóstico del tratamiento endodóntico al reducir eventos imprevistos.

Comparación entre sistemas actuales: ProTaper Gold, WaveOne Gold, Reciproc Blue y ProTaper Ultimate

En la actualidad, varios sistemas rotatorios y reciprocantes se destacan por su rendimiento clínico y diseño avanzado. Entre ellos, ProTaper Gold, WaveOne Gold, Reciproc Blue y ProTaper Ultimate representan soluciones ampliamente utilizadas, cada una con características particulares en cuanto a aleación, cinemática, diseño geométrico y seguridad.

ProTaper Gold

Es una evolución del sistema ProTaper Universal, que mantiene su secuencia de limas multiformato (SX, S1, S2, F1, F2, etc.), pero incorpora una aleación NiTi tratada térmicamente. Este tratamiento otorga una mayor flexibilidad respecto a su predecesor, permitiendo mejor adaptación a curvaturas sin comprometer la eficiencia de corte. Funciona en rotación continua y conserva una sección transversal triangular convexa, lo que le otorga buena capacidad de corte, pero también cierta agresividad. Es ideal para operadores con experiencia, y requiere un protocolo completo con múltiples limas. Su rendimiento mejora notablemente en conductos rectos o moderadamente curvos.

WaveOne Gold

Diseñado para trabajar en movimiento reciprocante, este sistema utiliza una aleación Gold con tratamiento térmico que proporciona alta resistencia a la fatiga cíclica y excelente flexibilidad, incluso en anatomías complejas. Su diseño se basa en una lima única (o dos, según el caso), con sección transversal en paralelogramo modificado, lo que reduce la fricción y mejora el control. Es especialmente útil en conductos curvos, y su protocolo simplificado favorece el uso clínico eficiente y seguro. Está indicado tanto para operadores expertos como para aquellos en formación, debido a su perfil conservador y buena adaptabilidad.

Reciproc Blue

Este sistema también emplea movimiento reciprocante, pero se diferencia por su aleación Blue tempering, que le confiere una notable flexibilidad sin perder resistencia torsional. La lima tiene una sección en “S” doble filo, lo que facilita la remoción de detritos y permite avanzar eficazmente en canales estrechos o calcificados. Al igual que WaveOne Gold, está pensado para uso con una sola lima, lo que reduce el tiempo clínico. Reciproc Blue ha demostrado tener una vida útil más prolongada frente a la fatiga cíclica que otros sistemas, siendo especialmente valorado en tratamientos de conductos complejos, con curvaturas cerradas o retratamientos.

ProTaper Ultimate

Es el sistema más moderno de la familia ProTaper, diseñado con una filosofía de preparación biológica y conservadora. Introduce una nueva secuencia lógica de limas (Slider, Shaper, Finisher), con una combinación de aleaciones avanzadas tratadas térmicamente y una cinemática de rotación continua controlada. Las limas Ultimate tienen una mayor adaptabilidad al canal radicular gracias a un diseño más flexible y centrado que el de ProTaper Gold, con una mejor evacuación de residuos y menor agresividad apical. Está pensado para preservar la anatomía original del conducto y facilitar la irrigación activa. Representa una evolución hacia la instrumentación mínimamente invasiva.

En conjunto, los cuatro sistemas ofrecen soluciones eficientes, pero deben ser seleccionados según el caso clínico y la experiencia del operador. WaveOne Gold y Reciproc Blue destacan en anatomías difíciles y para un abordaje simplificado, mientras que ProTaper Gold y Ultimate brindan más control secuencial y posibilidad de mayor conformación cuando se requiere.

Bibliografía

Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Influence of torque control on the fracture resistance of reciprocating endodontic instruments. J Endod. 2022;48(2):269–74.

- De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of NiTi instruments. *Clin Oral Investig.* 2021;25(3):1169–76.
- Kaval ME, Capar ID, Ertas H, Sen BH. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel–titanium rotary files with various alloy properties. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):296.
- Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, La Rosa GRM, Lo Giudice R. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod.* 2023;49(1):79–85.
- Peters OA, Arias A, Paqué F. A micro-computed tomographic assessment of root canal preparation with a novel single-file reciprocating system. *J Endod.* 2022;48(4):522–8.
- Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, De-Deus G. Fractographic analysis of fractured NiTi rotary instruments using SEM. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;113:104193.
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review of the current state of the art. *Int Endod J.* 2020;53(8):1222–46.

CAPÍTULO 6

Sistemas De Instrumentación Rotatorio Reciprocante y Continuo

María Eugenia Weisburd y María Nevillia Yunes

Desde el inicio de la endodoncia como especialidad de la odontología numerosos avances tecnológicos fueron sucediendo.

Como se comentó en capítulos anteriores los instrumentos manuales fueron evolucionando en su diseño, aleación y a partir de entonces se fue buscando idear algún instrumento que combinara la flexibilidad del níquel titanio con la capacidad de corte del acero inoxidable de los instrumentos manuales. Es así como aparecen los primeros instrumentos rotatorios de ni-ti en principio no tan flexibles hasta la gran variedad de aleaciones, diseños y características que nos ofrece el mercado hoy en día.

La introducción del NiTi para producir elementos para la instrumentación del conducto radicular produjo uno de los mayores avances en el campo de la endodoncia. Las mejoras en la metalurgia permitieron el desarrollo de instrumentos con diseños innovadores sobre todo en la punta y en los lados de corte que permitieron disminuir los errores iatrogénicos como desviaciones y perforaciones.

El objetivo de este capítulo es facilitar a los odontólogos una guía para conocer los fundamentos de la instrumentación mecanizada y poder seleccionar el sistema que mejor se adapte a sus necesidades clínicas.

Características de la aleación Níquel-Titanio

La aleación NiTi fue desarrollada en los Estados Unidos por William Buehler en 1963 y fue nombrada NiTiNOL por nickel (Ni), titanium (Ti) y Naval Ordnance Laboratory (NOL) ya que fue desarrollada en los laboratorios navales de EEUU. En odontología Andreasen y Morrow fueron los primeros en introducirla como aplicación en alambres de ortodoncia. En 1975 Civjan y col. Publicaron sugerencias para su uso en otras especialidades incluida la endodoncia.

Posee dos formas metalográficas: austenita y martensita.

La transformación martensítica es una transformación entre una fase de estructura cristalina de alta simetría denominada AUSTENITA y una fase de baja simetría denominada MARTENSITA. Para entender bien el proceso en esta transformación los átomos se mueven sin alterar su composición química y se genera un nuevo tipo de estructura cristalina. La austenita es estable a

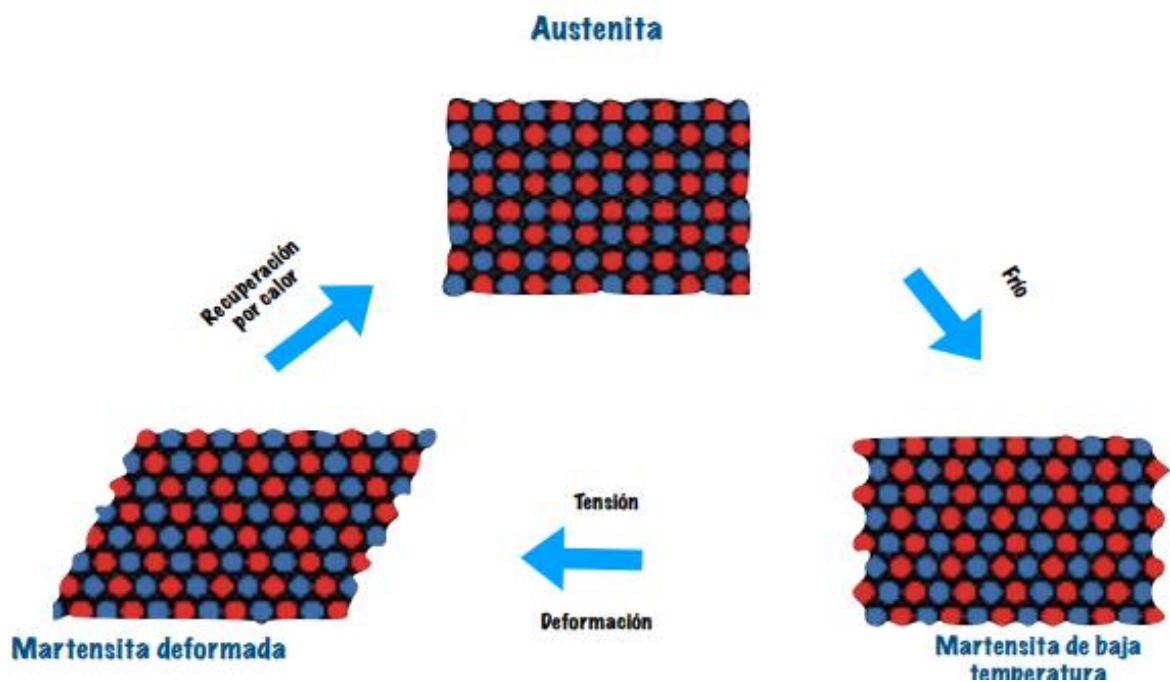
altas temperaturas y bajos valores de tensión y la martensita es estable a bajas temperaturas y altos valores de tensión.

La transformación de austenita en martensita altera la microestructura cristalina e influencia en forma directa las propiedades mecánicas de la aleación.

Martensita, la fase de baja temperatura, es relativamente dúctil y maleable; la aleación puede ser fácilmente deformada y poseer el efecto de memoria de forma. La austenita, la fase de alta temperatura, es rígida, dura y posee superelasticidad. La fase en la que se comporta la aleación depende de la temperatura ambiente.

Figura 6.1

Esquema de transformación de fases del NiTi



El efecto memoria de forma es la capacidad de recuperar grandes deformaciones no lineales por medio de calentamiento moderado. Las aleaciones NiTi pueden ser programadas mediante la selección química y por tratamientos termomecánicos apropiados para que la recuperación de forma se realice apenas con la retirada de la tensión. Este efecto permite recuperar grandes deformaciones no lineales dándole al material “*superelasticidad*”.

Los instrumentos endodónticos rotatorios de NiTi se presentan completamente austeníticos a temperatura ambiente y tienen comportamiento superelástico durante su uso.

Características morfológicas generales de los instrumentos rotatorios de NITI

Se producen por el proceso de maquinado, debido a que su superelasticidad hace imposible la torsión del vástago. Este proceso tiene como desventaja debilitar la estructura cristalina haciéndolos más susceptibles a las fracturas. En la actualidad tratamientos térmicos más avanzados permiten que vuelvan a ser fabricados por torsión volviendo a ser más resistentes y seguros para el uso clínico.

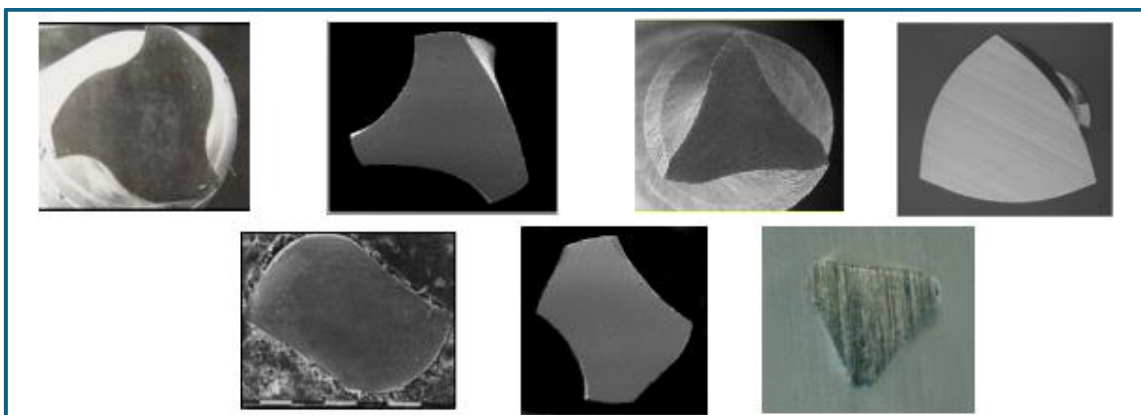
En principio vamos a definir algunos términos generales para luego especificar las características propias de cada sistema.

Sección transversal

Si se corta perpendicularmente la parte activa de un instrumento se observa una figura geométrica característica de cada sistema rotatorio. La sección transversal del instrumento determina las propiedades de flexibilidad y torsión.

Figura 6.2

Diferentes secciones transversales



Parte activa

Representa el área del instrumento que tiene corte y es efectiva en la preparación del conducto.

Conicidad (taper)

Es el aumento de diámetro existente a partir de D0 en dirección al D16 expresado en mm/mm. Algunos fabricantes expresan la conicidad en %. El taper puede ser constante o multitaper y dentro de estos a su vez creciente, decreciente o invertido.

El instrumental de mayor conicidad suele emplearse para trabajar los primeros mm del conducto radicular, los instrumentos de menor conicidad (y por lo tanto más flexibles y frágiles) suelen emplearse para trabajar sobre los últimos mm apicales para tener el mínimo contacto con las paredes del conducto.

Superficie radial (radial land)

Es el área del instrumento en contacto directo con la pared del conducto radicular. La superficie radial reduce el efecto de enroscado en el conducto y la propagación de microfracturas.

Espira (flute)

Es la depresión ondulada de la parte activa del instrumento. Es el receptáculo donde se acumulan virutas de dentina y tejidos que van siendo removidos del conducto radicular. El borde más externo de la estría forma la superficie cortante que según el ángulo que tenga con la pared dentinaria puede ser más o menos cortante (ángulo positivo, negativo o neutro).

Angulo helicoidal

Es el ángulo formado por el eje longitudinal del instrumento y por sus hojas de corte. Los instrumentos cuyo ángulo helicoidal es constante tienen una tendencia a sufrir un efecto de enroscamiento (atornillarse) trabándose en el interior del conducto y aumentando el riesgo de fractura. Los instrumentos cuyo ángulo helicoidal se altera a lo largo de su parte activa (variable) tienen menor tendencia a enroscarse. Cuanto mayor es este ángulo mayor número de espiras por unidad de corte, aumenta la flexibilidad, aumenta el número de área de contacto, aumenta la eficacia de corte y también la posibilidad de fractura.

Diseño de la punta

La punta es el extremo más delgado de la porción activa. Se clasifican en activa, inactiva y parcialmente activa. El ángulo, la longitud y la sección transversal de la punta afecta la eficiencia de corte.

Masa interna (núcleo)

Es la porción cilíndrica central del instrumento. La relación entre la distancia existente desde el núcleo hasta la porción más externa del instrumento determina la variación en la flexibilidad.

Distancia entre los filos (pitch)

Dependiendo la distancia puede ser constante o variable.

Acabado superficial

Según la tecnología empleada para fabricarlo y la realización del pulido electrolítico o químico el instrumento puede tener microfisuras que concentran puntos de estrés y predisponen a la fractura. El instrumental puede tener defectos como rebarbas y marcas que disminuyen la eficacia de corte; el acabado superficial que se le realice minimizará estos defectos. Los tratamientos térmicos permiten que el instrumental sea fabricado por torsión disminuyendo estas fisuras y aumentando su resistencia a la fatiga cíclica y torsional.

Criterios clínicos en la instrumentación rotatoria

El uso seguro de los instrumentos rotatorios de NiTi para la preparación de los conductos radiculares de implicar el máximo beneficio con el menor riesgo de accidentes. A través de los diferentes trabajos de investigación que se realizaron durante todos estos años sabemos que los instrumentos sufren dos tipos de fatiga que llevan a la fractura del instrumental, fatiga cíclica y fatiga torsional. Ambas se dan por diferentes causas y combinadas o no finalizan con los temidos accidentes introoperatorios. Siguiendo algunas pautas podemos minimizar estas consecuencias y realizar una endodoncia más segura y predecible.

- Utilizar motores y contraángulos con control de torque y de velocidad; la velocidad de rotación debe ser constante, las variaciones en la velocidad inducen tensiones torsionales. Es recomendable seguir las instrucciones del fabricante del torque y la velocidad adecuado para cada instrumento.

- Utilizar instrumental de marcas reconocidas con un estricto control de calidad.

- Realizar un entrenamiento en tacos previo al uso de un nuevo instrumental en boca por parte del operador.

- Realizar un ensanche coronal adecuado (*Flare*) para eliminar cualquier interferencia oclusal previo al uso del instrumental rotatorio.

- Realizar un camino previo al uso de instrumental rotatorio (*Glide-Path*) con instrumental manual de bajo calibre.

- La cinemática de cualquier instrumental rotatorio debe ser aplicando suave presión, movimientos cortos y pequeños in-out de no más de 1-3 mm en dirección apical, intercalando siempre con abundante irrigación del conducto. Con una gasa estéril embebida en solución fisiológica se recomienda limpiar el barro dentinario formado en las espiras del instrumento antes de reinsertarlo en el conducto, ya que ello lleva a la disminución de la eficacia de corte y por consiguiente mayor fricción y que el instrumento queda atrapado en el interior del conducto fracturándose.

-En conductos curvos evitar que el instrumento permanezca girando en la curvatura. Siempre mantener el instrumental en constante movimiento de avance y retroceso. Esto previene la concentración de tensión en un mismo punto del instrumento.

-Los instrumentos con mayor capacidad de corte producen menos fricción y por lo tanto tienen menor posibilidad de fracturarse; a medida que el instrumento va perdiendo eficacia de corte aumenta la fricción y con ello la acumulación de tensiones que conducen a la fractura. Se recomienda utilizar instrumental nuevo, pero si se va a reutilizar el instrumento evaluar atentamente cualquier deformación, anotar la cantidad de usos previos y realizar un protocolo responsable para prevenir accidentes.

Establecer una forma cónica de estrechamiento continuo.

Hacer que el diámetro del conducto radicular sea cada vez menor en dirección al ápice del conducto.

Que la preparación sea continua y análoga a la forma anatómica original del conducto.

El foramen deberá permanecer en su posición original, sin transportación manteniéndose lo más pequeño posible.

Sistemas Reciprocantes

Wave One Gold

Características

El sistema está disponible en 4 calibres diferentes para cubrir el número máximo de casos clínicos: Small-Primary-Medium-Large.

Figura 6.3



Está disponible en 3 longitudes: 21, 25 y 31 mm.

Tecnología NiTi gold wire que aumenta la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica. Es un tratamiento térmico que se realiza luego del torneado del metal. No tiene memoria elástica.

Punta guía semiactiva que favorece la progresión. Corta a través de su ecuador.

Movimiento recíproco que genera menor presión y aumenta a remoción de restos pulpaes o debris hacia la zona coronaria. En el movimiento antihorario (150°) avanza, prende y corta la dentina. En el movimiento horario (30°) destraba el instrumento.

Concepto de lima única.

Conicidad fija de D1 a D3 y decreciente del D4 al D16 para preservar la dentina coronaria.

Sección transversal en paralelogramo que aumenta la eficiencia de corte y facilita la remoción de restos vía coronaria. La sección transversal puede tener uno o dos filos de corte, dependiendo de la localización a lo largo de la lima. La forma de la sección transversal varía a lo largo de la parte activa de la lima. Esta alternancia en los puntos de corte disminuye el efecto de atornillamiento.

Angulo helicoidal constante de 24°.

Figura 6.4

Esquema con las características principales de WOG



Protocolo de trabajo

Una vez realizado el acceso cameral y la localización de los conductos se realiza el siguiente protocolo de trabajo:

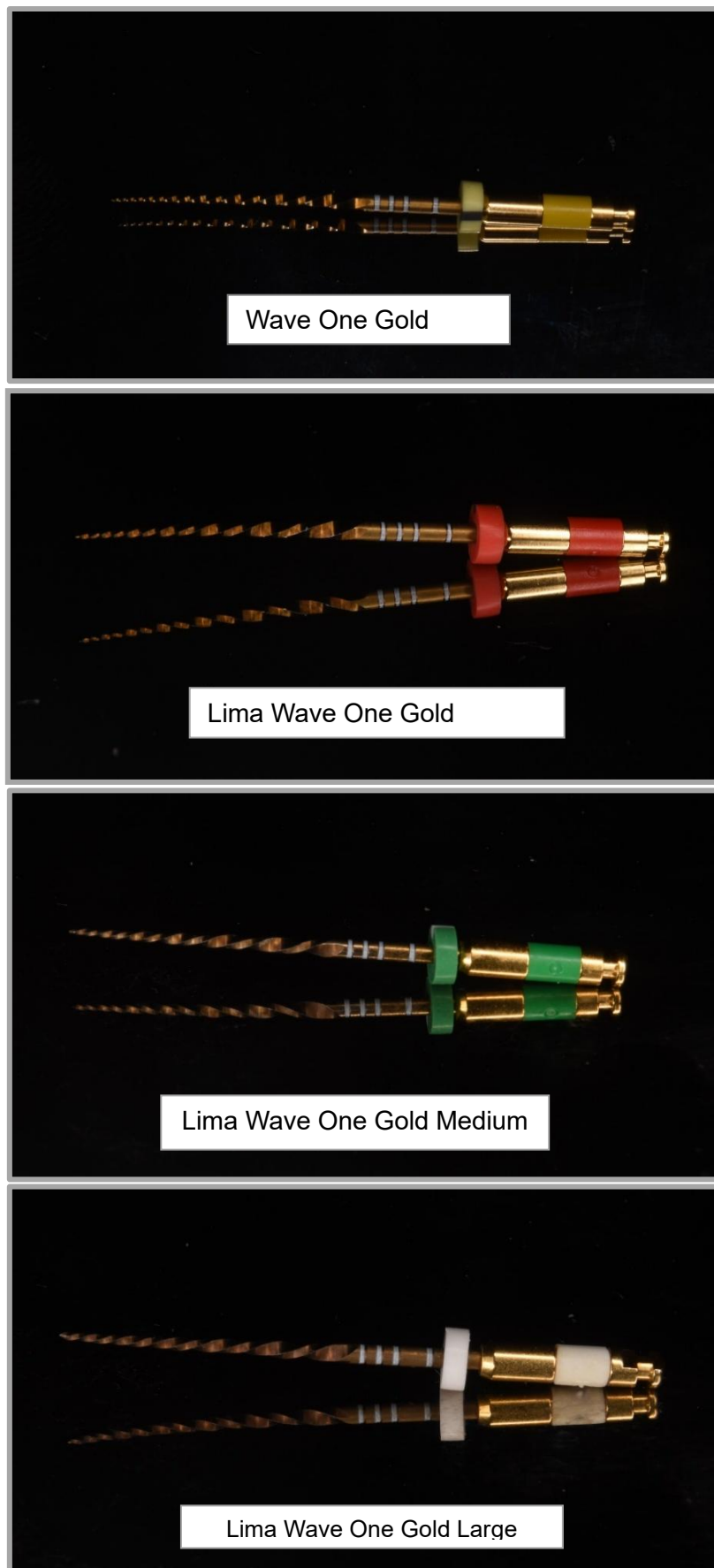
- Preparación del 1/3 cervical con lima abridora.
- Conductometría
- Preparación del canal. Glide Path manual hasta aprox lima 25.
- Selección de la lima WOG a utilizar según el caso clínico. En la mayoría de los casos se utilizará la lima Primary. En el caso que esta no progrese suavemente en el interior del conducto se selecciona la Small. Si por el contrario el forámen es mayor a 0.25 seleccionaremos directamente la lima Medium y si es mayor a 0.35 utilizaremos la lima Large.

Figura 6.5

Wave One Gold. Presentación Comercial



Figura 6.6

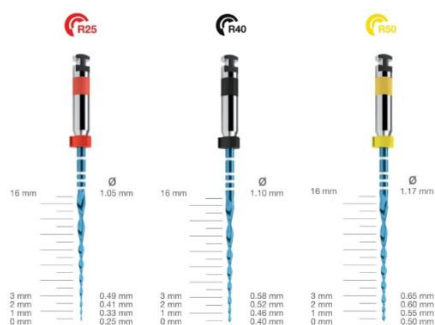


RECIPROC BLUE

Características:

El blíster puede traer 3 limas de diferentes calibres: R25, R40 y R50.

Figura 6.7



Tecnología NiTi Blue: tratamiento térmico que aumenta la flexibilidad y la Resistencia a la fatiga cíclica combinando también buena eficacia de corte. El tratamiento térmico que se le realiza a estas limas luego del torneado del metal disminuye la Superelasticidad propia del NiTi por lo que la lima permanece más centrada sin dañar las paredes. Como consecuencia hay menor transportación del conducto y se disminuyen las perforaciones.

Punta guía semiactiva.

Movimiento reciprocante que impide el bloqueo y reduce las posibilidades de fracturas del instrumento producidas por torsión.

Concepto de lima única.

Conicidad variable decreciente para poder preservar la dentina pericervical.

Sección transversal en S: esta sección permite reducir la masa del instrumento, aumentar la eficacia de corte y proporcionar espacio para liberar detritus del conducto radicular en sentido coronario. Esta sección proporciona 1 o 2 aristas de corte dejando libres la restante. Tiene dos puntos constantes de contacto en las paredes del conducto, las otras dos quedan 200 micras más abajo. El instrumento queda siempre centrado en el interior del conducto y no se producen transportaciones. Esta alternancia en los puntos de corte disminuye el efecto de enroscamiento.

Protocolo de trabajo

Una vez realizado el acceso cameral y la localización de los conductos se realiza el siguiente protocolo de trabajo:

Preparación del 1/3 cervical con lima abridora.

-Odontometría.

-Preparación del canal. Glide Path manual hasta aprox lima 25.

-Selección de la lima Reciproc Blue a utilizar según el caso clínico. En la mayoría de los casos su utilizará la lima R25. En caso de conductos más amplios se selecciona la lima R40 o R50 de calibres mayores.

Figura 6.8

Reciproc Blue. Presentación comercial



Sistemas Rotatorios continuos

Protaper gold

Características

El sistema ProTaper originalmente comprendía seis instrumentos: tres limas de conformación y tres limas de acabado. El nuevo sistema comprende 9 instrumentos: PG, Sx, S1, S2, F1, F2, F3, F4 y F5.

Las limas están disponibles en tres longitudes: 21, 25 y 31 mm. Tienen un mango corto de 11 mm que mejora el acceso a los dientes posteriores.

Aleación Gold, combina flexibilidad con la resistencia a la fatiga cíclica y torsional y es lo suficientemente rígida para optimizar la eficiencia de corte. Reduce la fuerza del instrumento contra la pared del conducto minimizando el transporte radicular.

Movimiento rotatorio continuo.

Se han recomendado algunas características de empleo de las limas ProTaper. Una de ellas es la preparación de una permeabilización manual o con instrumentos rotatorios especiales. El ensanchamiento hasta un tamaño próximo al de las puntas rotatorias subsiguientes evita la rotura y permite evaluar el tamaño del conducto. Otra recomendación es utilizar un movimiento de “cepillado” para evitar el efecto de enroscamiento que se aleje de la zona de la furcación para no adelgazar la estructura radicular.

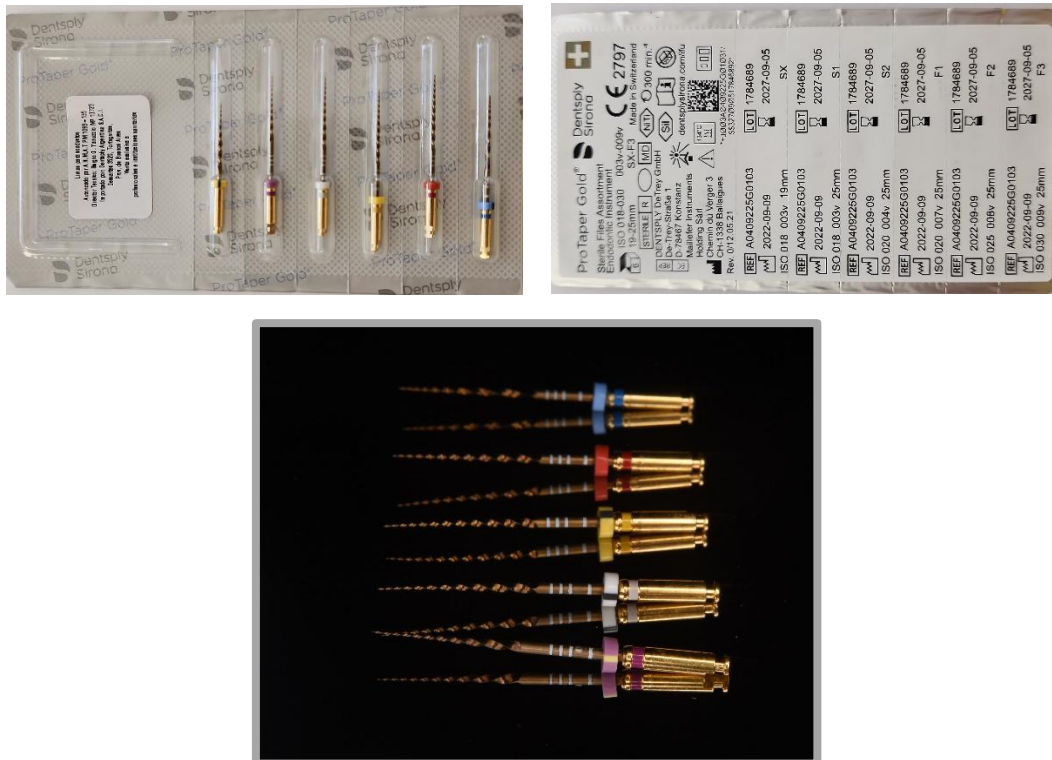
Protocolo de trabajo

Una vez realizado el acceso cameral y la localización de los conductos se realiza el siguiente protocolo de trabajo:

- SX con movimientos de brushinado para relocalizar la entrada del canal y crear un acceso en línea recta.
- Determinar la longitud de trabajo.
- S1 con movimientos de *brushing* hasta longitud de trabajo.
- Utilice siempre lima de pasaje.
- S2 hasta longitud de trabajo con movimientos de *brushing*.
- F1 hasta longitud de trabajo con movimientos IN OUT.
- Si el diámetro del foramen es mayor a una lima 20 use F2, F3, F4 o F5 hasta la longitud de trabajo, acorde al diámetro apical real de la pieza dentaria a tratar.

Figura 6.9

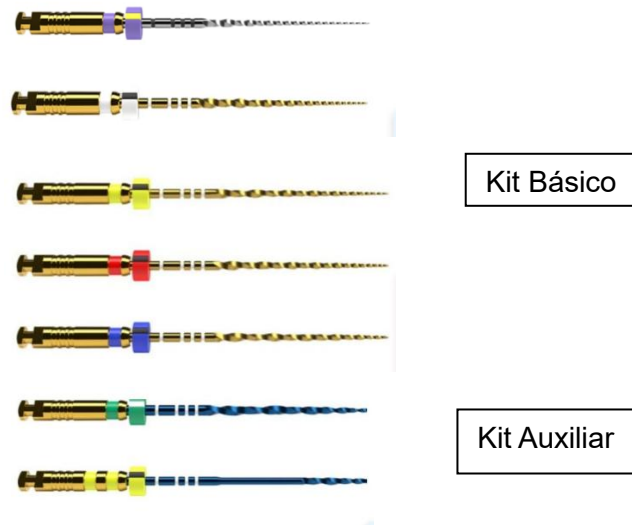
Protaper Gold. Presentación comercial



Protaper ultimate

Características

El sistema consta de cinco limas básicas: Slider 016.002v; Shaper 020.004v; F1 020.007v; F2 025.008v; F3 030.009v y dos auxiliares: Fx 035.012; FXL 050.010v

Figura 6.10**Protocolo de trabajo**

Una vez realizado el acceso cameral y la localización de los conductos se realiza el siguiente protocolo de trabajo:

- Determinar la longitud de trabajo aproximada, ancho y curvaturas de los conductos radiculares.
- Preparar el acceso endodóntico para que sea posible identificar la entrada a los conductos radiculares.
- Sx o lima abridora puede ser usada para pre ensanchar el espacio cervical del conducto.
- Irrigar y seleccionar la lima Slider y seguir el conducto de forma pasiva en una o más pasadas.
- Determinar la longitud de trabajo usando localizador apical en combinación con una imagen radiográfica. Posteriormente confirmar patencia. Si la Slider no llega fácilmente a la longitud determinada seguir trabajando el conducto con lima manual de acero inoxidable.
- Irrigar siempre entre lima y lima 5 ml de hipoclorito de sodio.
- Seleccionar la lima Shaper y avanzar a través del Glide path creado hasta la longitud de trabajo.
- Seleccionar limas Finisher F1 y pasivamente seguir el conducto hasta longitud de trabajo.
- Según el diámetro del conducto y la remoción del debris podremos evaluar si finalizar la preparación o pasar las limas siguientes F2 o F3.
- Utilice las limas Finisher auxiliares si fuese necesario en conductos más amplios o rectos solamente.

Figura 6.11

Protaper Ultimate. Presentación Comercial



Figura 6.12

Protaper Ultimate



Bibliografía

- Berman LH, Hargreaves KM. Cohen vías de la pulpa. 12ª ed. Elsevier; 2022.
- De Deus G, Silva EJ, Souza E, Versiani MA, Zuolo ML. Shaping for cleaning the root canals: a clinical-based strategy. Switzerland: Springer; 2022.
- Krokidis A, et al. Comparison of two reciprocating and anatomical single file techniques in cleaning oval anatomies. Iran Endod J. 2023;18(1):20-7.
- Leonardo MR, Leonardo RT. Endodoncia: conceptos biológicos y recursos tecnológicos. Buenos Aires: Panamericana; 2019.
- Lopreite GH, Basilaki JM. Claves de la endodoncia mecanizada: conceptos, recursos y conductas clínicas. 1ª ed. Grupo Guía; 2015.
- Ros-Ossorio N, et al. Comparison of dynamic cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and WaveOne Gold after sterilization and/or immersion in sodium hypochlorite. J Clin Exp Dent. 2024;16(2):e102-8.

- Scherer AS, et al. Effect of glide path instruments in cyclic fatigue resistance of reciprocating instruments after three uses. *Braz Dent J.* 2023;34(1):15-21.
- de Lima Machado ME. *Endodoncia: ciencia y tecnología.* Caracas: AMOLCA; 2016.
- de Lima Machado ME. *Endodoncia: de la biología a la técnica.* Caracas: AMOLCA; 2009.

CAPÍTULO 7

Sistemas de instrumentación sónicos y ultrasónicos

Berrios María Fernanda, Casas Mendieta Jorge Alejandro

El ultrasonido es una forma de energía sónica transmitida por patrones de ondas elásticas capaces de propagarse a través de distintos medios (sólidos, líquidos y gaseosos). Su uso es aplicable en distintos campos como la investigación, la industria y la medicina. En odontología su aplicación dio inicio a mediados del siglo pasado, teniendo actualmente una gran relevancia clínica en distintas especialidades, sobre todo en Periodoncia y Endodoncia.

En el año 1883 Galton inició el estudio y aplicación del ultrasonido, creando el primer resonador de alta frecuencia con el fin de medir el límite superior de la capacidad auditiva del ser humano. A partir de allí, el uso del ultrasonido y sus aplicaciones fueron abarcando, como ya mencionamos, distintas áreas como la industria, la sanidad y la medicina (eco Doppler).

Generación de ultrasonidos

Existen dos métodos básicos para producir ultrasonidos, clasificados según la forma de generación o conversión de energía de la siguiente manera: el primero es la *magnetostricción*, que convierte la energía electromagnética en energía mecánica haciendo pasar electricidad sobre los metales, creando vibraciones y movimientos elípticos con una frecuencia de 18-45 kHz. La generación de esta forma de ultrasonido sufre dos transformaciones energéticas durante su proceso: la generación de energía eléctrica a magnética y de magnética a mecánica.

Este procedimiento genera calor a medida que se va perdiendo energía, por lo tanto su eficiencia se ve reducida en un 50%, requiriendo mecanismos de enfriamiento para disipar el calor generado.

La frecuencia a la que operan los generadores magnetostrictivos también es limitada. Operando por debajo de los 30 KHz.

El segundo método es el más efectivo y más utilizado en la actualidad. Este se basa en el principio *piezoeléctrico*, descubierto en 1880 por Curie y Curie y que consiste en la expansión y contracción de cristales cuando se aplica una carga eléctrica, dando como resultado una oscilación mecánica con ciclos superiores a 30 kHz, y con movimientos lineales de ida y vuelta sin producir calor excesivo como los magnetostrictivos. El generador en estos dispositivos convierte la energía eléctrica directamente en energía mecánica mediante el uso del efecto piezoeléctrico.

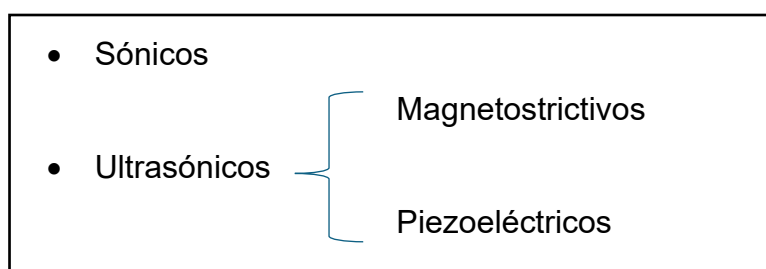
Cuando la energía eléctrica es aplicada sobre materiales piezoeléctricos cerámicos (titanato de bario o titanato de zirconio y plomo), se produce una conversión y amplificación de esa energía en energía mecánica mediante la vibración del material dentro de la pieza de mano ultrasónica. Esta vibración se transmite directamente a la punta ultrasónica. Los piezoeléctricos son más eficientes (95 %) que las unidades magnetostrictivas debido a que éstas requieren las dos conversiones de energía ya mencionadas.

Además de todo lo comentado, las piezoeléctricas poseen la ventaja de ofrecer más ciclos por segundo (40kHz vs 24kHz) además de funcionar con un movimiento lineal de ida y vuelta (como un pistón), resultando ideal para su aplicación endodóntica. Por otro lado, las unidades magnetostrictivas crean un movimiento elíptico, en forma de ocho, que no resulta ideal para el uso endodóntico, además de la alta generación de calor que ya fue comentada.

Por otra parte, también existen las denominadas piezas de mano sónicas, las que se caracterizan por su conexión a la toma de aire de la unidad generando una oscilación en un rango de frecuencia graduable entre los 1.5 a 3 KHz. Estos dispositivos producen la vibración por medio de un mecanismo transductor mecánico y tienen sistemas de limas específico. Entre los sistemas sónicos más conocidos se encuentran el Sonic Air MicroMega 1500 y 1400 (Micromega/Medidenta, EUA/Suiza) y el sistema EndoActivator® con puntas de polímero acopladas, que se presenta como una pieza de mano portátil con batería y tiene un motor eléctrico de 3 velocidades. (Dentsply Tulsa Dental Specialties). Los instrumentos sónicos poseen un mecanismo mucho más simple a comparación de los ultrasónicos, pero presentan una alta intensidad de ruido por la descarga de aire y presión para su funcionamiento.

A modo de resumen (Figura 7.1), podemos agrupar a estos sistemas de instrumentación como sónicos y ultrasónicos. Los sónicos son aquellos que utilizan el aire de la unidad dental para la generación de las vibraciones trabajando en frecuencias que van de 1.5 a 3 kHz, mientras que los ultrasónicos trabajan en un rango que puede llegar hasta los 8kHz y pueden dividirse, de acuerdo a su generador, en magnetostrictivos o piezoeléctricos.

Figura 7.1



Ultrasonido y Endodoncia

El ultrasonido comenzó a ser usado en Endodoncia en el año 1957 con los trabajos presentados por Richman. Su aplicación consistía en la utilización de una lima tipo K adaptada al inserto

del aparato ultrasónico. Sin embargo, esta aplicación no encontró un uso común en la preparación de los conductos radiculares antes de la obturación hasta que Martin et al. demostraran en una serie de publicaciones que abarcaron desde 1976 a 1985 la capacidad de las limas tipo K activadas ultrasónicamente para cortar la dentina. El término endosonics fue bautizado por Martin y Cunningham y se definió como el sistema ultrasónico y sinérgico de instrumentación y desinfección de los conductos radiculares ("synergistic system"). Estos autores le atribuyeron el éxito de la instrumentación ultrasónica a la interacción del ultrasonido y la solución irrigante.

Estos dispositivos se comercializaron bajo el nombre de Cavitron Endodontic System, (producto discontinuado) y fue seguido por la unidad Enac (Osada Electric Co., Los Angeles, CA) y el Piezon Master 400 (Electro Medical Systems, SA, Suiza). Todos estos instrumentos suministran un irrigante/refrigerante, generalmente hipoclorito de sodio, en el espacio del conducto radicular mientras que la limpieza y el modelado se llevan a cabo mediante una lima K vibratoria. Los resultados obtenidos por estudios realizados con estas unidades ultrasónicas han ido de un extremo al otro, desde prometedores hasta decepcionantes. Entre ellos se destacan los estudios realizados por Ahmad et al. quienes cuestionaron el rol del efecto de cavitación e implosión durante el proceso de limpieza, pues detallaron que un fenómeno diferente a estos dos era el responsable del desbridamiento: la transmisión o microcorriente acústica.

Cuando se proyecta una onda ultrasónica en un líquido, se crea una presión negativa que provoca la fractura del mismo, un proceso conocido como cavitación. Esa cavitación crea burbujas que oscilan en las ondas ultrasónicas proyectadas y a medida que esas ondas ultrasónicas continúan, estas burbujas se hacen más grandes e inestables, hasta que finalmente colapsan en una implosión violenta. Las implosiones irradian ondas de choque de alta potencia que se disipan repetidamente a una velocidad de 25 000 a 30 000 veces por segundo (25– 30 kHz). Además, la implosión de burbujas de cavitación crea temperaturas que superan los 5000 °C y presiones que superan las 500 atmósferas. Las ondas de choque que se generan por la implosión viajan a velocidades superiores a 500 mph dentro del fluido. Esta corriente es la denominada *transmisión o microcorriente acústica*, y es la que produce grandes tensiones de corte hidrodinámicas cerca del cuerpo oscilante capaz de desagregar grupos de bacterias o de romper células.

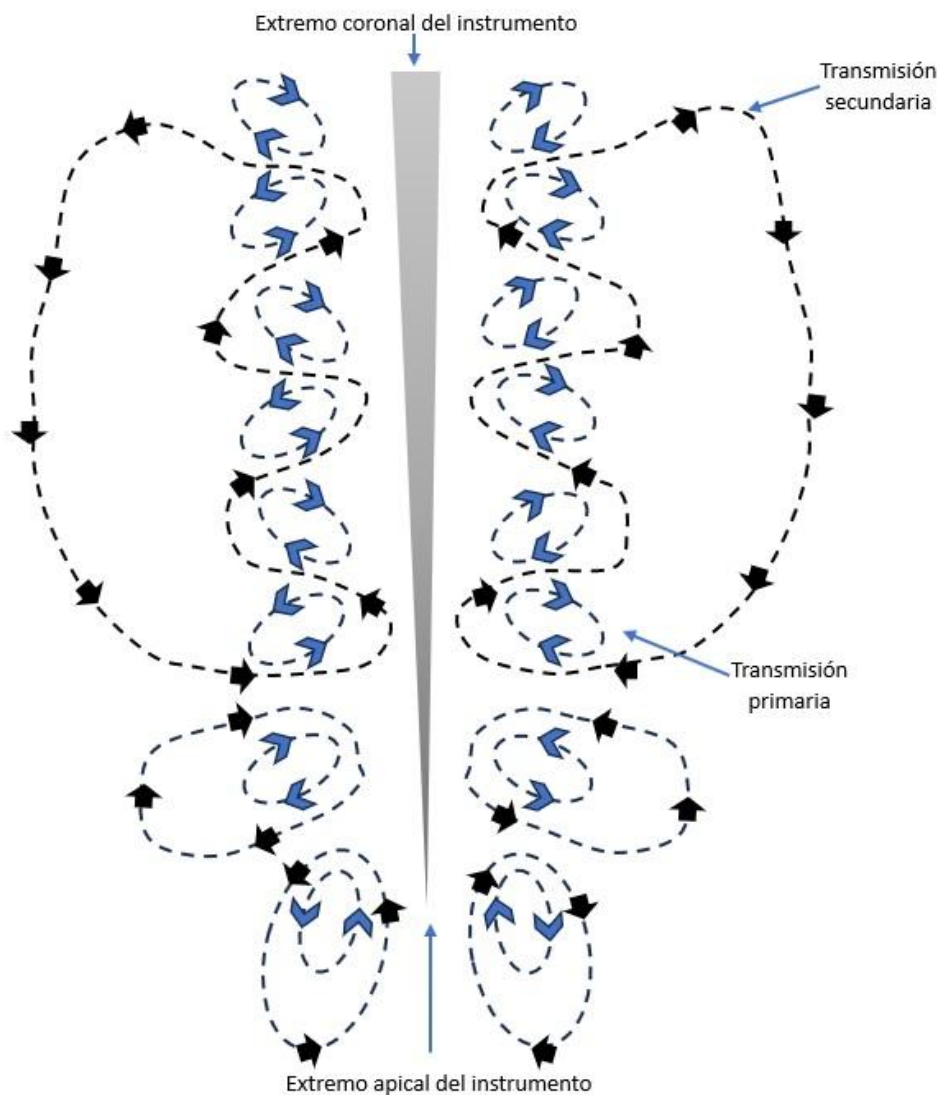
Siguiendo con la investigación sobre este fenómeno de cavitación y transmisión acústica en los conductos radiculares, Ahmed et al descubrieron que el poder de limpieza y desbridamiento se veía afectado cuando la punta ultrasónica no trabajaba libremente dentro del conducto. Es decir, que el contacto con las paredes atenta contra la generación de la transmisión acústica y sus beneficios. También confirmaron que las limas más pequeñas generaban una transmisión acústica relativamente mayor cuya velocidad iba en aumento con una mayor potencia. La transmisión acústica es un mecanismo eficaz para desestabilizar los desechos dentro de los conductos, pero se reduce cuando la carga se produce contra las paredes. También concluyeron que la mayor generación de tensiones se hallaba en la proximidad de la punta y que el fenómeno de cavitación por sí solo no era lo suficientemente importante para el proceso de desbridamiento del conducto radicular.

Ahmad, Pittford y Crum, estudiaron la microcorriente acústica producida por una lima activada por ultrasonido. Observaron que el líquido alrededor de la lima fue transportado desde la punta

hacia el extremo coronal de ésta, así como la formación de un patrón oscilatorio irregular de movimientos en remolino, con mayor concentración en la región apical de la lima. El flujo de líquido era menor en la punta de la lima a pesar de que allí ocurría un movimiento en remolino más rápido con respecto al segmento coronal. Los resultados mostraron que cada lima generó un campo de transmisión acústica compuesto por un campo de transmisión primario y un campo de transmisión secundaria. El primario consiste en remolinos de movimientos rápidos en los que el elemento fluido oscila alrededor de una posición media, mientras que el campo secundario es superpuesto y consiste en patrones de flujo relativamente lentos e independientes del tiempo. Se observó que la mayoría de los remolinos se agrupaban en grupos discretos de cuatro a lo largo de la lima, con una concentración apreciablemente mayor hacia la punta. En el campo primario, la dirección de rotación de los elementos fluidos de cada remolino parecía estar en la dirección opuesta a la de su vecino inmediato.

La transmisión secundaria exhibió flujos longitudinales simétricos en ambos lados de la lima. Como se mencionó anteriormente, el fluido se transportó desde el extremo apical hacia el extremo coronal.

Figura 7.2



Ultrasonido e irrigación

La utilización del ultrasonido como activador del irrigante durante el tratamiento de conductos radiculares ha causado un cambio sustancial en el propósito inicial y la relación de este dispositivo con la endodoncia. Inicialmente el uso del ultrasonido estaba basado como complemento a la instrumentación y limpieza manual de los conductos, pero se concluyó a través de ciertos estudios (por ej. Weller et al) que más bien funcionaba como una ayuda para aumentar la eficacia de desbridamiento luego de la instrumentación convencional. Posteriormente, se investigó la instrumentación ultrasónica de una forma “pasiva”, es decir, sin intención de alterar, agrandar ni modificar las paredes dentinarias de los conductos radiculares. De esta manera surgió el término irrigación ultrasónica pasiva (PUI, por sus siglas en inglés). La idea de nombrarlo como un procedimiento “pasivo” que no busca una eliminación activa o contacto con la dentina se vuelve algo confuso e inviable ya que a pesar de que esa no sea la intención, es inevitable que se produzca ese contacto. Debido a esto, Boutsoukakis et al. sugirieron recientemente la denominación de *irrigación activada por ultrasonidos* (UAI). Cabe destacar que lo único que la diferencia del PUI es el nombre, ya que ambas representan la misma técnica, la cual consiste en el uso de una lima o alambre de tipo endodóntico de calibre 15 o 20 conectado a una pieza de mano desde la que se suministra energía ultrasónica.

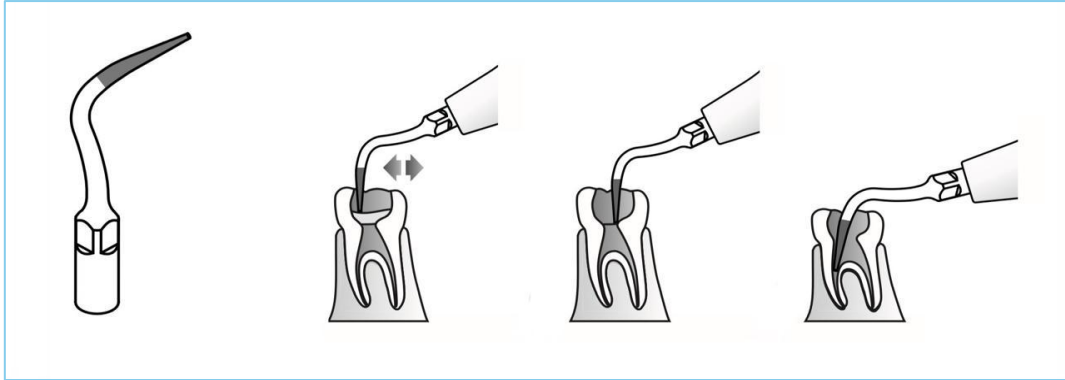
Los diversos estudios sobre PUI/UAI que se fueron realizando con el correr de los años se centraron en la capacidad técnica de ésta para eliminar tejido, residuos, biofilm y los distintos materiales utilizados intraconducto. Muchos de esos estudios han informado una reducción significativa en la cantidad de bacterias (medida en unidades formadoras de colonias, UFC) luego del uso de PUI/UAI en comparación con la irrigación con agujas convencional. Los productos disponibles para PUI/UAI incluyen puntas porta limas (Brasseler) que permiten la inserción de una lima manual (lima tipo k, lima tipo r, espaciadores, etc.) o insertos de tipo lima manual especialmente diseñados (diamantados, lisos, etc.). También existen puntas específicamente diseñadas para activar el irrigante, como por ejemplo la punta ultrasónica Irrisafe™ (Satelec Acteon) que viene en diferentes longitudes y diámetros e incluye un puerto para la administración de líquido de irrigación. A contrapartida de estas, la Sonofile (Satelec), también disponible en el mercado, no posee dicha salida para el irrigante. Otras puntas de otras marcas comerciales disponibles son las Irrisonic (Helse), Irri S (Vdw), ED6 (Woodpecker), E8D (NSK), entre otras.

Aplicaciones del Ultrasonido en Endodoncia

Si bien actualmente sus principales usos están relacionados a la terapéutica periodontal como son el raspado y alisado radicular, su aplicación en endodoncia ha ganado mucho terreno con el correr de los años, acompañado con la incorporación de la magnificación a la clínica. Los diferentes diseños de puntas de ultrasonido fueron adaptándose de acuerdo con las distintas necesidades terapéuticas. A continuación, se detallan algunas de sus principales aplicaciones en endodoncia:

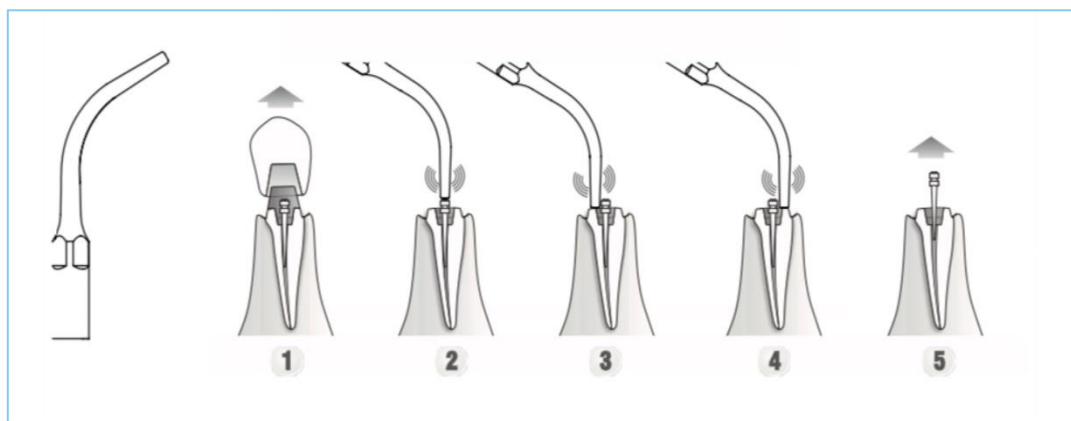
1. Refinamiento del acceso (eliminación de interferencias y asperezas), búsqueda de conductos ocultos y/o calcificados y eliminación de nódulos pulpaes adheridos.

Figura 7.3



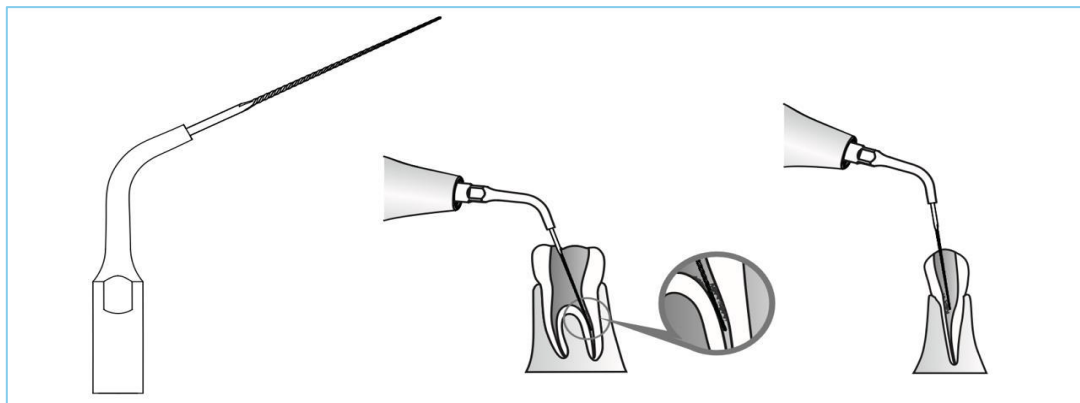
2. Eliminación de obstrucciones intraconducto como pernos metálicos, instrumentos separados, postes de fibra y puntas de plata.

Figura 7.4



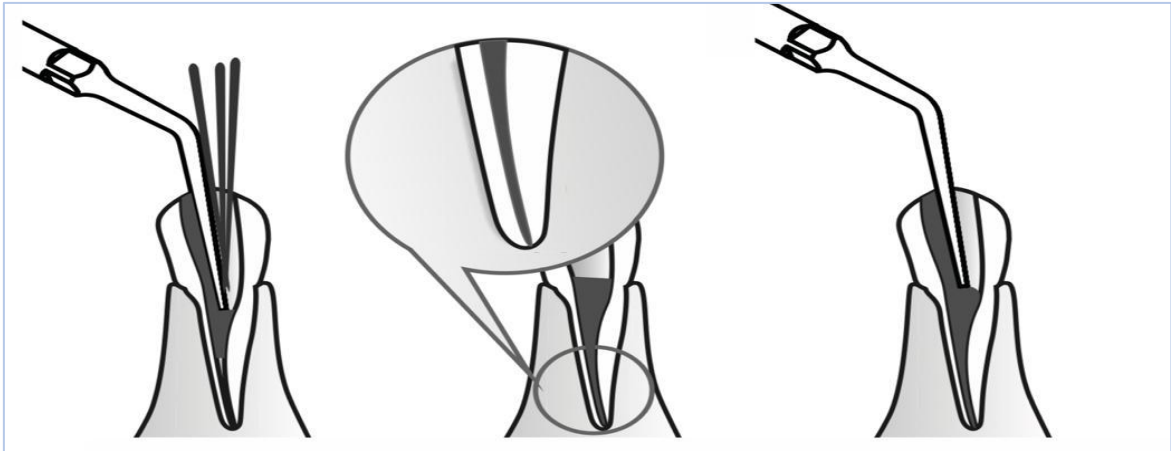
3. Activación de soluciones irrigantes (PUI/UAI).

Figura 7.5



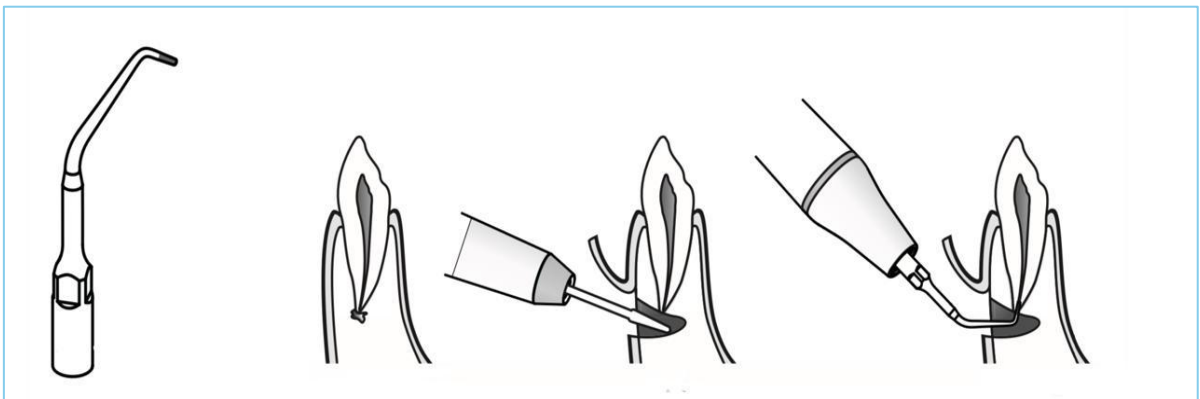
4. Condensación, remoción (en retratamientos) y corte de conos de gutapercha.

Figura 7.6



5. Intervenciones quirúrgicas apicales

Figura 7.7



Como alternativa a los dispositivos de ultrasonido para uso en periodoncia, endodoncia y general **Figura 7.8**, existen también aparatos ultrasónicos diseñados específicamente para la activación de los irrigantes en endodoncia con sus respectivas puntas. Distintas marcas comerciales lanzaron al mercado estos dispositivos con nombres como EndoActivator (Dentsply), UltraX (Eighth)

Figura 7.9 y Figura 7.10, Endo 3 (Woodpecker) entre otros.

Figura 7.8



Figura 7.9



Fig. 9

Figura 7.10



De esta manera, se puede concluir que el ultrasonido ofrece muchas aplicaciones y ventajas en la práctica endodóntica diaria. La angulación específica y el diseño de sus puntas permiten un acceso eficaz a áreas de trabajo de difícil abordaje con métodos e instrumental convencional. En un mundo odontológico en donde el enfoque tiende a ser cada vez más conservador en

cuanto a la eliminación de la estructura dental, el ultrasonido se ha convertido en una alternativa más que interesante para la producción de una endodoncia eficaz y predecible.

Bibliografía

- Ahmad M, Pitt Ford TJ, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: acoustic streaming and its possible role. *J Endod.* 1987 Oct;13(10):490-9.
- Arabaci T, Çiçek Y, Canakçı CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg.* 2007 Feb;5(1):2-12.
- Basrani B. Endodontic irrigation. Springer eBooks; 2015.
- Boutsioukis C, Verhaagen B, Walmsley AD, Versluis M, van der Sluis LW. Measurement and visualization of file-to-wall contact during ultrasonically activated irrigation in simulated canals. *Int Endod J.* 2013;46(11):1046-55.
- Crozeta B, Soares I, Capelli A, Silva E. A utilização do ultrassom em endodontia: princípios básicos e indicações clínicas. *Rev Odontol Bras Cent.* 2022;31:78-93. doi:10.36065/robrac.v31i90.1603.
- Lumley PJ, Walmsley AD, Laird WR. Streaming patterns produced around endosonic files. *Int Endod J.* 1991 Nov;24(6):290-7.
- Martin H, Cunningham W. Endosonic endodontics: the ultrasonic synergistic system. *Int Dent J.* 1984 Sep;34(3):198-203.
- Martin H. Ultrasonic disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1976 Jul;42(1):92-9.
- Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *J Endod.* 2007 Feb;33(2):81-95.

CAPÍTULO 8

Selección de instrumental endodóntico.

Con relación a la variación anatómica del sistema de conductos radiculares

Kohan Manuela y Parrachini Juan Ignacio

Como hemos abordado en módulos previos, la anatomía interna del sistema de conductos radiculares es sumamente compleja. La presencia de curvaturas y calcificaciones incrementa considerablemente el riesgo de complicaciones durante el tratamiento endodóntico. Entre los principales desafíos, se encuentran las dificultades para mantener la permeabilidad apical, y el riesgo de fracturas de instrumentos dentro de trayectorias curvas. Estos incidentes comprometen afectan los resultados del tratamiento.

Para hacer frente a estas complejidades, se han desarrollado técnicas avanzadas e instrumental específico para el tratamiento de conductos con curvaturas pronunciadas y/o calcificaciones.

Además, la variabilidad anatómica de los dientes es amplia, influenciada por factores como la etnia, el estado fisiológico, e incluso procesos patológicos. Esta diversidad no solo se observa entre distintas poblaciones, sino también entre individuos y hasta entre los diferentes dientes de un mismo paciente. En endodoncia, tanto la morfología radicular como la del sistema de conductos tienen un impacto decisivo en los procedimientos clínicos y los resultados. Por ello, una preparación incompleta o el desconocimiento de estas variaciones puede traducirse en fracasos terapéuticos.

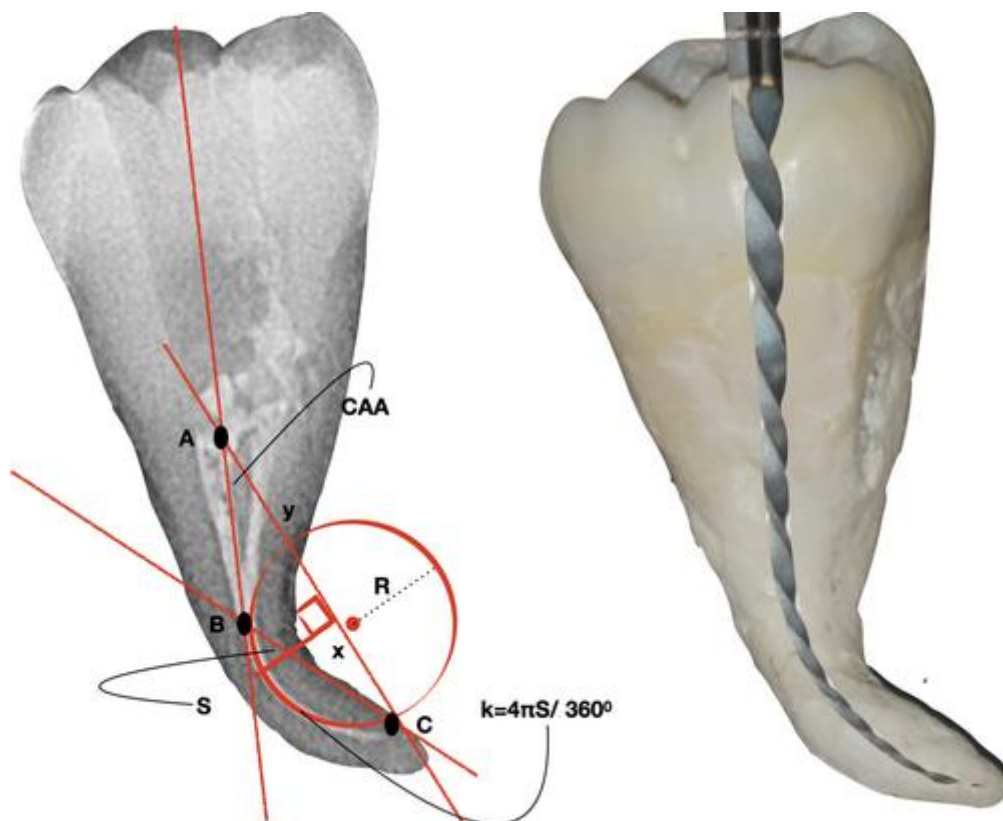
El tratamiento de conductos con curvaturas severas o calcificaciones requiere tomar en consideración tres aspectos clave: la anatomía del conducto, la elección del instrumental y los protocolos de desinfección. En este capítulo, nos enfocaremos específicamente en el instrumental, abordando las opciones más adecuadas según la complejidad anatómica encontrada.

Conceptos que serán de gran importancia para comprender este capítulo

Ángulo de Schneider: Es una metodología utilizada en endodoncia para medir la curvatura de los conductos radiculares. Este ángulo se determina trazando dos líneas en una radiografía: una paralela al eje longitudinal del conducto en su tercio coronal y otra desde el foramen apical hasta el punto donde la primera línea se desvía del eje del conducto. El ángulo formado en la intersección de estas dos líneas representa la curvatura del conducto.

Este método permite clasificar los conductos como rectos, moderadamente curvados o severamente curvados. Sin embargo, presenta algunas limitaciones, ya que no considera el **radio de curvatura**, un factor igualmente relevante. Dos conductos con el mismo ángulo pueden tener radios diferentes, lo que puede afectar la complejidad de la instrumentación. Una curvatura más pronunciada (con un radio menor) genera mayor tensión en los instrumentos, lo que incrementa el riesgo de fractura y complicaciones durante el tratamiento endodóntico.

Figura 8.1



Nota. Medidas geométricas de parámetros de curvatura. S: ángulo de Schneider, CAA: ángulo de acceso al canal, y: distancia de curvatura, x: altura de curvatura, R: radio de curvatura, k: longitud de curvatura. (Schneider 1971, Pruett et al. 1997, Schäfer et al. 2002, Gunday et al. 2005).

Según American Association endodontic la clasificación de las curvaturas.

Tabla 8.1

Dificultad mínima	Dificultad moderada	Alta dificultad
Curvatura leve o nula (<10°)	Curvatura moderada (10°–30°)	Curvatura extrema (>30°) o en forma de S

Según esta clasificación, los conductos radiculares que presentan un ángulo de 5° o menos podrían clasificarse como conductos rectos, los conductos que presentan un ángulo entre 10° y 20° como moderados y los conductos radiculares que presentan una curva mayor de 25° como conductos severamente curvados (Schneider, [1971](#)).

Transporte: se refiere a una desviación no deseada del conducto radicular durante la preparación del mismo. Esta situación ocurre cuando el instrumental endodóntico, en lugar de mantener el contorno original del conducto, genera una modificación que lo desvía hacia la pared externa o interna de la raíz. Esto sucede a menudo en conductos curvos cuando no se utilizan las técnicas ni materiales necesarios para su abordaje.

Perforación: se refiere a una comunicación no deseada que se crea entre el sistema de conductos radiculares y el periodonto, es decir, el tejido circundante a la raíz del diente. Esta apertura accidental puede ser el resultado de una instrumentación incorrecta, exceso de desgaste del diente o errores en la localización y preparación de los conductos.

Los conductos radiculares pueden presentar curvaturas en diferentes planos. El diámetro del conducto puede verse afectado por el proceso de envejecimiento fisiológico, la formación de dentina secundaria y las calcificaciones. Además, la instrumentación de conductos calcificados y curvos requiere fuerzas de torsión y flexión del instrumento que pueden resultar en transporte, salientes, perforación apical o fractura del instrumento.

Impacto de la curvatura del conducto en el éxito del tratamiento endodóntico

La curvatura de los conductos radiculares influye significativamente en el resultado del tratamiento endodóntico. Según Schäfer y Bürklein (2012), el uso de instrumentos de níquel-titanio (Ni-Ti) ha mostrado ventajas importantes en la preservación de la anatomía original del conducto, lo que mejora los resultados clínicos. Pettiette et al. (2001) destacan que el mantenimiento de la curvatura y la forma anatómica del conducto incrementa las tasas de éxito del tratamiento. Por el contrario, estudios como el de Cheung y Liu (2009) indican que los tratamientos donde se produce transporte apical (desviación de la trayectoria original del conducto) tienden a presentar menores tasas de éxito.

Sin embargo, los resultados no son del todo concluyentes. Tres estudios (Fleming et al., 2010; Iqbal et al., 2009; Marending et al., 2005) no encontraron diferencias significativas entre la instrumentación manual y la rotatoria en términos de éxito clínico. Esto sugiere que la selección del instrumental por sí sola no garantiza el resultado del tratamiento.

Aunque las modificaciones accidentales de la curvatura interna no siempre causan directamente el fracaso del tratamiento, los errores como el transporte apical pueden aumentar el riesgo al dejar espacios necróticos donde persiste la infección intrarradicular. Estos espacios dificultan la eliminación de bacterias, reduciendo así las probabilidades de un tratamiento exitoso.

Acceso Cameral y Manejo de Conductos Calcificados

El éxito en el tratamiento de conductos curvos o calcificados comienza con un acceso preciso a la cámara pulpar, la cual se encuentra en el centro de la corona anatómica y generalmente refleja la forma de la superficie oclusal. Sin embargo, las calcificaciones, ya sean discretas (nódulos o cálculos pulpares) o difusas, pueden alterar su tamaño y dificultar la localización de los orificios de los conductos radiculares, especialmente en dientes de pacientes adultos o jóvenes con caries avanzadas.

Para realizar un acceso seguro y eficiente, se requieren instrumentos especializados como exploradores endodónticos delgados y puntas ultrasónicas. El acceso inicial a la cámara se lleva a cabo con una fresa redonda, mientras que la fresa Endo Z se emplea para ampliar y refinar la cavidad sin dañar la estructura dental circundante. En casos donde los conductos radiculares son difíciles de localizar, las fresas de micro acceso Endo-Guide y las fresas de descubrimiento Muncie son útiles para trabajar en las profundidades de la raíz.

Los cálculos adheridos en las paredes del conducto pueden bloquear los orificios, lo que impide la progresión del instrumental y aumenta el riesgo de perforación durante la fase de apertura. Las puntas ultrasónicas son especialmente efectivas para eliminar estas calcificaciones sin dañar las paredes dentales ni el piso de la cámara pulpar. Además, bajo magnificación microscópica, estas puntas permiten revelar anatomías accesorias con una eliminación mínima de dentina (Chaniotis & Plotino, 2021).

Herramientas adicionales, como los espejos con superficie de rodio, mejoran la visibilidad al evitar la distorsión de la imagen y facilitar la transmisión de luz en cavidades estrechas. Asimismo, el uso de exploradores (como los modelos DG-16 y JW-17) facilita la localización y navegación en conductos difíciles. Esta combinación de técnicas e instrumentos avanzados garantiza un acceso más preciso y seguro, minimizando complicaciones durante el procedimiento endodóntico.

Acceso radicular y preparación del conducto

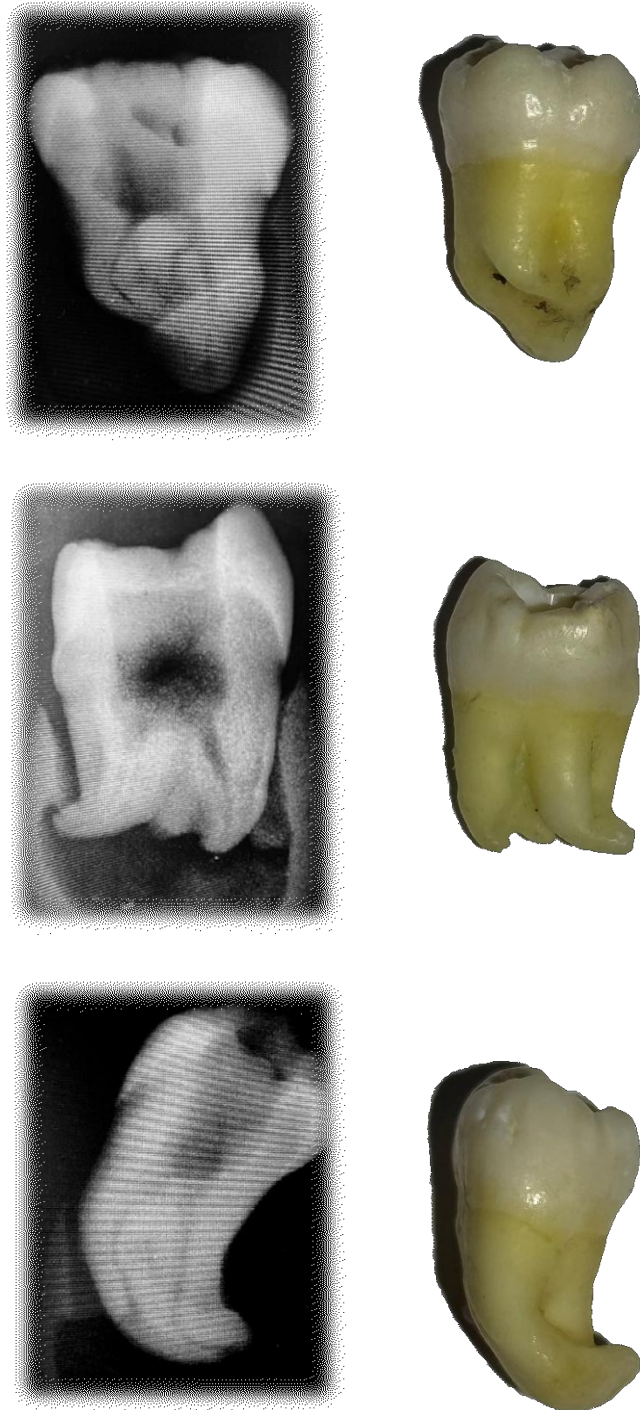
Después de lograr un acceso coronal eficiente y localizar los conductos, el siguiente paso es la preparación del canal radicular. En este proceso influyen tres factores clave: anatomía del diente, instrumental utilizado y desinfección del conducto (Chaniotis & Plotino, 2021).

Factores relacionados con la anatomía

El término *dilaceración* se refiere a una desviación en la alineación entre la corona y la raíz del diente. Esta curvatura puede variar significativamente según la clasificación utilizada. Por ejemplo, para Hamasha et al. (2002) y Malcic et al. (2006), un diente presenta dilaceración si el ángulo de curvatura supera los 90°. Otras clasificaciones más específicas, como la de Chohayeb (1983), consideran una dilaceración significativa cuando la desviación es superior a 20° en el tercio apical del conducto.

Los sistemas más avanzados de clasificación también evalúan la complejidad considerando la forma de la curvatura (I, J, C o S) y la severidad (Essam et al., 2021). Cada curva presenta desafíos únicos que requieren una planificación específica para evitar errores iatrogénicos, como perforaciones o fracturas instrumentales.

Figura 8.2



Nota. Diversas anatomías complejas que podemos encontrar en la práctica diaria (Fotos tomadas en la clínica de la Asignatura Endodoncia B Facultad de Odontología UNLP).

Factores relacionados con el instrumental

Diseño de instrumentos y metalurgia

Los instrumentos para la preparación de conductos radiculares pueden ser manuales o accionados por motor. Los primeros instrumentos manuales estaban hechos de acero al carbono, pero este material fue reemplazado por acero inoxidable debido a problemas de corrosión y desgaste durante la esterilización. Las limas de acero inoxidable proporcionan buena capacidad de corte, pero su rigidez las hace menos adecuadas para conductos curvos. Por esta razón, se desarrollaron limas de **níquel-titanio (NiTi)**, que ofrecen mayor flexibilidad y resistencia. Sin embargo, debido a la flexibilidad reducida y la falta de superelasticidad, la instrumentación eficiente de los conductos curvos es en su mayoría problemática.

Dentro de los instrumentos manuales podemos encontrar:

- **Limas K:** Ideales para la creación de trayectorias iniciales.
- **Limas Hedström:** Diseñadas para corte eficiente pero menos flexibles.
- **Escariadores:** Utilizados para ensanchar el conducto

Las limas manuales utilizadas causaban transporte y deformación de los conductos.

La principal desventaja de un instrumento cónico de 0,02 mm/mm es su tendencia a enderezarse, lo que limita el acceso de los irrigantes y medicamentos al tercio apical. Los intentos de superar estas deficiencias dieron como resultado varias técnicas de instrumentación que apuntaban a disminuir los defectos iatrogénicos y producir preparaciones con una forma acampanada. Las limas cónicas de NiTi estuvieron disponibles para abordar este problema.

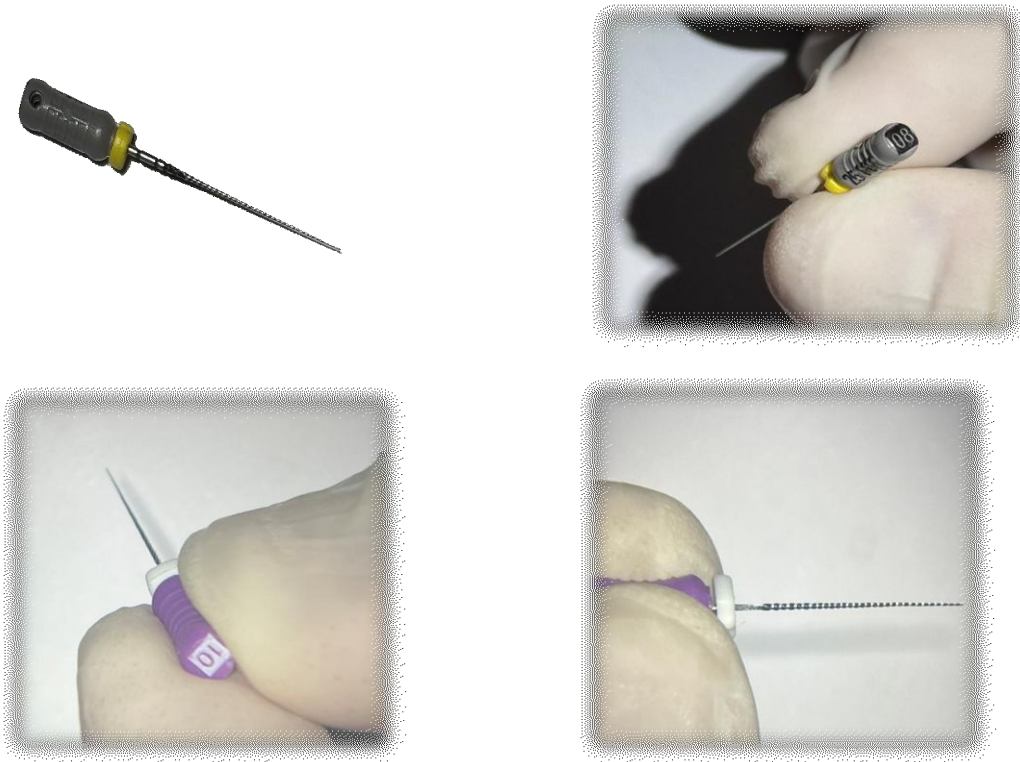
Por lo general, se necesitan limas pequeñas para la negociación inicial; sin embargo, estos instrumentos carecen de la rigidez necesaria para negociar canales calcificados y a menudo pueden distorsionarse. Los instrumentos cónicos tienen la rigidez pero son demasiado voluminosos para deslizarse a través de un espacio restringido (Allen et al., 2007).

Para resolver estos problemas, se introdujeron instrumentos manuales adicionales (es decir, limas C+). Estas limas intentan gestionar la dificultad de los canales calcificados modificando la geometría de la punta, templando el acero inoxidable para aumentar la rigidez o utilizando acero al carbono. (Allen et al., 2007).

El pitch de una lima para encontrar el camino influye en la flexibilidad, la sensación táctil (más puntos de contacto en la superficie) y la eficiencia de corte. Cuantas más ranuras tenga un instrumento para encontrar el camino, menos flexible será y más puntos de contacto utilizará para contribuir a la sensación táctil. Los instrumentos con un pitch menor serán inherentemente más efectivos para limar, pero menos efectivos para escariar (Allen et al., 2007).

El diseño de la sección transversal del instrumento proporciona información sobre la rigidez potencial, la resistencia y la capacidad de corte.

La selección de los instrumentos, la técnica y las habilidades del operador son parámetros importantes para asegurar una instrumentación sin incidentes durante el glide path.

Figura 8.3*Lima K 08 y Lima K 10***Glide Path y Ensanchamiento Coronal**

En la mayoría de los procedimientos de instrumentación endodóntica, se recomienda realizar un ensanchamiento coronal previo (limas abridoras mecanizadas) y establecer un glide path adecuado. Este abordaje disminuye el riesgo de fractura de instrumentos y facilita la instrumentación. Según Berutti et al. (2009), la preparación del ensanchamiento coronal reduce la probabilidad de fallos mecánicos durante la instrumentación y disminuye la tensión sobre los instrumentos. Además, Roland et al. (2002) demostraron que este procedimiento minimiza el riesgo de fractura, aliviando la torsión ejercida sobre los instrumentos rotatorios.

Glide Path Manual

El glide path manual se realiza utilizando limas K de acero inoxidable, favoreciendo una mayor sensibilidad táctil y una comprensión más precisa de la anatomía del canal. Estas limas conservan la impresión anatómica del conducto, lo que ayuda a detectar curvas o cambios significativos. Además, disminuyen el riesgo de fractura al alertar sobre la topografía interna del canal (Cassim y van der Vyver, 2013).

Ventajas del Glide Path Manual:

- Mayor control y sensibilidad táctil.
- Menor riesgo de transporte del conducto y fractura de instrumentos.

- Detección oportuna de obstáculos o curvaturas severas.

Desventajas del Glide Path Manual:

- Mayor tiempo y esfuerzo del operador.
- Fatiga y dificultad en operadores inexpertos.
- Posibilidad de extrusión apical de restos.

Glide Path Mecanizado

El glide path también puede realizarse mediante sistemas rotatorios NiTi, que ofrecen ventajas como la reducción del tiempo de trabajo y menor fatiga del operador. Estos instrumentos preservan mejor la anatomía del canal y disminuyen el riesgo de transporte foraminal. Sin embargo, el uso de instrumentos motorizados sin un glide path manual previo puede aumentar el riesgo de fracturas por torsión, especialmente en canales curvos o calcificados (Cassim y van der Vyver, 2013).

Ventajas del Glide Path Mecanizado:

- Menor tiempo de instrumentación.
- Mayor eficiencia y menor esfuerzo físico del operador.
- Mejor preservación de la anatomía radicular.

Desventajas del Glide Path Mecanizado:

- Menor sensibilidad táctil.
- Riesgo de falla por torsión en anatomías complejas.
- Costos más elevados.

Figura 8.4

Lima abridora SX Protaper Gold (Dentsply)



Secuencia de Instrumentación Manual y Mecanizada

Ya explicadas las ventajas y desventajas, se recomienda comenzar con un instrumento manual antes de introducir cualquier sistema motorizado, ya que esto reduce el riesgo de transporte o fractura. Los sistemas NiTi disponibles suelen tener puntas no cortantes y, debido a su flexibilidad, no son adecuados para la negociación inicial del canal (Young et al., 2007). Por este motivo, las limas manuales siguen siendo imprescindibles para establecer una trayectoria de deslizamiento precisa.

Técnicas de Glide Path en Canales Calcificados y Curvos

La negociación inicial de un canal con limas manuales es crucial en situaciones complejas, donde los obstáculos y calcificaciones dificultan el paso de instrumentos. Se aconseja utilizar limas K pequeñas (#06-10) para detectar obstrucciones y asegurar una trayectoria adecuada. Los principales desafíos incluyen:

1. Obstrucción del conducto con tejido o calcificaciones: Se recomienda utilizar una lima más pequeña con una curvatura apical pronunciada, irrigar y repetir el proceso hasta avanzar más profundamente.
2. Diferencias entre el ángulo de acceso y la curvatura del canal: La solución consiste en realizar pequeños ajustes y avanzar pacientemente con técnicas de aleatorización.
3. Limas demasiado grandes para el conducto: Se sugiere cambiar a una lima de menor calibre.
4. Restricciones en la entrada del canal: La ampliación coronal puede facilitar la inserción de las limas y la instrumentación eficiente.

Las limas motorizadas NiTi funcionan de forma más segura y eficiente cuando se utilizan en canales que ya han sido pre instrumentados, incluso para operadores menos experimentados.

La preparación del glide path es un paso esencial en la instrumentación endodóntica, especialmente en canales complejos o calcificados. La combinación de técnicas manuales y mecanizadas permite optimizar los resultados, minimizando el riesgo de errores iatrogénicos. Las limas manuales K siguen siendo esenciales para asegurar una trayectoria inicial segura, mientras que los sistemas rotatorios agilizan la instrumentación posterior.

Selección de instrumentos accionados por motor para endodoncia

Las propiedades mecánicas de las aleaciones de NiTi para el manejo de conductos curvos varían según su composición y el tratamiento térmico durante la fabricación. Los tratamientos

térmicos consisten en calentar y enfriar de forma controlada para obtener propiedades específicas que mejorarán el comportamiento clínico de la lima. Los tratamientos térmicos realizados para mejorar las propiedades de la aleación de NiTi podrían ser beneficiosos para el manejo de conductos curvos y constreñidos

La aleación “Gold” combina la flexibilidad con resistencia a la fatiga clínica y torsional. Además, es suficientemente rígida para optimizar la eficiencia de corte. Este tipo de aleación permite una mejor instrumentación.

La selección y uso adecuado de instrumentos accionados por motor es clave para mejorar la eficacia y minimizar los riesgos en la preparación de conductos radiculares, especialmente en casos de conductos curvos. Entender las características de cada instrumento ayuda a optimizar la instrumentación y a prevenir complicaciones. A continuación, se destacan algunas consideraciones importantes para formular estrategias en el manejo de casos complejos:

- Los instrumentos con un diseño de corte eficiente requieren menor torque, presión y tiempo para ampliar el conducto, reduciendo así el riesgo de transporte y errores.
- La fatiga de los instrumentos aumenta a medida que el número de rotaciones en una curvatura se incrementa, lo que puede comprometer su integridad y efectividad.
- Un canal curvo aumenta la fatiga de la lima, especialmente si el diseño del instrumento no favorece la flexibilidad necesaria para adaptarse a esta anatomía.
- La flexibilidad y un diseño de sección transversal asimétrico en los instrumentos reducen el transporte del conducto y permiten una instrumentación más controlada y segura.

Conocer las propiedades específicas del instrumento que se utilizará permite abordar de manera adecuada las variaciones anatómicas que se presenten.

Aunque el diseño de las limas y su metalurgia son aspectos fundamentales, el desarrollo de una técnica de instrumentación adecuada, una desinfección química y un trabajo protocolizado es aún más determinante para el éxito del tratamiento en conductos complejos.

Consideraciones finales

Este capítulo ofrece una guía para seleccionar el instrumental endodóntico adecuado al enfrentarse con variaciones anatómicas y desafíos en la práctica clínica diaria. La estrategia para un manejo efectivo se basa en los siguientes principios: realizar un diagnóstico preciso de la patología pulpar, interpretar adecuadamente la radiografía preoperatoria de la cámara pulpar y la anatomía del conducto, diseñar la cavidad de acceso en función de la anatomía específica, explorar la cámara pulpar, establecer un *glide path* adecuado para mantener la permeabilidad apical y utilizar instrumentos flexibles y resistentes a la fatiga para una instrumentación segura y eficaz.

Este enfoque integral es clave para optimizar los resultados del tratamiento endodóntico y prevenir complicaciones.

Bibliografía

- Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. El método de relleno anticurvatura para preparar el conducto radicular curvo. *Rev Asoc Dent Am*. 1980; 101:792-4.
- Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Análisis comparativo de pioneros en endodoncia. *J Endod*. 2007;33:723-6.
- Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Uso de PathFile rotatorio de níquel-titanio para crear la trayectoria de deslizamiento: comparación con el pre-flaring manual en conductos radiculares simulados. *J Endod*. 2009;35:408-12.
- Cassim I, van der Vyver PJ. La importancia de la preparación de la trayectoria de deslizamiento en endodoncia: una consideración de los instrumentos y la literatura. *S Afr Dent J*. 2013;68:322-7.
- Chandler N, Chellappa D. Lubrication during root canal treatment. *Aust Endod J*. 2019;45(1):106-10.
- Chaniotis A, Ordinola-Zapata R. Present status and future directions: Management of curved and calcified root canals. *Int Endod J*. 2022;55 Suppl 3:656-84.
- Chaniotis A, Plotino G. Acceso mínimamente invasivo al sistema de conductos radiculares. En: Plotino G, editor. *Abordajes mínimamente invasivos en la práctica endodóncica*. Cham: Springer; 2021.
- Cheung GSP, Liu CSY. Un estudio retrospectivo del resultado del tratamiento endodóntico entre las técnicas de limado manual con acero inoxidable y con lima rotatoria de níquel-titanio. *J Endod*. 2009;35:938-43.
- Chohayeb AA. Dilaceración de los incisivos laterales superiores permanentes: frecuencia, dirección e implicaciones del tratamiento endodóntico. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1983;55:519-20.
- Fleming CH, Litaker MS, Alley LW, Eleazer PD. Comparación de las técnicas endodónticas clásicas frente a las técnicas contemporáneas en el éxito del tratamiento endodóntico. *J Endod*. 2010;36:414-8.
- Hamasha AA, Al-Khateeb T, Darwazeh A. Prevalencia de dilaceración en adultos jordanos. *Int Endod J*. 2002;35:910-2.
- Iqbal M, Kurtz E, Kohli M. Incidencia y factores relacionados con los brotes en un programa de endodoncia de posgrado. *Int Endod J*. 2009;42:99-104.
- Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. ¿Los errores de procedimiento causan el fracaso del tratamiento endodóntico? *J Am Dent Assoc*. 2005;136:187-231.
- Malcic A, Jukic S, Brzovic V, Miletic I, Pelivan I, Anic I. Prevalencia de dilaceración radicular en pacientes dentales adultos en Croacia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006;102:104-9.
- Marendering M, Peters OA, Zehnder M. Factores que afectan el resultado del tratamiento del conducto radicular ortógrado en una práctica hospitalaria de odontología general. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;99:119-24.

- Nayak A, Jain PK, Kankar PK, Jain N. On comprehensive analysis of root canal shaping ability of three endodontic files of different kinematics. *Proc Inst Mech Eng H*. 2021;235(8):947-57.
- Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluación de la tasa de éxito del tratamiento endodóntico realizado por estudiantes con limas K de acero inoxidable y limas manuales de níquel-titanio. *J Endod*. 2001;27:124-7.
- Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GR, Torabinejad M. El efecto del ensanchamiento previo en las tasas de separación de instrumentos rotatorios de níquel-titanio con cono de 0,04. *J Endod*. 2002;28:543-5.
- Schäfer E, Bürklein S. Impact of nickel-titanium instrumentation of the root canal on clinical outcomes: a focused review. *Odontology*. 2012;100(2):130-6.
- Schäfer E, Bürklein S. Impacto de la instrumentación de níquel-titanio del conducto radicular en los resultados clínicos: una revisión enfocada. *Odontología*. 2012;100:130-6.
- Versiani MA, Martins J, Ordinola-Zapata R. Anatomical complexities affecting root canal preparation: a narrative review. *Aust Dent J*. 2023;68 Suppl 1:S5-23.
- Young GR, Parashos P, Messer HH. Los principios de las técnicas para la limpieza de conductos radiculares. *Aust Endod J*. 2007;52:S52-63.

Los autores

Coordinadores

Santángelo, Georgina Valeria

Dra. en Odontología, Magister en educación Odontológica FOLP, UNLP, Titular de la Asignatura Endodoncia B, FOLP-UNLP. Directora de la Carrera de Especialización en Odontología Endo-restauradora de la FOLP-UNLP. Especialista en Endodoncia de la Universidad Católica de Salta, Especialista en endodoncia, Colegio de la Provincia de Bs.As. Docente investigadora categorizada por la secretaría de Ciencia y Técnica UNLP; Dictante de cursos de Postgrado y Conferencista a nivel Nacional e Internacional; Secretaría de Postgrado de la FOLP, UNLP.

Gándara, Martín Lucas

Odontólogo Adjunto de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Autores

Berrios Orozco, Maria Fernanda

Odontóloga. Docente de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Blajeau, Celina

Odontóloga. Docente de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Bustos, María José

Odontóloga. Magister en Educación Odontológica. Docente de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Gándara, Martín Lucas

Odontólogo. Adjunto de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Caffaro, Lucia

Odontólogo. Docente de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Casas Mendieta, Jorge

Odontólogo. Especialista en Endodoncia. Docente de la Asignatura Endodoncia B FOLP, UNLP.

Kohan, Manuela

Odontóloga. Docente de la Asignatura endodoncia B FOPL.

Mainetti, Joaquín

Odontólogo. Docente de la Asignatura Endodoncia B, FOLP, UNLP.

Meji, Daniela

Odontóloga. Docente de la Asignatura Endodoncia B, FOLP, UNLP.

Parrachini, Juan Ignacio

Odontólogo. Docente de la Asignatura Endodoncia B, FOLP, UNLP.

Santángelo, Georgina Valeria

Dra. en Odontología, Magister en educación Odontológica FOLP, UNLP, Titular de la Asignatura Endodoncia B, UNLP. Directora de la Carrera de Especialización en Odontología Endorestauradora de la FOLP-UNLP. Especialista en Endodoncia de la Universidad Católica de Salta, Especialista en endodoncia, Colegio de la Provincia de Bs.As. Docente investigadora categorizada por la secretaría de Ciencia y Técnica UNLP; Dictante de cursos de Postgrado y Conferencista a nivel Nacional e Internacional; Secretaría de Postgrado de la FOLP, UNLP.

Troilo, Lusina

Odontóloga. Magister en Odontología preventiva y social; Docente de la Asignatura Endodoncia B, FOLP, UNLP.

Tudor, Cristina Inés

Dra. en Odontología, Adjunta de la Asignatura Endodoncia B, UNLP; Especialista en Endodoncia de la Universidad Católica de Salta; Especialista en Endodoncia Colegio de la Provincia de Bs. As; Dra. Profesora titular de la asignatura Operatoria I Facultad de Odontología de la UCALP; Adjunta de la Asignatura Operatoria II Facultad de Odontología de la UCALP.

Varela, Julieta Noemí

Odontóloga. Magister en Educación Odontológica. Docente de la Asignatura Endodoncia B, UNLP.

Weisburd, María Eugenia

Odontóloga. Especialista en Endodoncia. Docente de la Asignatura Endodoncia B, UNLP.

Yúnes, María Nevillia

Odontóloga. Docente de la Asignatura Endodoncia B, FOLP, UNLP.

Barrios, María Fernanda

Instrumental en Endodoncia : clasificaciones, características y usos / María Fernanda Barrios ; Georgina Valeria Santangelo ; Martín Lucas Gándara ; Coordinación general de Georgina Valeria Santangelo ; Martín Lucas Gándara. - 1a ed. - La Plata : Universidad Nacional de La Plata ; La Plata : EDULP, 2026.

Libro digital, PDF - (Libros de cátedra)

Archivo Digital: descarga

ISBN 978-950-34-2747-7

1. Endodoncia. 2. Cinemática. I. Santangelo, Georgina Valeria II. Gándara, Martín Lucas III. Santangelo, Georgina Valeria, coord. IV. Gándara, Martín Lucas, coord. V. Título.
CDD 306.461

Diseño de tapa: Dirección de Comunicación Visual de la UNLP

Universidad Nacional de La Plata – Editorial de la Universidad de La Plata
48 N.º 551-599 / La Plata B1900AMX / Buenos Aires, Argentina
+54 221 644 7150
edulp.editorial@gmail.com
www.editorial.unlp.edu.ar

Edulp integra la Red de Editoriales Universitarias Nacionales (REUN)

Primera edición, 2026
ISBN 978-950-34-2747-7
© 2026 - Edulp

n
naturales


EDITORIAL DE LA UNLP



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE LA PLATA