



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA
POR FATIGA CÍCLICA DURANTE LA PREPARACIÓN
DE CONDUCTOS RADICULARES CON DOS SISTEMAS
ROTATORIOS PROTAPER GOLD® Y TRUNATOMY®.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

YADIRA MARGARITA ARIAS PÉREZ

TUTOR: Esp. DAVID CARMONA HERRERA

MÉXICO, Cd. Mx.

2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Oscar y Lilia

Por todo el afecto brindado en estos años, la paciencia y el apoyo en todo momento, además de haberme brindado los pilares para poder construir mi carrera profesional, los valores y la educación que imprime perseverancia y compromiso para cumplir todos mis sueños.

A mi hermana Nely

Por ser un ejemplo a seguir con su presencia, respaldo y cariño que me ha impulsado a siempre seguir adelante, por demostrarme que con actitud, aptitud y perseverancia se logran los objetivos, enseñarme a ser fuerte y por la forma tan especial de demostrarme su cariño, compromiso y confianza.

A mi abuelita Lilia y tíos Antonio, Alberto, Alfredo y Gerardo

Por su apoyo y demostrarme su cariño en todo momento, más las risas y los aplausos brindados en cada uno de mis logros, pero sobre todo, tras inculcarme que la familia es la base de la felicidad.

A mi asesor

El doctor David Carmona Herrera por el tiempo compartido, el apoyo y la confianza brindada a mi proyecto, en especial, por las enseñanzas y el conocimiento transmitido a mi persona y ser cómplice de este sueño que apenas comienza.

A mis doctores

Por todas las enseñanzas y la formación que me ha permitido llegar hasta este punto donde comienza la vida profesional.

A la UNAM

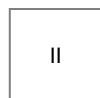
Por haberme permitido ser parte de la facultad de odontología, ser testigo de los aprendizajes y amistades obtenidos, siendo un hogar y un impulso para mi vida profesional.

A todos, gracias por el cariño, comprensión y paciencia, ya que este triunfo no es sólo mío, es de todos nosotros, gracias por ser parte de mi vida.

Con amor: Yadira



***Nada en este mundo debe ser temido... solo entendido.
Ahora es el momento de comprender más, para que podamos
temer menos.
Marie Curie***





ÍNDICE.

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. OBJETIVO.....	2
3. PREPARACIÓN BIOMECÁNICA.....	3
3.1. Objetivos de la preparación biomecánica.....	5
3.1.1. Objetivos mecánicos.....	5
3.1.2. Objetivos biológicos.....	6
3.1.3. Objetivos técnicos.....	8
4. INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS.....	9
4.1. Clasificación de instrumentos endodóncicos.....	9
4.2. Diseño de las limas endodóncicas.....	12
4.2.1. Diseño longitudinal y sección transversal.....	15
5. TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN.....	20
5.1. Instrumentación manual.....	21
5.1.1. Técnicas apico-coronales.....	21
5.1.2. Técnicas corono-apicales.....	21
5.2. Instrumentación mecanizada.....	23
5.2.1. Técnica corono-apical.....	23
5.2.2. Técnica de longitud única.....	24
5.2.3. Técnicas híbridas.....	24
6. TIPOS DE MECANIZACIÓN.....	25
6.1. Rotación continua.....	25
6.2. Movimiento oscilatorio (reciprocante).....	25
7. INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS DE NÍQUEL-TITANIO.....	27
7.1. Antecedentes históricos.....	27
7.2. Metalurgia.....	30
7.2.1. Electropulido.....	30
7.2.2. Tratamiento térmico.....	31
7.2.3. Mecanizado por descarga eléctrica.....	31
7.3. Composición.....	32



7.4. Propiedades mecánicas.	32
7.2.4. Transformaciones de fase.	34
8. CAUSAS DE FRACTURAS DE LOS SISTEMAS MECANIZADOS	36
7.1. Fatiga cíclica.....	38
7.2. Fatiga torsional.....	39
9. PROTAPER GOLD.	41
9.1. Características.....	41
9.2. Secuencia según el fabricante.	44
10. TRUNATOMY.	46
10.1. Características.	46
10.2. Secuencia según el fabricante	48
11. DISCUSIÓN.....	50
12. CONCLUSIONES	54
13. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	56



1. INTRODUCCIÓN.

La Endodoncia es el campo de la Odontología que estudia la morfología, fisiología, patología, así como la prevención, diagnóstico y tratamiento de los tejidos perirradiculares y lesiones pulpares.

Al enfrentarnos con un proceso carioso inicial y a la destrucción sucesiva del tejido pulpar hasta el desarrollo de la inflamación periapical, los objetivos principales del tratamiento endodóncico son la prevención y la curación de la inflamación pulpar, con lo que se logra mejorar la calidad de vida de los pacientes toda vez que se pueden conservar sus dientes naturales.

Una de las etapas esenciales de la endodoncia no quirúrgica es la preparación del sistema de conductos radiculares, la cual sirve para desbridar mecánicamente, crear espacio para la penetración de los irrigantes, permitir la administración de medicamentos y crear una geometría ideal para obturar adecuadamente, sin embargo, uno de los principales factores a los que nos enfrentamos al llevar a cabo este procedimiento es depender de la anatomía de los conductos radiculares por el número de diente y su curvatura.

En las últimas décadas, la conceptualización y diseño de los sistemas de conformación de conductos radiculares ha experimentado importantes avances, ya que desde 2012 se han desarrollado nuevos protocolos para facilitar la limpieza y la conformación de los conductos radiculares y se han utilizado instrumentos de níquel-titanio (NiTi), con los cuales se ha logrado mantener la anatomía original del conducto y posición del foramen apical, produciendo preparaciones menos invasivas, lo cual se puede considerar como uno de los resultados más sobresalientes en comparación con los instrumentos manuales, igualmente, se lleva a cabo la comparación del NiTi que tiene una flexibilidad superior y una mayor resistencia a la fatiga cíclica y torsional en relación al acero inoxidable, por ello es importante que los profesionales de la salud tengan las actualizaciones correspondientes a la materia, teniendo en cuenta el enfoque de las propiedades mecánicas de los instrumentos que van saliendo al mercado.



2. OBJETIVO.

El objetivo de esta revisión bibliográfica es comparar dos sistemas mecanizados de rotación continua con aleación de Níquel Titanio, sometidos en su fabricación a un tratamiento térmico, TruNatomy y ProTaper Gold, en relación a su protocolo de uso, características y bondades de cada uno, dando énfasis en su resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

3. PREPARACIÓN BIOMECÁNICA.

Una etapa integral e importante de la terapia pulpar es la preparación biomecánica de los conductos radiculares, la cual se encarga de ampliar y modelar los conductos para desinfectarlos y finalmente obturarlos, ya que el principal factor etiológico de las lesiones pulpares y periapicales es la contaminación bacteriana.^{1, 2}

El tratamiento de conductos radiculares en los casos de pulpectomía, radica en la preparación del conducto radicular buscando la remoción del tejido pulpar y la creación de condiciones morfológicas y dimensionales para realizar una correcta irrigación y una óptima obturación; mientras que en la necropulpectomía, además de remover los restos tisulares, se da forma y dimensiones y también se elimina o reduce la cantidad de microorganismos.^{3, 4, 5}

Realizados los procedimientos preoperatorios, concluido el acceso y una vez que se tienen escogidos los instrumentos, se puede iniciar la preparación del conducto radicular, la cual consta de las etapas siguientes:⁵ (Figura 1)^{24, 34}



Figura 1. Etapas de la terapia pulpar, desde el proceso carioso hasta la obturación.



La exploración: Se imagina la forma tridimensional del sistema de conductos con ayuda de una imagen radiográfica.

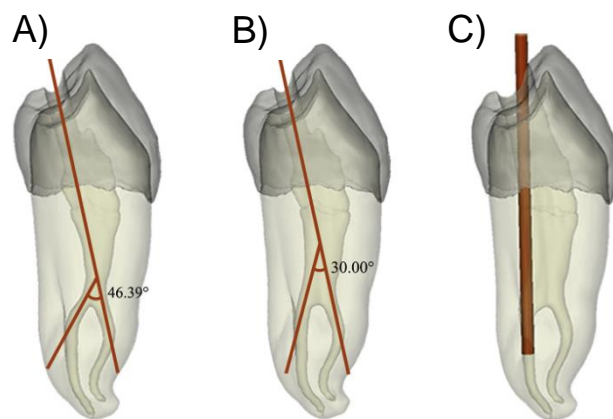
La odontometría: Determina la longitud del diente conjuntando los métodos radiográficos y los localizadores electrónicos del foramen apical, asegurándonos que los procedimientos endodóncicos se realicen dentro de los límites del conducto radicular.

La limpieza: Remueve el tejido pulpar, o en el caso de las necropulpectomías, remueve el remanente del contenido del conducto mediante el uso de instrumentos y soluciones irrigadoras, a menudo con hipoclorito de sodio (NaOCL) en toda su extensión.

La conformación o instrumentación: Crea las condiciones morfológicas y dimensionales para obturar; y en el caso de las necropulpectomías desinfectar, dando cierta amplitud al conducto.

Al trabajar en el conducto radicular, el profesional de la salud conforma un conducto quirúrgico de acuerdo con sus conveniencias o necesidades, siempre procurando respetar su forma y conicidad originales, poniendo atención en las curvaturas del conducto (radio y ángulo de curvatura), lo cual permitirá un manejo adecuado sin el riesgo de errores iatrogénicos de transportación o separación de instrumentos.^{1), 5 (Figura 2) ³⁵}

Figura 2. Vista mesial de un primer premolar inferior, con un conducto en forma de H altamente curvado. El estudio comparó la resistencia a la fractura utilizando varios métodos, obteniendo la misma preservación de resistencia a la fractura en los tres:



- A) Cavity endodóntica conservadora,
- B) Cavity endodóntica conservadora modificada, C) Cavity tradicional.



3.1. Objetivos de la preparación biomecánica.

3.1.1. Objetivos mecánicos.

El primer objetivo mecánico es que *todas las superficies de los conductos radiculares deben prepararse mecánicamente*, sin embargo, se ha demostrado que una superficie significativa del espacio del conducto no es accesible a la acción mecánica de los instrumentos de endodoncia debido a la compleja geometría del espacio del conducto radicular, dado que éstos abarcan irregularidades anatómicas como conductos colaterales, laterales, deltas apicales, recurrentes, interconductos y otras áreas.^{2,7}

Adicionando, que *se deben evitar los errores de preparación*, como las deformaciones y las perforaciones, puesto que pueden hacer que partes del sistema de conductos radiculares sean inaccesibles a la desinfección y, por este motivo, no resulten convenientes.² (Figura 3)²

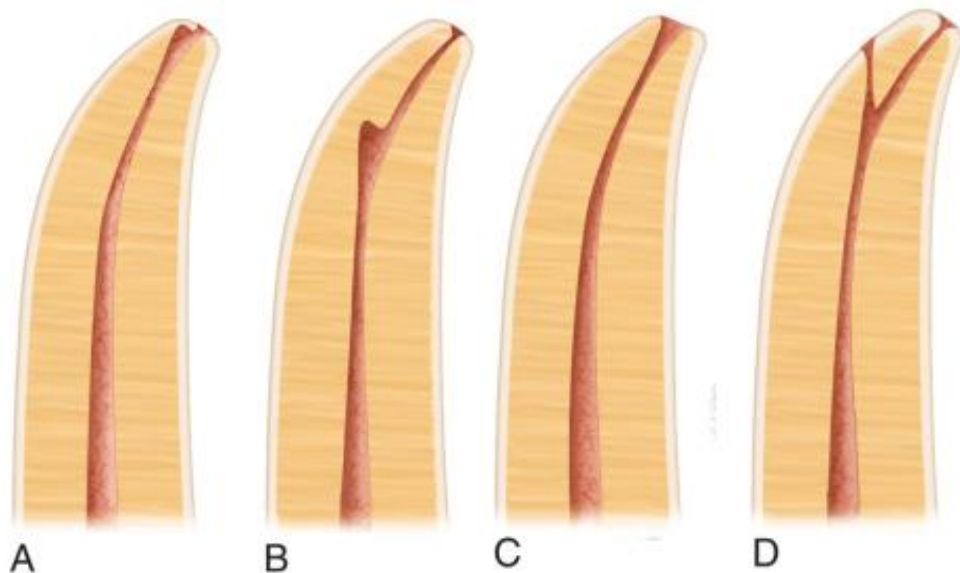


Figura 3. Errores de preparación más comunes: A) Deformación apical, B) Escalón, C) Deformación apicales con perforación, D) Escalón con perforación.

El reciente objetivo mecánico es *preservar la mayor cantidad posible de dentina radicular* con el propósito de que el diente pueda resistir las fuerzas masticatorias a largo plazo y prevenir así las fracturas radiculares.^{2, 7} (Figura 4)³⁶

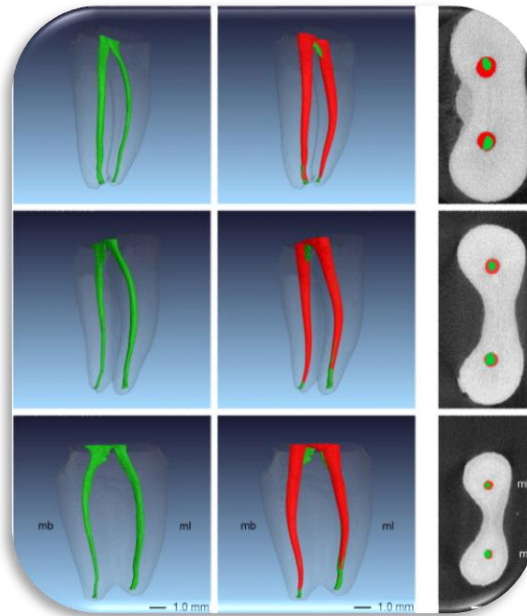


Figura 4. Microtomografía de la técnica ProTaper F2. Las áreas verde y roja son procedimientos pre y posoperatorios, respectivamente.

3.1.2. Objetivos biológicos.

Es de relevancia saber que las enfermedades pulpares y periapicales son enfermedades dentales comunes observadas en la práctica clínica y son causadas principalmente por la invasión bacteriana del complejo dentino-pulpar. La terapia de conductos radiculares se ha aplicado justamente para lograr el objetivo biológico, el cual es *crear un efecto antimicrobiano*, estableciendo un tamaño y conicidad mínimos pero óptimos, que permitan la turbulencia e intercambio de irrigantes indispensables para las condiciones mínimas de limpieza y desinfección para asegurar la cicatrización.^{2, 6, 7}

Dentro de este marco, se establece que las soluciones irrigadoras son introducidas mediante una jeringa y una aguja, pudiendo ser la clorhexidina



(CHX), el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), entre otros, los cuales se han ido adoptando a lo largo de la historia endodóncica; no obstante, el hipoclorito de sodio (NaClO) en un rango de concentración de 0,5% a 5,25%, sigue siendo el irrigante más común utilizado en el tratamiento de endodoncia en todo el mundo, toda vez que esta solución puede eliminar eficazmente las bacterias y disolver los tejidos orgánicos, sin que ningún otro irrigante muestre efectos similares. ^{2, 6} (Figura 5)³⁷

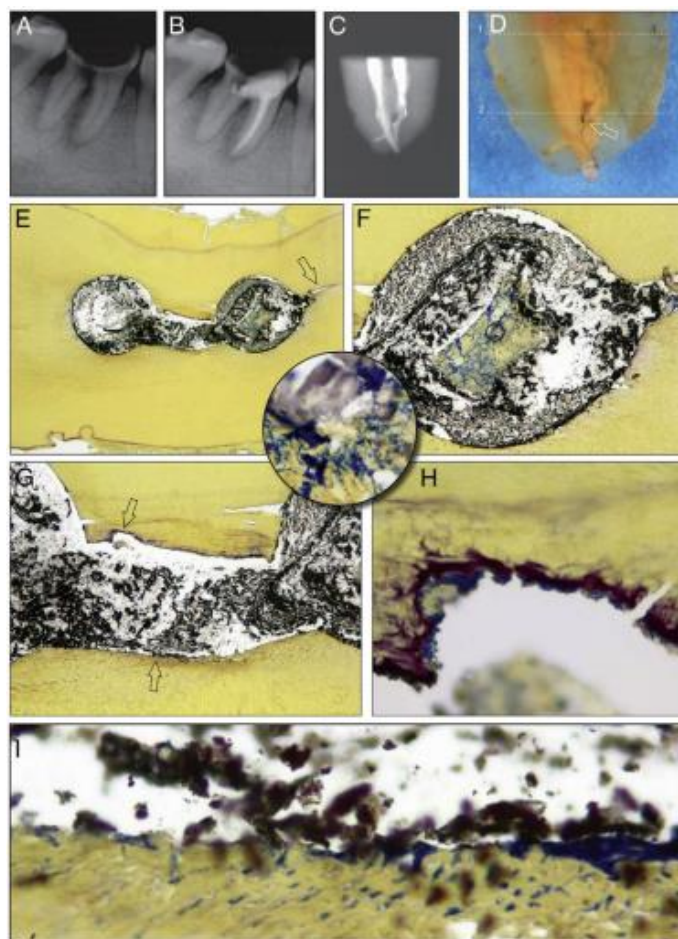


Figura 5. Invasión de microorganismos en los túbulos dentinarios in vitro, en donde se realizó tratamiento de conductos irrigando con hipoclorito de sodio al 5% en un primer molar mandibular derecho con periodontitis apical: A) Primer molar mandibular derecho fracturado; B) Radiografía postobturación; C) Radiografía de la raíz mesial después de la extracción; D) Muestra donde se aprecia que el material de obturación



del conducto radicular está ligeramente sobreextendido apicalmente; E) Corte transversal tomado del tercio medio. Ambos conductos parecen bien preparados, con dentina removida circunferencialmente. Obsérvese el istmo ancho que alberga el material de obturación que conecta los 2 canales y la extensión lingual del canal lingual (flecha); F) Detalle del conducto lingual. Una gran masa de restos necróticos colonizados por bacterias ocupa la parte central de la luz del conducto, incrustada en el material de obturación. La vista de gran aumento desde el centro de esta masa muestra material amorfo (probablemente restos de comida) rodeado por una gran concentración de perfiles bacterianos; G) Detalle del istmo; H) El biofilm bacteriano cubre la irregularidad en la pared de dentina del istmo; I) Ampliación del área en la pared opuesta del istmo. Además del biofilm presente en la pared de la dentina, las bacterias también colonizan los túbulos dentinarios.

3.1.3. Objetivos técnicos.

El objetivo técnico es *la obtención de una conicidad* que se adapte a la forma y la curvatura originales de un conducto radicular, aunque, el tamaño apical final de la preparación es aún controversia, al igual que la conicidad final de la preparación.² (Figura 6)³⁷

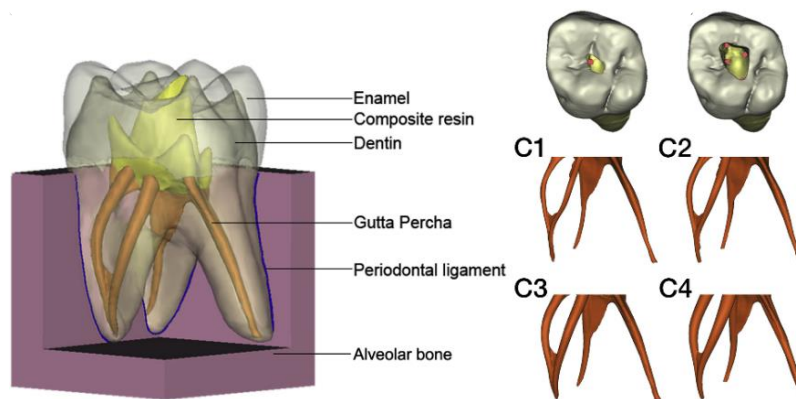


Figura 6. Preparación biomecánica de conductos radiculares en molares con conicidades .02, .04, .06 y .08 desde la figura C1 a C4 respectivamente.



4. INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS.

Para alcanzar los objetivos de la preparación biomecánica de los conductos radiculares, además de mejorar la calidad y reducir el fracaso en los tratamientos endodóncicos se han estandarizado la gran variedad de instrumentos, entre los que se pueden encontrar los manuales, mecanizados, los utilizados para la obturación de conductos radiculares, entre otros.⁸⁻¹⁰

Derivado de lo anterior, la Organización Internacional de Normalización (ISO) en colaboración con la Federación Dental Internacional (FDI), establecieron las normas internacionales para los instrumentos de endodoncia, con lo que se instauró el estándar para la forma, las dimensiones y el diámetro de los instrumentos para conductos radiculares, asimismo clasificaron los instrumentos de endodoncia en grupos de acuerdo al uso correspondiente; en este mismo tenor de ideas, es importante señalar que el Consejo de Materiales, Instrumentos y Equipos Dentales de la Asociación Dental Estadounidense (ADA) en participación con el Instituto Americano de Estándares Nacionales (ANSI) constituyeron las especificaciones estandarizadas y convencionales para los instrumentos endodóncicos.⁸⁻¹⁰

4.1. Clasificación de instrumentos endodóncicos.

TIRANERVIOS: Se utilizan para la extracción de tejido pulpar de conductos radiculares anchos y apósitos de algodón de la cámara pulpar. Siempre que el instrumento esté suelto dentro del conducto el riesgo de fractura es mínimo. Están hechos de alambre de acero blando y sus púas cortan el metal y distienden la parte cortada alejándose del eje.¹⁰ (Figura 7)²



Figura 7. Micrografía electrónica de barrido de un tiranervios.



ESCARIADORES: Se fabrican torciendo una pieza cónica de acero inoxidable para formar un instrumento con bordes cortantes. Se utilizan con una acción de giro y tracción de media vuelta, que toca la pared del conducto y elimina los defectos de dentina del conducto radicular. Tienen una sección transversal triangular, pero los tamaños más pequeños pueden fabricarse a partir de una pieza cuadrada.¹⁰ (Figura 8)²⁴



Figura 8. Escariador K de Dentsply Sirona/Maillefer.

LIMAS: En su mayoría están hechas de acero inoxidable. Las propiedades de las diferentes limas están relacionadas con sus características de diseño, las más comunes son: ¹⁰

➤ **Lima K:** Se llaman así debido a que fueron diseñadas por Kerr Company. Estas limas tienen una sección transversal en forma triangular o cuadrada, el corte ocurre con movimientos de empujar y tirar. Se usan para agrandar y explorar los conductos radiculares, para colocar sellador y en algunas técnicas de obturación. ¹⁰

➤ **Lima K-flex:** Se desarrollaron con el fin de mejorar el diseño de la lima K. Consta de una sección transversal en forma de rombo y una serie de espiras cortantes y no cortantes, éstas están diseñadas para que el instrumento tenga mayor flexibilidad y proporcione un depósito para los restos de dentina. Una desventaja es que tiende a perder su eficiencia de corte rápidamente. ¹⁰

➤ **Flexofile:** Es fabricada por Dentsply Maillefer de la misma manera que la lima K pero utilizando una aleación de acero inoxidable más flexible. La aleación utilizada en la fabricación de limas tiene mayor eficacia de corte y mayor resistencia a la fractura. Además tiene una punta no cortante (Batt) y una sección transversal triangular, por lo que las espiras de corte son más afiladas y hay más espacio para la eliminación de residuos. ¹⁰



➤ **Hedstrom:** Se fabrica mediante un proceso de fresado a partir de una pieza de acero de sección transversal redonda para producir bordes de corte elevados. El efecto de disminución parece formar una serie de conos que se cruzan. Aunque el diseño conduce a un instrumento afilado y flexible, la lima es inherentemente más débil debido al diámetro reducido del eje y, por lo tanto, es un poco más propensa a romperse. Es más efectivo cuando se usa en un movimiento de tracción. Con espiras afiladas, también se utiliza para retirar instrumentos retenidos y gutapercha.¹⁰

➤ **Unifile:** Es fabricada por McSpadden, de un alambre redondo cortando dos superficies para producir las espiras en una doble hélice. Además poseen la acción cortante tanto de una lima como de un ensanchador. (Figura 9)³⁸

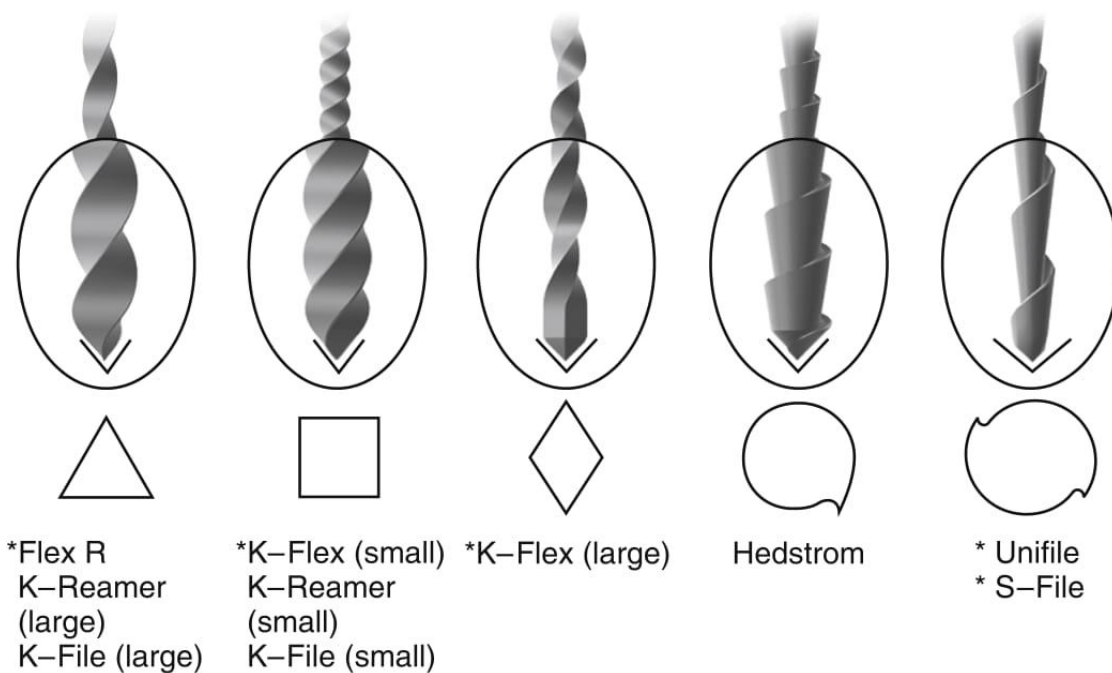


Figura 9. Esquemas de las limas K, K-flex, Flexofile, Hedstrom y Unifile resaltando sus espiras, tipo de punta y el diseño de su sección transversal.



4.2. Diseño de las limas endodóncicas.

En este tenor de ideas, como parte de los instrumentos de mérito, a continuación se describirán los elementos de diseño de las limas:

Mango: Generalmente, el mango es fabricado con un plástico térmico resistente que recibe un color dependiendo del calibre del instrumento, siendo ésta una estandarización, la cual tiene una secuencia obligatoria de seis colores (blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro) dando principio a las llamadas series 1, 2 y 3.⁸ (Figura 10)²

Cada lima posee en el mango una numeración que determina el diámetro de la punta del instrumento, la cual varía de 0,05 mm de una lima a otra en la serie 1. La primera lima de la serie 1 (color blanco) posee una punta con un diámetro 0,15 mm, por lo que el mango tendrá el número 15, así sucesivamente hasta la lima 40 (negro). La segunda serie inicia en el número 45 (blanco), pero la variación de 0,05 mm de una lima a otra avanza solo hasta la lima 60 (azul), a partir de ahí la variación pasa a ser de 0,10 mm. Por lo tanto, la quinta lima de la serie 2 es una lima 70 (verde), y continúa así hasta la serie 3 que inicia en la lima 90 (color blanco), hasta la lima 140 (color negro). Las series especiales se refieren a las limas individuales: 6 (color rosa), 8 (color gris) y 10 (color lila).⁸ (Figura 10)²

Tallo o vástago intermedio: La zona intermedia no posee corte e incluye la zona de transición que conecta al mango con la parte activa. De todo el instrumento, es la única longitud que puede variar para obtener diferentes tamaños de la lima, los cuales pueden ser de 21, 25 y 31 mm.⁸ (Figura 10)²

Parte activa: La parte activa incluye las espiras de la lima, que presentan un corte variado de acuerdo con las características de cada instrumento. Esta parte activa siempre tendrá una longitud fija de 16 mm, independientemente de la lima.⁸ (Figura 10)²



Conicidad: Es la cantidad de diámetro de la lima que aumenta cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hasta el mango. Los instrumentos pueden tener una conicidad constante o variable. El conocimiento del diámetro transversal permite al profesional darse cuenta del tamaño que tiene la lima en el punto de curvatura, y con ello la tensión relativa que se ejerce sobre la lima.⁹ (Figura 10)²

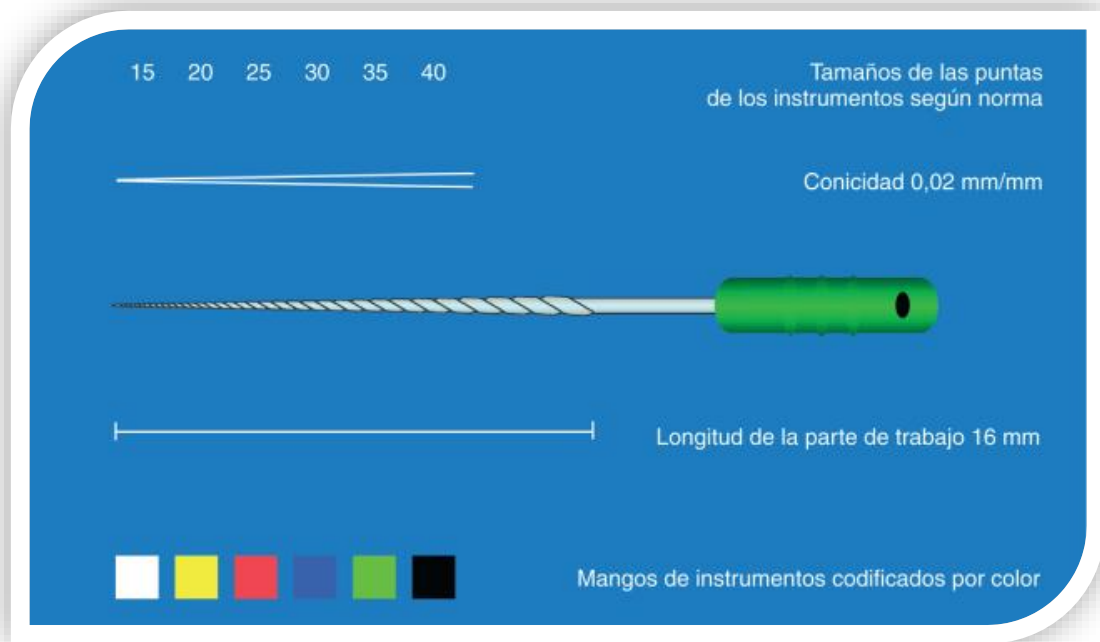


Figura 10. Representación esquemática de un instrumento manual de tamaño núm. 35 según la norma ISO. El tamaño de la punta, la conicidad y los colores del mango del instrumento están regulados por la normativa ISO/ANSI/ADA.



Diseño de la punta: En la preparación de los conductos radiculares, la punta del instrumento tiene dos funciones: guiar la lima a través del conducto y ayudar a que penetre en este. Las puntas de los instrumentos se clasifican de la siguiente manera: ^{2, 9}

→ **Las puntas cortantes** sirven para ultrapasar áreas de calcificación, para conductos muy estrechos y curvos. Los instrumentos que tienen estas puntas deben usarse con mayor cuidado de lo habitual, pues fácilmente se desvían del conducto radicular original. Más que nada sirven para realizar retratamientos con un tipo de rotación específica para este procedimiento, facilitando la eliminación de la obturación existente de material en los conductos radiculares. ^{2, 9}

→ **Las puntas no cortantes**, también llamadas puntas Batt, se fabrican mediante alisado y esmerilado del extremo apical del instrumento. Se introdujo una forma modificada, la lima Flex-R, de forma que los ángulos de transición estaban pulidos lateralmente entre la punta y la parte activa del instrumento. Se necesitan técnicas similares para fabricar las limas K de NiTi; mientras que en las limas rotatorias de NiTi suelen utilizarse puntas no cortantes redondeadas, que previenen los errores de preparación que se encontraban en las puntas cortantes. ^{2, 9} (Figura 11)²⁴

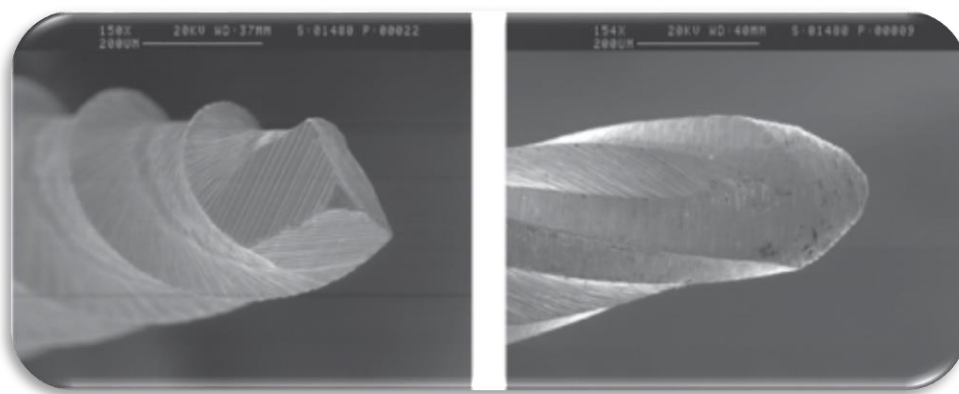


Figura 11. Lima con punta cortante y no cortante respectivamente.



4.2.1. Diseño longitudinal y sección transversal.

Superficie o zona radial, o guía lateral de penetración (Radial land):

Los instrumentos estandarizados, como las limas tipo K, Hedstrom y los ensanchadores, poseen un ángulo de corte que impide que estos instrumentos giren cuando están presionados hacia el ápice. Para solucionar este problema se configuró lo que se llama en inglés “radial land”, incluido en los instrumentos rotatorios fabricados con níquel-titanio, los cuales presentan un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular que permite que al girar el instrumento en el conducto, este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento, no de limaje, lo que previene la fractura. La posición con respecto al borde cortante opuesto y su anchura determinan su eficacia.^{2, 9} (Figura 12)¹¹

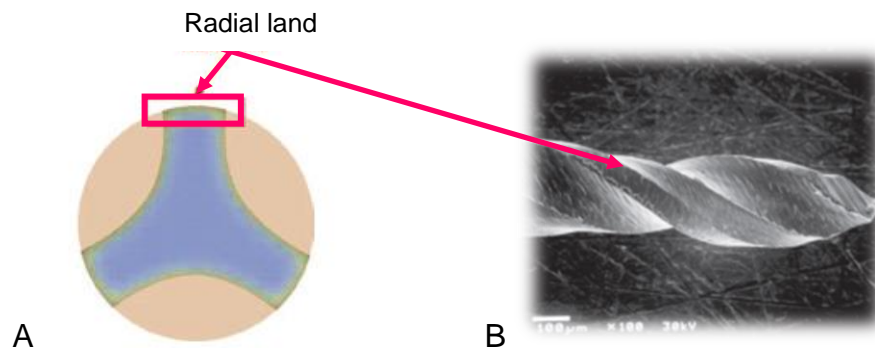


Figura 12. A) Sección transversal de una lima NiTi, señalando la zona radial;
B) Radial land de una lima del sistema Quantec

Ángulo de corte, de ataque o de incidencia de la hoja de corte: Es el formado por el borde guía y el radio de la lima a través del punto de contacto con la pared radicular, considerándose la mejor indicación de capacidad de corte de una lima. El ángulo de incidencia puede ser: positivo o cortante; si se forma un ángulo de 90°; neutro; o negativo o raspador. En el caso de los instrumentos rotatorios, el ángulo de corte de estos instrumentos es levemente negativo, haciendo con que el desgaste no sea tan intenso.^{2, 9} (Figura 13)¹²

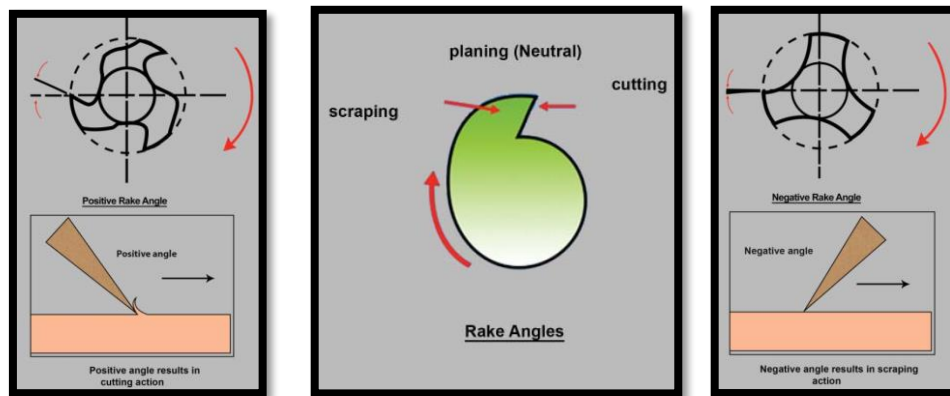


Figura 13. Ángulo de corte positivo, neutral y negativo correspondientemente.

Alivio de la superficie radial: Está representado por la intersección de la superficie de ataque. Algunos instrumentos rotatorios poseen un alivio observado a través de su sección transversal. Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción.⁹ (Figura 14) ¹²

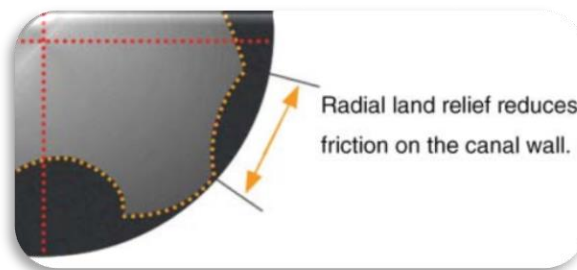


Figura 14. Alivio de la superficie radial.

Espiras: Son los surcos y/o ranuras en la superficie de trabajo que recogen los tejidos blandos y el barrillo dentinario que se elimina de las paredes del conducto, consecuentes de la instrumentación. ⁹ (Figura 15) ¹²

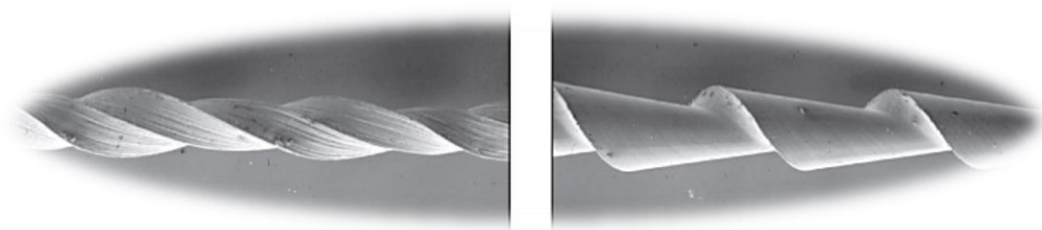


Figura 15. Espiras de diversas limas.



Área de escape: Área que sirve para recibir el barrillo dentinario que se produce durante la instrumentación. La eficacia de esta área de escape depende de su profundidad, anchura, configuración y acabado superficial de las espiras.^{2, 9 (Figura 16)¹²}

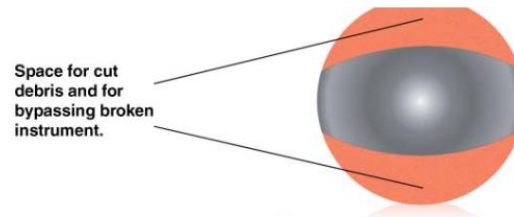


Figura 16. Área de escape.

Hoja de la lima: Es la superficie de mayor diámetro que se encuentra después del surco, la estructura en la intersección de la espira con el surco y se forma al girar el borde (cortante) guía.^{2 (Figura 17)²⁴}

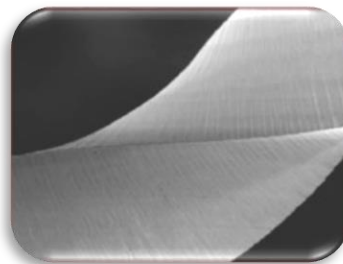


Figura 17. Hoja de la lima.

Borde cortante: Éste forma y arranca esquirlas de las paredes del conducto, al mismo tiempo que corta y desgarrar los tejidos blandos. Su eficacia depende del ángulo de incidencia o ataque y la agudeza.^{2(Figura 18)²}



Figura 18. Lima K con bordes cortantes y lima rotatoria con bordes guía.



Núcleo: Es la parte central cilíndrica de la lima, cuya circunferencia está delimitada por la profundidad de las espiras.²⁴ (Figura 19)²⁴

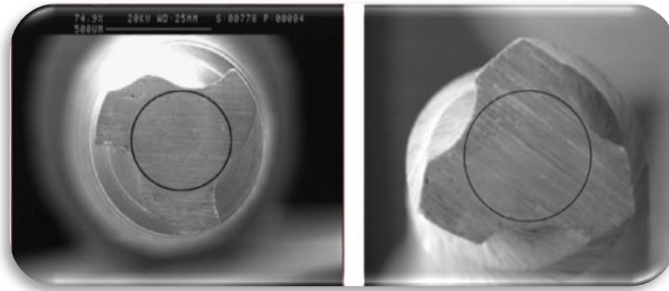


Figura 19. Núcleo de la lima K3 y ProTaper F3 equitativamente.

Distribución de la masa metálica: La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea, tal hecho permite que el instrumento “se acomode” en el conducto radicular, distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina y/o que el propio recibe, causando el desgaste de todas las paredes dentinarias y reduciendo el riesgo de fractura.⁹ (Figura 20)²

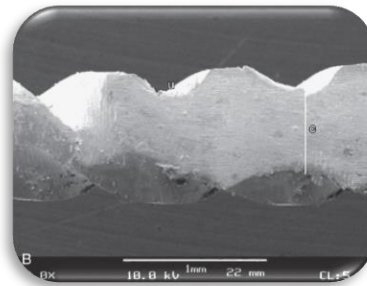


Figura 20. Centro de un instrumento rotatorio de níquel-titanio.

Ángulo helicoidal: Es el ángulo formado por la hoja y el eje longitudinal de la lima. Cuanto mayor sea éste, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad, por el contrario, si el ángulo helicoidal es pequeño, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste. El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° aproximadamente, porque cuando es mayor que 45° puede atorarse y/o fracturarse.^{2, 9} (Figura 21)²⁴

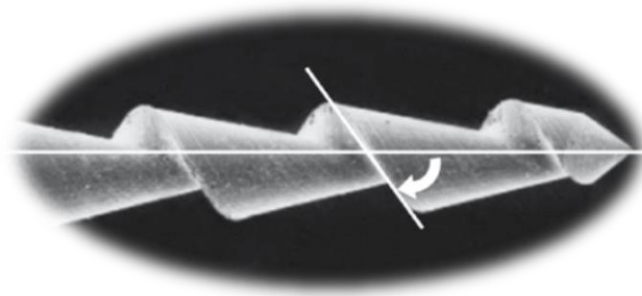


Figura 21. Ángulo helicoidal.

El paso de la lima o pitch: Es la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente (distancia entre una “vuelta espiral” y la siguiente). Cuanto más pequeño sea el paso o más corta la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal. Aunque las limas K tienen un paso constante situado, en general, en el intervalo de 1 mm, muchos instrumentos rotatorios de NiTi presentan un paso variable, que cambia a lo largo de la lima, las espirales más estrechas se sitúan cerca de la punta de la lima y se dispone de una mayor distancia entre las espiras hacia la parte coronal.² (Figura 22)²

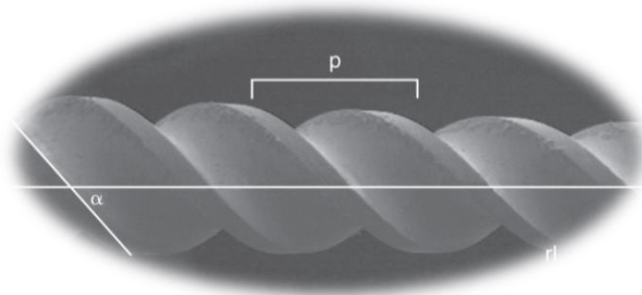


Figura 22. Paso de la lima o pitch.

Acabado superficial: A pesar del avance tecnológico que representan los instrumentos rotatorios, poca atención se viene dando al acabado superficial de estos instrumentos. La ausencia de un pulimiento físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular, que facilita la fractura del instrumento. En el capítulo 7.2 se profundizará este tema.⁹



5. TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN.

Siempre que se usen instrumentos adecuados y que el diseño y la calidad del acceso sean apropiados, se puede evitar el adelgazamiento excesivo de las estructuras radiculares, impidiendo a su vez las fracturas verticales y las perforaciones radiculares. Por otro lado, se han ideado técnicas para conseguir la forma de preparación ideal sin ningún error y con la incorporación circular de las secciones transversales del conducto original.²

Las técnicas se han dividido en dos grupos, las cuales simplemente describen la dirección en la que los conductos se agrandan progresivamente; ya sea comenzando en el ápice y agrandando progresivamente todo el conducto con énfasis en retroceder segmentariamente desde el ápice hasta la parte coronal (apico-coronal, p. ej., técnicas estandarizadas, step-back); o comenzando coronalmente y luego ampliándose progresivamente hacia el ápice (corono-apical, p. ej., técnicas step-down, double flared, crown down sin presión).¹¹ (Figura 23)¹¹

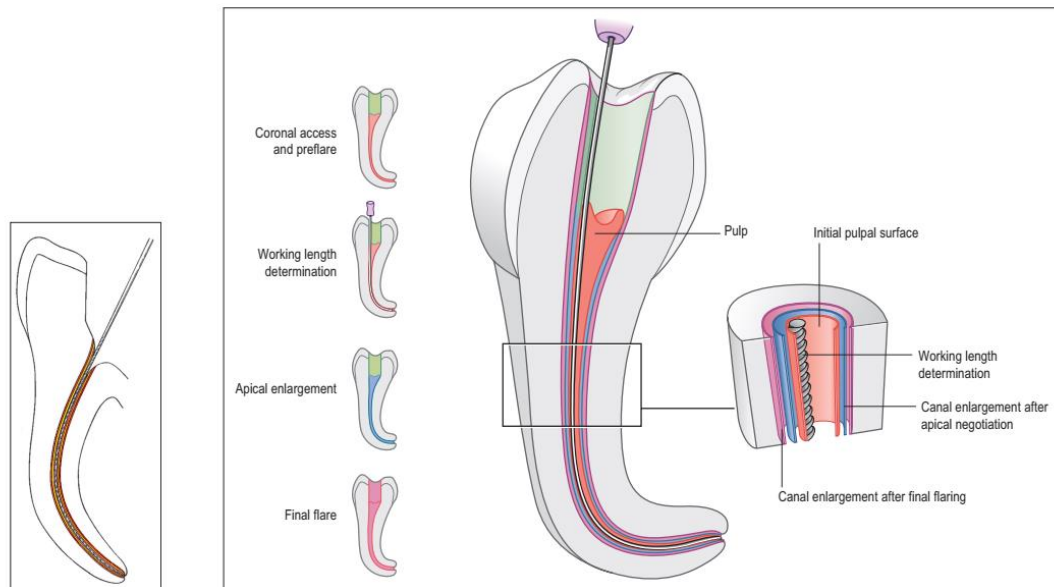


Figura 23. Técnica apico-coronal y corono-apical correspondientemente.



5.1. Instrumentación manual.

5.1.1. Técnicas apico-coronales.

✚ **Técnica estandarizada o watch-winding:** Se basa en la forma de los instrumentos para conseguir la forma final del conducto, empezando el proceso con limas de conicidad delgadas, estas limas se hacen avanzar hasta la longitud de trabajo y funcionan con el movimiento “watch winding” o “giro de un cuarto” hasta que puede utilizarse el siguiente instrumento más grande. Es difícil llegar al objetivo en conductos curvos y en conductos estrechos.^{1, 2}

✚ **Técnica de retroceso o step-back:** Consiste en preparar primero la zona apical del conducto radicular, seguido de un ensanchamiento coronal para facilitar la obturación. Aunque esta técnica se diseñó principalmente para evitar errores de preparación en conductos curvos, a menudo da como resultado un daño iatrogénico debido a la inflexibilidad de las limas de acero inoxidable y por otra parte, después del agrandamiento apical, la longitud del instrumento puede reducirse al aumentar el tamaño del instrumento. Se aplica en particular en la preparación de conductos aparentemente rectos. Con los años, la técnica ha sufrido varias modificaciones con el fin de examinar y ensanchar antes de alcanzar la longitud de trabajo.^{11, 12}

5.1.2. Técnicas corono-apicales.

✚ **Técnica step-down:** Es una técnica híbrida, en la que los dos tercios coronales se preparan primero con limas H y fresas Gates Glidden, antes de realizar una preparación step-back del tercio apical. Con esta técnica existe una menor posibilidad de compresión cerca de la constricción apical, como consecuencia de la eliminación de los residuos necróticos que podrían extruirse por el foramen apical durante la instrumentación.^{2, 12}



✚ **Técnica corono-apical o de doble ensanchamiento:** Consiste en explorar con una lima pequeña, después desbridar la zona corono-apical con limas K de tamaños decrecientes y finalmente agrandar apicalmente hasta un tamaño núm. 40 o similar. La técnica original incluía pasos atrás en incrementos de 1 mm, con limas de tamaños crecientes y frecuentes recapitulaciones con una lima K pequeña. Una de las ventajas es que las preparaciones son más centradas en dientes con conductos radiculares curvos con una técnica de doble ensanchamiento modificada y limas Flex-R.²

✚ **Técnica fuerzas balanceadas:** El concepto de fuerza balanceada se basa en la liberación de la fuerza almacenada en el instrumento cuando se desengancha bajo presión después de haber sido atornillado en las paredes del conducto.^{2, 12}

La técnica de fuerzas balanceadas consta de tres pasos principales. El primero (después de la inserción pasiva de un instrumento en el conducto) es una rotación en sentido horario de 90° para enganchar la dentina. En el segundo, el instrumento se mantiene en el conducto con una fuerza axial adecuada y se rota en sentido antihorario para liberar esquirlas de dentina. Y en el tercer paso, se retira la lima en sentido horario para su limpieza.^{2, 12}

Para operar correctamente, se deben respetar igualmente tres condiciones: la permeabilidad de la vía apical, la eliminación del ángulo de transición en la punta de la lima y la conformación suficiente del cuerpo del conducto para eliminar la obstrucción coronal. Si estos no se cumplen, se produce la fractura del instrumento endodóncico, el cual puede ser limas Flex-R, limas K y otros instrumentos manuales.^{2, 12}

Ha dado polémica esta técnica, sin embargo, se han dado explicaciones diferentes para la eficacia evidente e indiscutible de que este método tiene una capacidad excelente de centrado en el conducto superior a otras técnicas con instrumentos manuales.^{2, 12} (Figura 24)²⁴

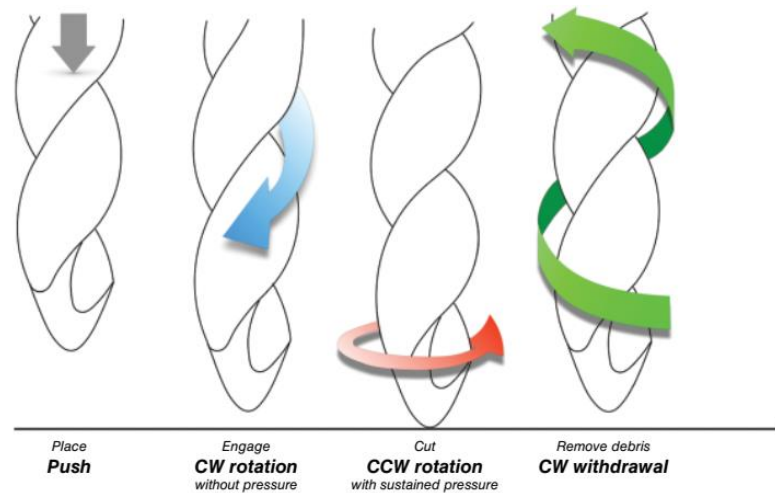


Figura 24. Técnica fuerzas balanceadas.

5.2. Instrumentación mecanizada.

Los instrumentos rotatorios de NiTi son un valioso complemento en la preparación de los conductos radiculares, aunque los instrumentos manuales permiten agrandar algunos conductos con la misma eficacia cuando se usan las secuencias adecuadas. Después del preensanchamiento, la cavidad de acceso y los conductos se irrigan y se introduce una lima exploradora precurvada en el conducto. Una vez establecida la longitud de trabajo, empieza el ensanchamiento apical hasta el tamaño deseado.²

5.2.1. Técnica corono-apical.

Esta técnica consiste en realizar un preensanchamiento coronal, después se determina la longitud de trabajo y se crea una vía de transición gradual con limas K hasta los núms. 15 o 20. Luego la preparación se ejecuta con instrumentos de conicidad por orden descendente del diámetro y por último se ejecuta la preparación apical con múltiples pasos de conformación o con el método step-back. Se utiliza esta técnica para minimizar las cargas de torsión y reducir el riesgo de fractura del instrumento.²



5.2.2. Técnica de longitud única.

El sistema ProTaper (Dentsply Sirona/Maillefer) se distingue por usar esta técnica, ya que sus instrumentos pueden usarse uno tras otro con la misma longitud de trabajo, así el corte se produce en el golpe, modelando el conducto de forma pasiva. Años más tarde, esta técnica estuvo representado por el uso de instrumentos recíprocos. Aunque mejoran la seguridad con respecto al riesgo de separación de instrumentos y la transportación del conducto, la cantidad de desechos extraídos apicalmente aumenta a comparación de otras técnicas y la necesidad de un motor específico para manejarlo limitaron su aceptación.^{2, 12}

5.2.3. Técnicas híbridas.

La idea del concepto híbrido es combinar las mejores características de instrumentos y usar diferentes técnicas de instrumentación para manejar situaciones clínicas individuales para lograr los mejores resultados biomecánicos de limpieza y conformación y la menor cantidad de errores de procedimiento. Aunque son posibles muchas combinaciones, las más populares y útiles involucran el preagrandamiento coronal seguido de diferentes secuencias de preparación apical adicionales. Los beneficios de trabajar en este orden incluyen menor riesgo de contaminación, más visibilidad y control sobre el área de eliminación de la pared dentinaria, mejor acceso para los irrigantes y menos errores de procedimiento. Los instrumentos pueden usarse de manera que promuevan sus fortalezas individuales y eviten sus debilidades; por ejemplo, los instrumentos manuales crean una trayectoria de deslizamiento patentada, los instrumentos rotatorios cónicos amplían de manera eficiente las áreas del tercio coronal y los instrumentos menos cónicos permiten un control apical adicional.^{2, 12}

Algunos procedimientos híbridos funcionan mejor que otros, pero el principal objetivo sigue siendo el tratamiento del conducto radicular.^{2, 12}



6. TIPOS DE MECANIZACIÓN.

6.1. Rotación continua.

El uso de sistemas mecanizados para la preparación de conductos se aceleró con la introducción de limas de NiTi. Aunque existen algunas variaciones, estas limas generalmente se usan en un sistema de pieza de mano de control de torque de muy baja velocidad y una rotación completa de la lima de 360 grados. Este movimiento giratorio continuo da como resultado un menor enderezamiento del conducto, con mayor probabilidad a sufrir riesgos asociados con las fallas de torsión y fatiga cíclica.^{8, 13} (Figura 25)³⁹



Figura 25. Rotación continua de una lima NiTi mecanizada.

6.2. Movimiento oscilatorio (reciprocante).

La reciprocidad se define como cualquier movimiento repetitivo hacia adelante y hacia atrás y se ha utilizado clínicamente para impulsar limas manuales de acero inoxidable desde 1958.^{8, 13}

En los sistemas mecanizados el movimiento oscilatorio se divide en simétrico (recíproco) y asimétrico (no recíproco): Inicialmente, en el sistema recíproco, todos los motores y las piezas de mano oscilaban con el mismo



grado (90°) en ambas direcciones. Con el tiempo, se utilizaron ángulos más pequeños, aun sabiendo que el ángulo de oscilación determina el poder de corte del instrumento, en sistemas como M4 (SybronEndo), Endo-Eze AET (Ultradent Products) y Endo-Express (Essential Dental Systems). Estos sistemas tienen ciertas limitaciones reconocidas, que incluyen una menor eficiencia de corte, una mayor presión interna requerida y una capacidad limitada para extraer los desechos de un conducto. Más adelante, las limas se diseñaron con un movimiento diferente, oscilaban con distancias no equivalentes en ambas direcciones, siendo esta la reciprocidad asimétrica, la cual imita el movimiento manual y reduce los riesgos asociados con la rotación continua de una lima a través de las curvaturas del conducto.^{8, 13} (Figura 26)⁴⁰

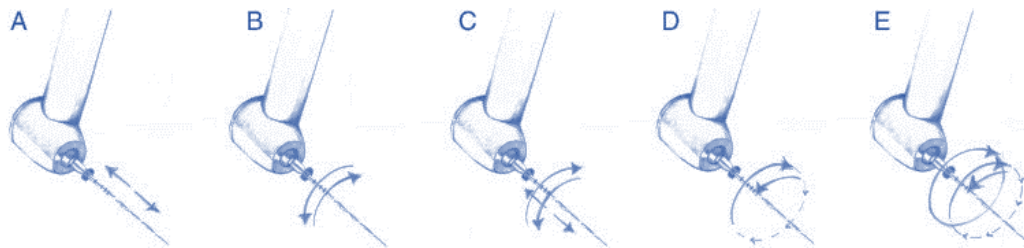
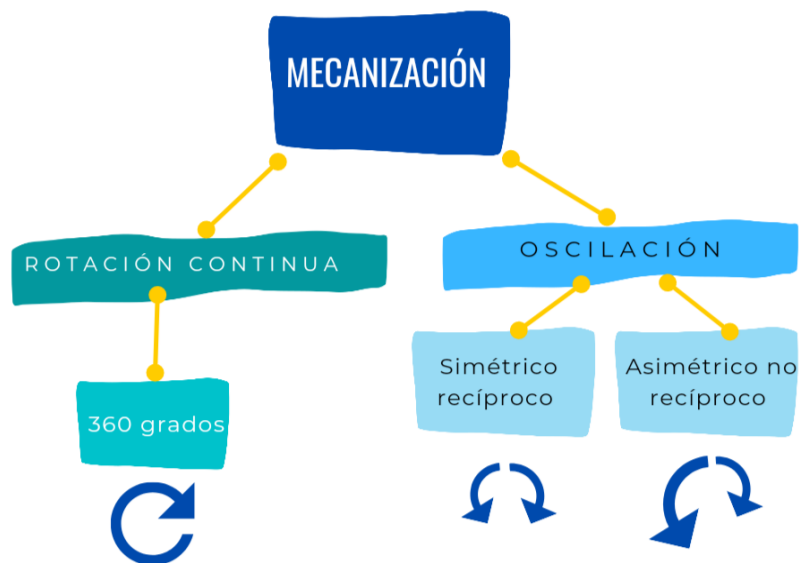


Figura 26. Diferentes movimientos reciprocantes para instrumentar: (A) Reciprocidad completa con oscilaciones verticales, (B) Reciprocidad completa con oscilaciones rotacionales horizontales, (C) Reciprocidad completa con oscilaciones combinadas, (D) Reciprocidad parcial con efecto rotacional, y (E) Reciprocidad híbrida.





7. INSTRUMENTOS ENDODÓNCICOS DE NÍQUEL-TITANIO.

7.1. Antecedentes históricos.

El nombre de la aleación NiTi proviene de los elementos níquel (Ni) y titanio (Ti), la cual fue utilizada por primera vez en 1963 por W. H. Buehler en un programa espacial del Laboratorio de Artillería Naval en Silver Spring, Maryland, Estados Unidos.^{11, 19, 21, 22}

En 1971 NiTi se dirigió comercialmente en odontología, con un 55% de níquel y un 45% de titanio en peso como una aleación de alambre de ortodoncia, y en 1975 se introdujo en el campo de la endodoncia, debido a las propiedades mecánicas superiores en comparación de las limas de acero inoxidable.^{11, 19, 21, 22}

Posteriormente en 1988, Walia, Brantley y Gerstein crearon los primeros instrumentos endodóncicos de NiTi, fabricados mediante la mecanización de alambre de ortodoncia, con cambios significativos en la parte activa, ángulo helicoidal, ángulo de corte, y la confección de diferentes conicidades dentro de un mismo instrumento, ya no siguiendo las normas ISO publicadas en 1958 para instrumentos manuales.^{11, 19, 21, 22}

En 1992 se introdujeron los primeros instrumentos rotatorios de NiTi, todavía con la conicidad estándar ISO .02, diseñados por el Dr. John McSpadden. Luego, en 1994 el Dr. Johnson presentó los sistemas rotatorios ProFile .04 y Profile .06 rompiendo el antiguo paradigma de fabricar instrumentos de endodoncia con la conicidad estándar .02. Años más tarde, el sistema rotatorio LightSpeed, fue creado por el Dr. Steve Senia y el Dr. William Wildey, el cual tiene una punta de guía no cortante, que permite dar forma al tercio apical sin necesidad de un agrandamiento excesivo de los tercios coronal y medio del conducto radicular. A finales de la década de 1990, el Dr. John McSpadden presentó el sistema rotatorio Quantec, que incorporó instrumentos con diferencias significativas en relación a los demás sistemas



existentes en ese momento. El exclusivo diseño transversal, con tres espiras de corte, un ángulo de inclinación positivo y las superficies radiales asimétricas, proporcionaban una excelente capacidad de corte.^{22, 24}

Fue así cuando en la década de 1990 se realizaban procedimientos de preparación de conductos radiculares utilizando los sistemas endodóncicos de NiTi que se mencionaron anteriormente, sin embargo solo se centraban en ampliar los conductos radiculares para permitir procedimientos adecuados de limpieza, desinfección y obturación. Pero en 2009, Clark y Khademi sugirieron un nuevo modelo de apertura y preparación coronal con el objetivo de reducir la incidencia de fractura radicular vertical, éste se conoce actualmente como endodoncia mínimamente invasiva, que por un lado preserva el tejido dentinario sano, pero por otro, se puede comprometer la eliminación de restos de tejido pulpar y microorganismos patógenos.²⁰

Recientemente varias empresas han desarrollado nuevos sistemas de NiTi mejorando sus características para cumplir con todos los objetivos de la preparación endodóncica y ofrecer la mínima invasión en los tratamientos, por ejemplo en 2001 se introdujo el sistema ProTaper (Dentsply Sirona, York, PA, E.U.), el cual debido a sus características innovadoras, ha sido el producto líder en el mercado. Fue el primer sistema en implementar espiras de corte en instrumentos de NiTi, además de que tiene conicidad variables progresivas y regresivas a lo largo del instrumento y sección transversal triangular convexa. Con estas características el sistema permite que los instrumentos trabajen en un área específica del conducto, da forma y acabado a la preparación del conducto radicular, reduce el contacto de la lima con las paredes de la dentina, reduce la tensión en el instrumento y cualquiera que sea la situación clínica, la secuencia de modelado sigue siendo la misma, con un número reducido de limas. Más adelante, en 2006, debido a la necesidad de mejorar sus características, se modificó la sección transversal y se incorporaron limas adicionales de preparación apical, dando lugar a ProTaper Universal (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland). Estas modificaciones



buscaban aumentar la flexibilidad y, en consecuencia, reducir las fracturas del instrumento. Así, en 2012, Dentsply Tulsa Dental, E.U., introdujo instrumentos rotatorios que poseen un color dorado distintivo, denominándose ProTaper Gold, sometido a un tratamiento térmico para su fabricación, el cual mejora las propiedades mecánicas del instrumento, como la resistencia a la fatiga, la flexibilidad, la eficiencia de corte y la capacidad de centrado del conducto. Dado que en el año 2013 surgió el sistema ProTaper NEXT (Dentsply, Maillefer) fabricado con aleación M-wire y caracterizados por una innovadora sección transversal rectangular descentrada, que da a las limas un movimiento ondulante similar al de una serpiente durante la preparación, se han introducido específicamente para la preparación de conductos radiculares curvos sin un mayor riesgo de transportación.^{1, 20, 22, 23, 24} (Figura 27-30)⁴¹

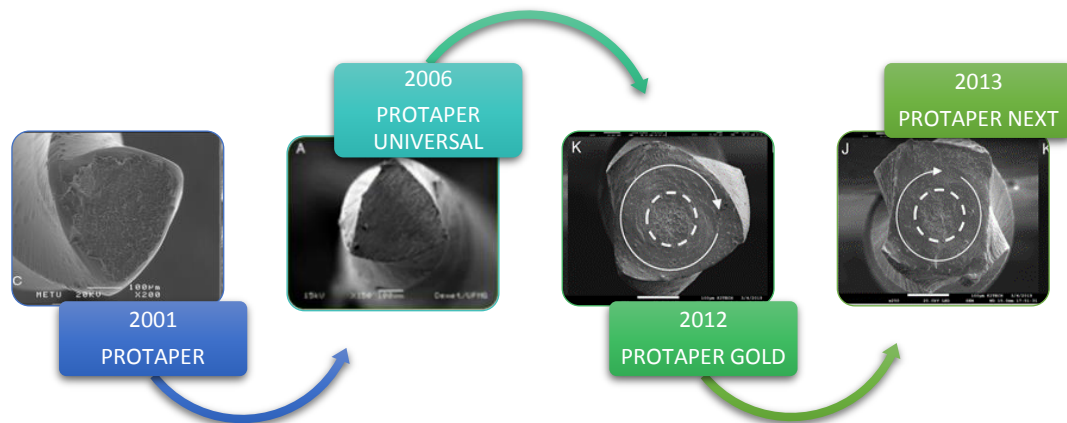


Figura 27-30. Evolución de las propiedades físicas y metalúrgicas de las generaciones de ProTaper.

Mientras que en los últimos años se lanzó el sistema rotatorio TruNatomy (Denstply Sirona, Ballaigues, Suiza), el cual es un conjunto de instrumentos fabricados con un diámetro máximo de 0,8 mm con un tratamiento térmico patentado para preservar la dentina radicular durante la preparación mecánica, siendo ésta su principal característica.¹⁷



7.2. Metalurgia.

Durante muchos años, los instrumentos de endodoncia rotatorios de níquel-titanio anteriormente mencionados eran fabricados mediante maquinado convencional, pero se deformaban permanentemente los bordes de las espiras de corte y ocasionaban fallas en la superficie, por consiguiente provocaban una fractura prematura del instrumento. Así, recientemente se han introducido instrumentos rotatorios en los que un aparato especial tuerce el alambre de NiTi (en la fase R o intermedia) de inicio cónico, como los instrumentos de acero inoxidable.^{18, 20, 22} (Figura 31)²

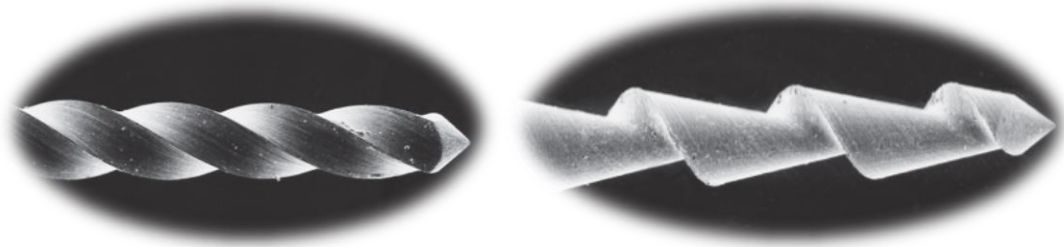


Figura 31. Limas manuales endodóncicas fabricadas por torsión y esmerilado equitativamente.

Sin embargo, se han creado diferentes procesamientos patentados para mejorar aún más las propiedades mecánicas de NiTi, ya que éstas aún presentan cierto riesgo de fractura, las cuales incluyen:^{18, 20, 22}

7.2.1. Electropulido.

Se entiende por electropulido cualquier proceso electroquímico que tenga como objetivo reducir las irregularidades superficiales de un material. En el campo de la endodoncia, fue introducido por FKG en 1999 para los instrumentos de níquel-titanio, el cual consiste en ser recubiertos con una capa fina de nitruro de titanio después del proceso de mecanizado, esto dio como resultado una mayor eficiencia de corte, mayor resistencia a la corrosión sin afectar la superelasticidad y el aumento a la resistencia por fatiga.²²



7.2.2. Tratamiento térmico.

Los tratamientos térmicos tienen como objetivo afectar las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi y posteriormente modificar la resistencia a la fatiga, ya sea torsional o cíclica. Se aplica un tratamiento térmico patentado a la aleación durante la fase R cuando experimenta la transformación de martensita. Recientemente, los fabricantes han desarrollado aleaciones superelásticas de NiTi con un tratamiento térmico especial para que estas aleaciones tengan una fase martensita estable en diferentes condiciones clínicas. Ejemplos de limas sometidas a tratamiento térmico son los sistemas ProFile GT, Vortex, ProTaper Next, Reciproc, WaveOne, M-wire.²²

Cabe mencionar que la fabricación de la aleación de NiTi es difícil porque las fases austenítica y martensítica coexistentes tienen diferentes estructuras cristalinas.^{18, 20, 22}

7.2.3. Mecanizado por descarga eléctrica.

Es un proceso de erosión térmica sin contacto empleado en la fabricación de materiales eléctricamente conductores que utiliza descargas eléctricas controladas en presencia de un fluido dieléctrico, es decir, que “funden” la superficie del metal (en este caso, la aleación de níquel titanio), evaporando parcialmente pequeñas porciones del metal y dejando una superficie erosionada. Luego, el instrumento se trata térmicamente a temperaturas entre 300 y 600 °C de 10 minutos a 5 horas, antes o después de la limpieza ultrasónica y un baño ácido. El método de fabricación mecanizado por descarga eléctrica parece optimizar la resistencia a la fractura del instrumento, aumentando la resistencia a la fatiga cíclica en más del 700% a temperatura ambiente. Un ejemplo es el sistema Hyflex (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) fabricado en 2016.²²



7.3. Composición.

Las aleaciones de níquel titanio utilizadas en endodoncia contienen aproximadamente un 56% de níquel y un 44% de titanio en peso. Sin embargo, un cambio de 0.1% en la composición de estas aleaciones puede resultar en un cambio de 10°C en la temperatura de transformación, lo que posteriormente puede afectar las características mecánicas de estas aleaciones. A temperatura ambiente, estas aleaciones se encuentran en forma de austenita, que es una estructura cúbica centrada en el cuerpo (BCC). Al enfriarse, la forma austenita se convierte en una estructura monoclinica llamada martensita debido a una clásica contracción térmica lineal. ^{18, 21, 28}

7.4. Propiedades mecánicas.

Las propiedades mecánicas son las respuestas medidas de los materiales en forma de tensión y deformación bajo una fuerza aplicada o distribución de fuerzas. A continuación se describen las propiedades mecánicas de la aleación níquel-titanio. ¹⁸

Resistencia a la fatiga: La falla por fatiga puede ocurrir cuando un material se somete a cargas y descargas repetidas por debajo de su límite elástico. La resistencia a la fractura por fatiga se diferencia en: ¹⁸

- ✓ **La resistencia a la fatiga:** Es la tensión a la que se produce la falla después de un número específico de ciclos de fatiga.
- ✓ **El límite de resistencia:** Es el esfuerzo máximo que se puede mantener sin fallar durante un número infinito de ciclos.



Ductibilidad: La ductilidad representa la cantidad de deformación permanente bajo tensión de tracción que puede sufrir una aleación antes de fracturarse. La aleación níquel-titanio tiene una alta ductilidad, lo que permite lograr una deformación sin fracturarse.¹⁸

Módulo elástico: Se refiere a la rigidez o dureza del material, siendo la rigidez equivalente a la resistencia a la flexión. La propiedad sobresaliente de la aleación de NiTi es su módulo de elasticidad mucho más bajo en comparación con el acero inoxidable que se usaba anteriormente para instrumentos manuales. Esto permite que la lima de níquel-titanio rotatoria, se adapte a las curvas del conducto radicular con facilidad.¹⁸

Superelasticidad: La superelasticidad es la propiedad que permite que el instrumento se adapte a lo largo de la curvatura del conducto radicular durante la instrumentación. Las aleaciones de níquel-titanio para los instrumentos rotatorios fueron diseñadas por los fabricantes para tener un carácter superelástico con austenita transformable.¹⁸

Memoria de forma: Se refiere a que la aleación, en este caso NiTi, no tiene el efecto de rebote después de una descarga y su forma original se restaura después de la aplicación de calor o del proceso de autoclave. Clínicamente, esto implica el beneficio de predoblar esta lima antes de colocarla en un conducto curvo, especialmente en pacientes con apertura bucal limitada. Recientemente las nuevas aleaciones de NiTi, se crean termomecánicamente, de esta manera se produce una microestructura en gran parte martensítica, mejorando la resistencia a la fatiga. A continuación se explica este proceso.^{11, 28}

7.2.4. Transformaciones de fase.

❖ A temperatura ambiente, estas aleaciones se encuentran en forma de austenita, que es una estructura cúbica centrada en el cuerpo. Al enfriarse, la fase austenita se convierte en una estructura monoclinica llamada martensita debido a una contracción térmica lineal. ²⁸ (Figura 32) ²

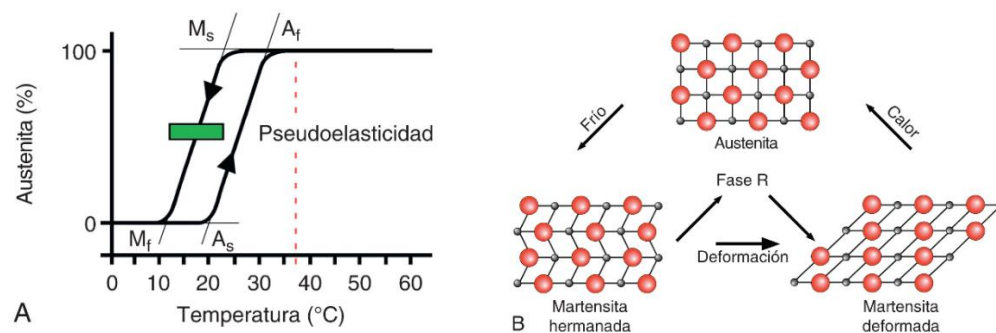


Figura 32. Transformación de fase para lograr las propiedades de NiTi.

❖ Al enfriarse más (temperatura de "inicio de martensita" (M_s)) la contracción se acelera y cuando se enfría aún más, la tasa de contracción vuelve a ser lineal hasta cierto punto, denominándose como "acabado martensítico" (M_f), que indica el punto en el que la fase martensítica alcanza el 100%. Recalentar esta fase de martensita eventualmente revertirá el proceso y producirá una forma austenita. ²⁸

❖ Durante la transformación, hay una fase intermedia, también llamada fase R, o "fase romboédrica", la cual ocurre al enfriarse antes de que se complete la transformación martensítica. ²⁸

❖ Cuando las tensiones externas se aplican a un alambre de NiTi, la forma de austenita se convierte en martensita (martensita



inducida por tensión), que puede adaptarse a una mayor tensión sin aumentar la deformación (hasta un 8%). Como resultado, una lima NiTi tiene una elasticidad transformadora, también conocida como superelasticidad, o la capacidad de volver a su forma original después de haber sido deformado. ²⁸ (Figura 33)²⁴

❖ El estado martensítico inducido por tensión no es estable a temperatura ambiente, por lo que se produce una retransformación inmediata de la fase martensítica a austenítica una vez que se libera la tensión. Esto conduce a una recuperación elástica del instrumento endodóncico a su forma original cuando se retira del conducto. ²⁸

❖ Es posible un cambio inducido por la tensión sin deformación permanente hasta un 8% de deformación en el NiTi, frente al 1% en el acero inoxidable. Al liberarse la tensión, la forma martensítica vuelve a su forma original, es decir, a la forma austenítica. ²⁸

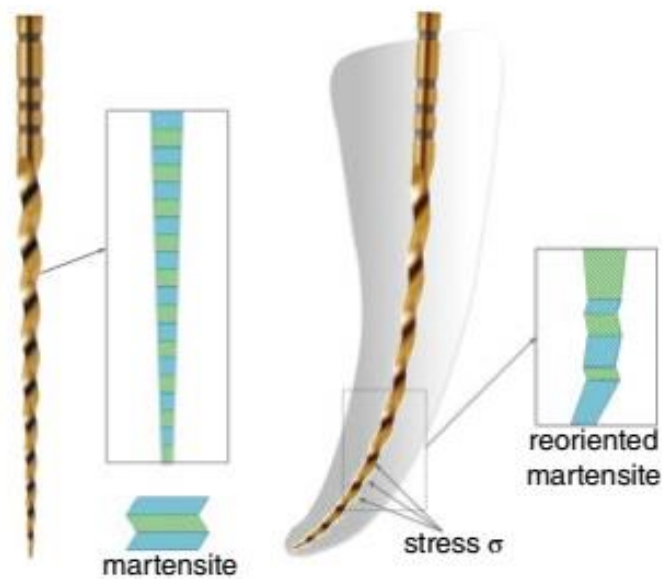


Figura 33. Martensita inducida por tensión.



8. CAUSAS DE FRACTURAS DE LOS SISTEMAS MECANIZADOS.

Las fracturas de las limas endodóncicas rotatorias son acontecimientos adversos que suceden aproximadamente del 0,4 al 5%, las cuales al no tener acceso al área infectada ocasionan que los fragmentos de los instrumentos limiten el acceso de los irrigantes al sistema de conductos radiculares, produciendo incluso una inflamación persistente.^{2, 13}

Cuando ocurre una fractura accidental o se detecta en una radiografía de rutina, el proceso de toma de decisiones debe basarse primero en identificar la etapa del procedimiento de tratamiento en el que se fracturó el instrumento, después tener en cuenta las habilidades y el equipo del operador, inmediatamente considerar los riesgos de daño iatrogénico de la estructura del diente al extraer el instrumento fracturado, luego de tener la longitud y la ubicación del fragmento fracturado en el conducto radicular, y por último valorar la presencia o ausencia de periodontitis apical.¹³ (Figura 34)²⁴



Figura 34. Fracturas de instrumentos en diferentes zonas del conducto radicular.

Sin embargo, las evidencias científicas clínicas actuales no indican que la presencia de un instrumento retenido produzca un índice significativamente superior de fracaso en el tratamiento de conductos radiculares.²

La vida útil de las limas está influida por muchos factores, uno de ellos es el proceso metalúrgico de la aleación, cuyo objetivo principal es aumentar la resistencia a la fractura de las limas, seguido de la eficacia de la preparación



de conductos radiculares, por lo que desarrollan constantemente nuevos sistemas de limas mediante procesos de diseño y fabricación innovadores. La modificación en el proceso de fabricación o el uso de nuevas aleaciones, cambiando la conicidad a lo largo de las espiras de corte y ajustando el diseño transversal del instrumento son métodos utilizados para mejorar el rendimiento clínico de los instrumentos endodóncicos.¹⁵ (Figura 35)⁴²

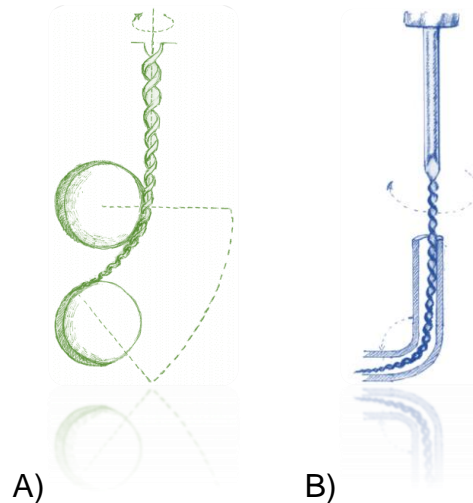


Figura 35. Dibujos esquemáticos de diferentes métodos para probar la fatiga de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio A) Dispositivo que permite probar los instrumentos con pasadores de acero, B) Tubos curvos de vidrio o metal.

Recientemente, las limas rotatorias de níquel-titanio han sido ampliamente utilizadas, ya que como se describió anteriormente la flexibilidad de este material muestra una gran mejora en los tratamientos de endodoncia, además de que se puede preparar el conducto radicular rápidamente y con menos errores iatrogénicos, mientras mantiene la anatomía original del conducto. A pesar de estos beneficios, la lima de NiTi con cualquier tensión de preparación inducida en la lima puede provocar tensión en la lima, lo que conduce a la fatiga y, finalmente, a la fractura de la lima, y esto puede ocurrir de dos modos distintos: por torsión y por flexión.^{2, 14, 15}



7.1. Fatiga cíclica.

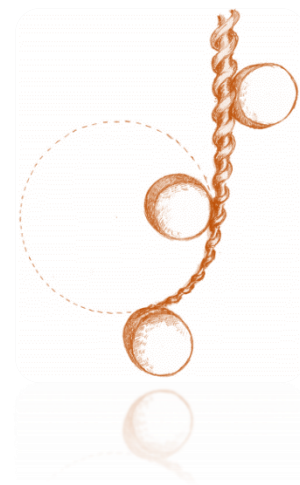
La fractura por flexión tiene lugar cuando la carga cíclica conduce a la fatiga del metal, la cual ocurre mientras la lima gira en una geometría curva, donde la tensión es más alta en el área de máxima curvatura, produciendo ciclos alternos de compresión y tensión hasta la ruptura.^{2, 15, 16}

Aunque la fatiga cíclica para los instrumentos endodóncicos rotatorios NiTi no está descrita en la especificación ISO 3630-1, es la mayor causante de las fracturas de dichas limas y algunos parámetros para analizarla son el tiempo de trabajo, la congruencia entre el tamaño del conducto radicular y las dimensiones del instrumento dentro de la tolerancia del fabricante, la temperatura, y la frecuencia en Hz.^{2, 14, 16, 25}

Las pruebas de fatiga cíclica se pueden categorizar como dinámicas o estáticas. En la prueba de fatiga cíclica dinámica, el instrumento se mueve hacia adelante y hacia atrás en el conducto radicular simulado con una distribución más uniforme de las tensiones a lo largo del eje del instrumento, mientras que en la estática las tensiones se concentran en una sola área, en el caso de las limas, en el grado máximo de la curvatura del conducto radicular.

Un hecho certero es que los instrumentos endodóncicos fabricados con acero inoxidable no son ideales para la rotación continua debido a que este material desarrolla fatiga cíclica después de solo unas vueltas, en cambio los instrumentos de NiTi pueden soportar varios cientos de ciclos de flexión antes de fracturarse.² (Figura 36)⁴²

Figura 36. Dibujo esquemático de una prueba cíclica dinámica con tres pasadores de acero inoxidable que restringen al instrumento de níquel-titanio en la curvatura.





7.2. Fatiga torsional.

La falla por fatiga torsional ocurre cuando el torque entre la lima y la pared del conducto excede el límite elástico del metal, o al torcer la lima la punta u otra parte de la lima se bloquea en el conducto, mientras que el eje continúa girando, ocasionando que el instrumento sufra una deformación plástica, que puede ser seguida por una fractura si la carga es lo suficientemente alta. En los ensayos de fatiga torsional se realizan esfuerzos constantes para simular el bloqueo repetitivo de los instrumentos durante la preparación de los conductos radiculares.^{15, 17}

La fatiga torsional generada durante la preparación del conducto radicular depende la mayor parte del área de contacto, es decir, la superficie con la que entra en contacto el instrumento endodóncico, de manera que están relacionadas la secuencia de instrumentación y el uso de instrumentos de conicidades diferentes. Actualmente se recomienda el método corono-apical para reducir las cargas de torsión, al impedir que una porción grande del instrumento rotatorio se encaje en la dentina radicular.² (Figura 37)²⁴

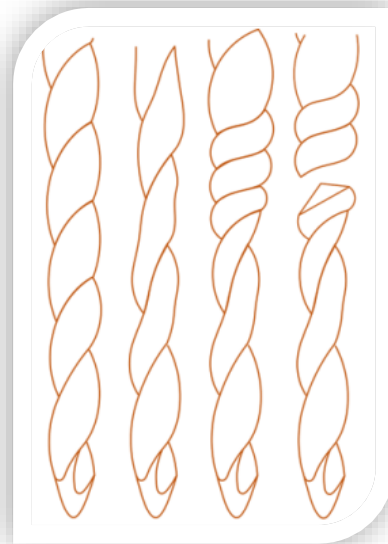


Figura 37. Secuencia de la deformación plástica de instrumentos sometidos a rotación cuando la punta está bloqueada.

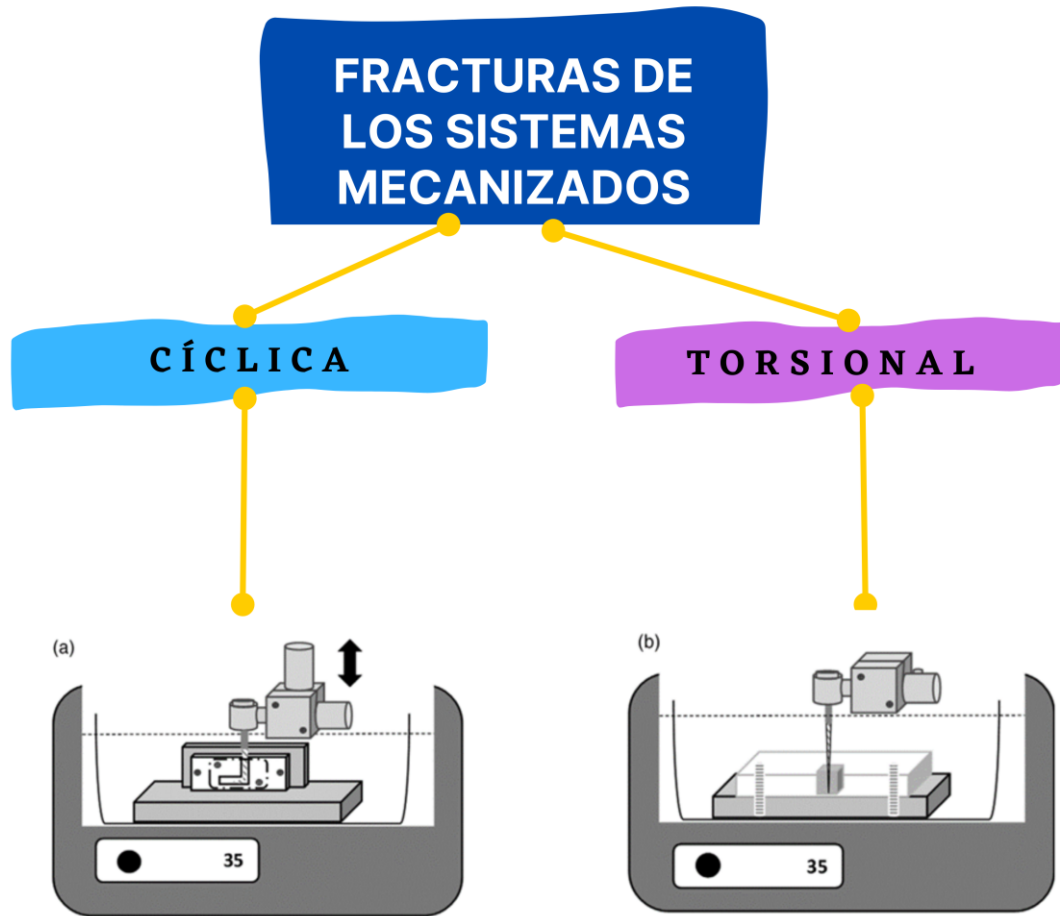
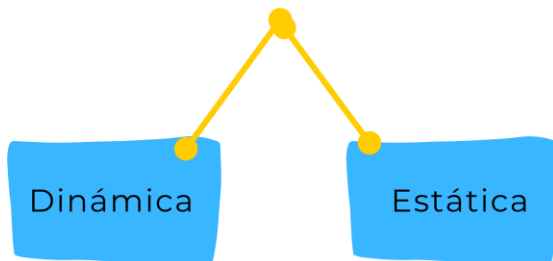


Figura 38. Dispositivo que permite probar los instrumentos en una posición de flexión giratoria dentro de una guía que tiene la forma de un conducto radicular con pasadores de acero, las cuales determinan la curvatura de los instrumentos.

Figura 39. Dispositivo que ejecuta la prueba dinámica de resistencia a la fatiga torsional.





9. PROTAPER GOLD.

9.1. Características.

El sistema ProTaper Gold (PTG; Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, E.U.) se ha presentado como una segunda versión de ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) con respecto a las configuraciones, la morfología de las limas, los tamaños, la conicidad progresiva, el diseño de sección transversal triangular convexa e incluso usan la misma acción rotatoria.^{14, 22, 23, 31} (Figura 40)⁴³

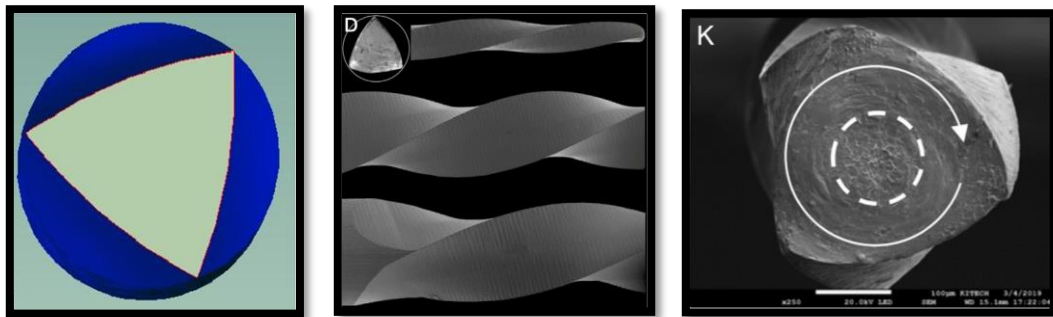


Figura 40. ProTaper Gold A) Espiras y hoja de corte. B) Punta.

Figura 38. ProTaper Gold C) Sección transversal.

Sin embargo, la diferencia entre el sistema PTU y PTG, es que éste último es sometido a un proceso metalúrgico avanzado térmico: PTG tiene un comportamiento de transformación de dos etapas con altas temperaturas, mientras PTU tiene una transformación de solo una etapa, lo que le ocasiona a los instrumentos un color superficial correspondiente a la capa de óxido de titanio con un espesor de 100-140 nm, originando que sea más resistente e la fatiga cíclica, más flexible y asegura una preparación más centrada en los conductos curvos. Además, el mango es más corto que el de las limas ProTaper Universal (11 mm), lo que facilita acceso clínico al sistema de conductos radiculares.^{22, 29, 30, 31} (Figura 41)⁴⁴

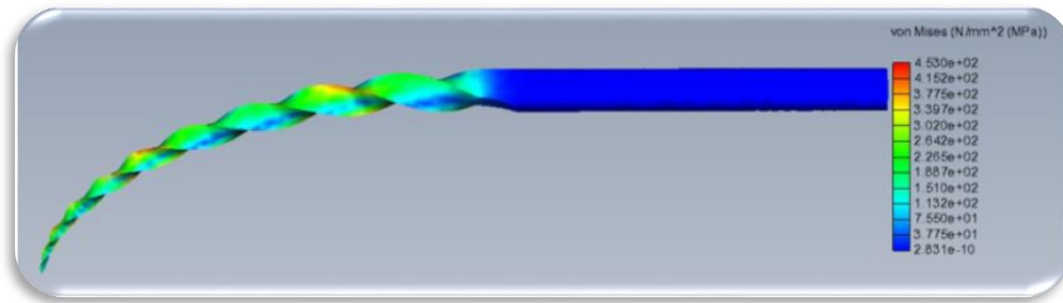


Figura 41. Distribución de tensiones durante la flexión de Protaper Gold.

El sistema de PTG consta de 3 limas de modelado (SX, S1 y S2) y 5 limas de acabado (F1, F2, F3, F4 y F5), que se describirán a detalle.³⁰ (Figura 40)³²

La sección transversal de la lima ProTaper muestra un triángulo convexo con bordes cortantes afilados y sin apoyos radiales. La sección transversal de las limas F3, F4 y F5 de acabado está ligeramente aliviada para aumentar la flexibilidad. Las tres limas de conformación tienen conicidades que aumentan en sentido coronal, y en las cinco limas de acabado se observa el patrón inverso.² (Figura 41)⁴⁴

Las limas de conformación núm. 1 y 2 tienen diámetros en la punta de 0,185 y 0,2 mm, respectivamente, hojas de corte de 14 mm de longitud y puntas parcialmente activas. Las limas de acabado (F1-F5) tienen diámetros en la punta de 0,2, 0,25, 0,3, 0,4 y 0,5 mm, respectivamente, entre D0 y D3, y las conicidades son del 7, 8, 9, 5 y 4%, respectivamente. Las limas de acabado tienen puntas no cortantes.² (Figura 42)³²



Figura 42. Sistema ProTaper Gold.



El ensanchamiento hasta un tamaño próximo al de las puntas rotatorias subsiguientes evita la fractura y permite evaluar el tamaño del conducto. Esto significa que la trayectoria de acción debe corresponder a un tamaño 15 o 20.²

Una importante recomendación es utilizar un movimiento de “cepillado” más lateral que permite al operador dirigir las limas más grandes coronalmente lejos de zonas de peligro y contrarrestar cualquier “atornillado”.²

La técnica ProTaper difiere de la empleada para la mayoría de las demás limas rotatorias en cuanto a que no se realiza la técnica corono-apical tradicional. Seguidamente se enumerará la secuencia.³⁰ (Figura 43)²⁰



Figura 43. Vista lateral tridimensional y secciones transversales representando la anatomía interna de las raíces de un molar mandibular antes (verde) y después (rojo) de la preparación del conducto.



9.2. Secuencia según el fabricante para la conformación de conductos radiculares.

- 1) Accesar al conducto radicular en línea recta.
- 2) Explorar los dos tercios coronales con limas manuales del 10 y del 15, con éstas mismas conformar una vía de deslizamiento. Igualmente, se pueden utilizar limas mecanizadas para vías de deslizamiento después de usar una lima manual del 10.
- 3) Si con NaOCl se hace “flotar” la S1 en el conducto, continuar conformando pasivamente la vía de deslizamiento. Antes de que se encuentre una ligera resistencia, “cepillar” lateralmente cortando la dentina con el movimiento de retirada para mejorar el acceso en línea recta y la progresión apical. “Cepillar” siempre alejándose de la furcación.
- 4) Conformar con S1 hasta la profundidad de la lima manual del 15.
- 5) Utilizar la lima S2, exactamente igual que la S1, hasta alcanzar la profundidad de la lima manual del 15.
- 6) Explorar el primer tercio apical con limas manuales del 10 y del 15 y trabajar gradualmente con ellas hasta que queden sueltas en toda su longitud.
- 7) Determinar la longitud de trabajo, confirmar la permeabilidad y verificar la presencia de una vía de deslizamiento suave y reproducible en el primer tercio apical.
- 8) Conformar con S1 con “cepillado” hasta la longitud de trabajo.
- 9) Conformar con S2 con “cepillado” hasta la longitud de trabajo.
- 10) Reconfirmar la longitud de trabajo, irrigar, recapitular y volver a irrigar, especialmente en los conductos más curvos.
- 11) Utilizar la lima de acabado F1 sin acción de cepillado, profundizar cada vez más con cada inserción hasta alcanzar la longitud de trabajo. No dejar la lima en la longitud de trabajo durante más de un segundo.
- 12) Calibrar el foramen con una lima manual del 20. Si el instrumento queda ajustado en la longitud, el conducto está preparado para la obturación.



13) Si la lima manual del 20 está floja en la longitud, proceder con la lima F2 y, si es necesario, con las F3, F4 y F5, con el mismo movimiento sin “cepillado” hasta la longitud de trabajo, calibrando después de cada lima de acabado con limas manuales del 25, 30, 40 o 50 respectivamente.

14) Si es necesario, utilizar la lima SX con movimiento de “cepillado” para alejar la parte coronal del conducto de las concavidades del área furcal y/o para crear mayor ensanchamiento coronal. La SX también se puede utilizar para conformar los conductos de forma óptima en raíces más cortas.

15) La secuencia es la misma independientemente de la longitud, diámetro o curvatura del conducto. ³² (Figura 44) ²

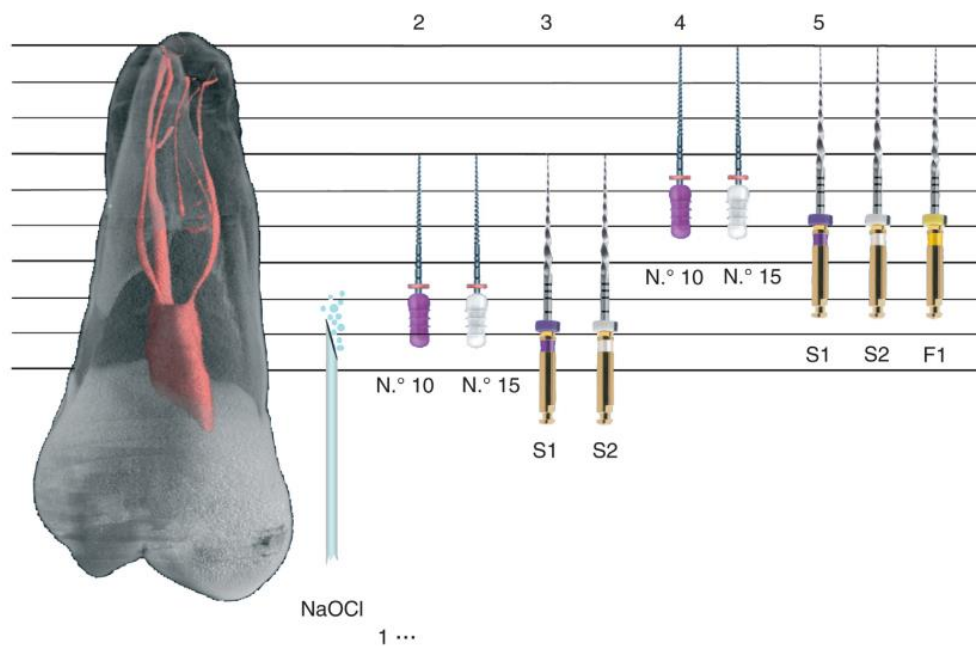


Figura 44. Secuencia de preparación de conductos radiculares con el sistema ProTaper Gold.



10. TRUNATOMY.

10.1. Características.

El sistema TruNatomy (TRN, Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) es un innovador sistema mecanizado de una sola fila que está hecho de aleación superflex mediante un proceso térmico posterior a su fabricación. Este nuevo sistema de limas tiene como objetivo dar forma a los conductos radiculares en una preparación de estrechamiento continuo, preservando significativamente la dentina pericervical, lo que se logra mediante una conicidad variable regresiva en sus instrumentos, lo que proporciona una conicidad reductora desde la punta hasta el eje, obteniendo mayor flexibilidad del instrumento.^{2, 27}

Consta de cinco instrumentos específicos de NiTi tratados térmicamente: Un Orifice Modifier, una lima Glide Path y tres instrumentos de conformación, además incluye una aguja de irrigación especial y una gutapercha adaptada para los procedimientos posteriores a la conformación de conductos radiculares.^{2, 17, 26}

Los instrumentos TRN se presentan en tres tamaños diferentes: Small tamaño 20 y conicidad 0,04; Prime tamaño 26 y conicidad 0,04; y Medium tamaño 36 y conicidad 0,03. Como se muestra, el diseño de conicidad es regresiva desde la punta hasta el eje, lo que mejora la flexibilidad del instrumento. En cuanto el instrumento Glider tiene un tamaño de punta ISO núm. 17,^{2, 17, 26} (Figura 45)⁴⁶



Figura 45. Instrumentos Small, Prime y Medium; espiras del sistema TruNatomy.



Las limas tienen un diseño transversal de paralelogramo descentrado que proporciona espacio para la eliminación adicional de desechos y una conicidad del 2%. El diámetro máximo de la espira es de 0,8 mm, en comparación con los 1,1 mm de todos los demás instrumentos de trayectoria de deslizamiento convencionales, por lo que según el fabricante afirma que el sistema preserva la estructura del diente y la geometría del conducto radicular, especialmente en las curvaturas.^{2, 17, 26, 27}(Figura 46)²⁰

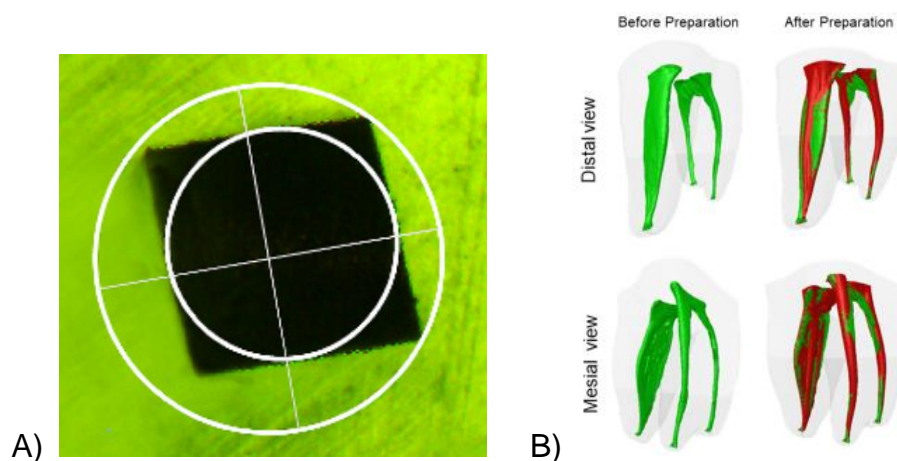


Figura 46. A) Sección transversal del sistema TruNatomy, B) Vista tridimensional y secciones transversales representando la anatomía interna de las raíces de un molar antes (verde) y después (rojo) de la conformación.

Siendo un instrumento mecanizado, TruNatomy funciona a 500 rpm y 1,5 Ncm con un movimiento de golpes suaves.²

Cabe mencionar que las limas TruNatomy están disponibles en blíster de 6 unidades para su versión Orifice Modifier, Glider y limas de conformación y en las longitudes habituales (21, 25 y 31 mm), también existen blíster surtidos de limas TruNatomy con 5 limas en 21, 25 y 31 mm, o está la presentación de la secuencia de limas de conformación TruNatomy con 3 limas en 21, 25 y 31 mm.²



10.2. Secuencia según el fabricante para la conformación de conductos radiculares.

- 1) Estimar la longitud de trabajo mediante radiografías preoperatorias.
- 2) Preparar una cavidad de acceso conservadora pero suficiente.
- 3) Explorar los dos tercios coronales de los conductos con una lima K de calibre 10 usando un lubricante e irrigar el conducto.
- 4) Avanzar con Orifice Modifier de TruNatomy a 500 rpm y 1,50 Ncm irrigando el conducto, con dos o tres movimientos suaves de entre 2 y 5 mm dentro y fuera del conducto. Repetir hasta que el tercio coronal esté conformado. El instrumento tiene 7 mm de espiras cortantes que no deben sobrepasar el orificio del conducto. Irrigar el conducto y limpiar las espiras cortantes de manera rutinaria.
- 5) Explorar el conducto radicular con una lima K de calibre 10, determinar la longitud de trabajo mediante un localizador de ápice electrónico y radiografías, irrigar y confirmar la permeabilidad.
- 6) Con irrigante en el conducto, crear y confirmar una vía de deslizamiento reproducible con TruNatomy Glider en 2 o 3 movimientos suaves de entre 2 y 5 mm. Irrigar y repetir hasta alcanzar la LT.
- 7) Comenzar a conformar SIEMPRE con la lima TruNatomy PRIME (500 rpm/1,5 Ncm) de manera pasiva y en presencia de hipoclorito de sodio con no más de 2 o 3 movimientos suaves de entre 2 y 5 mm dentro y fuera del conducto. Irrigar y repetir las veces necesarias hasta alcanzar la longitud de trabajo. Al alcanzar dicha longitud, retirar la lima para evitar agrandar el foramen apical en exceso.
- 8) Irrigar el conducto de manera rutinaria y limpiar de restos las espiras cortantes de las limas al retirarlas.
- 9) Si la lima TruNatomy PRIME no avanza con facilidad, retirar, irrigar y recapitular con una lima K de calibre 10 para confirmar la permeabilidad del conducto y pasar a la lima TruNatomy SMALL.



10) Inspeccionar las espiras cortantes de manera rutinaria al retirarlas para detectar partes estiradas o deformadas. Si se nota alguna deformación, descartar y emplear una nueva lima TruNatomy.

11) Avanzar la lima TruNatomy SMALL de manera pasiva y en presencia de hipoclorito de sodio con no más de 2 o 3 movimientos suaves de entre 2 y 5 mm dentro y fuera del conducto y retirar la lima. Irrigar y repetir las veces necesarias hasta alcanzar la LT con movimientos suaves/pasivos hacia dentro y hacia fuera (como se ha descrito antes) y después usar la lima TruNatomy PRIME hasta la longitud de trabajo para optimizar la forma (si la lima TruNatomy PRIME está suelta en toda su longitud y no hay restos de dentina en las espiras apicales, continuar la conformación con la lima TruNatomy MEDIUM). Al alcanzar dicha longitud, retirar la lima para evitar agrandar el foramen apical en exceso.

12) Obtenido la forma, continúe con los protocolos de desinfección.

13) Utilizar puntas de papel TruNatomy para secar los conductos radiculares y puntas de gutapercha TruNatomy Conform Fit para obturar.³³



11. DISCUSIÓN

Una de las preocupaciones en la práctica clínica durante la preparación biomecánica de los conductos radiculares es la fractura inesperada de los instrumentos de NiTi, siendo de mayor prevalencia la fractura por fatiga cíclica en comparación con la fractura por fatiga torsional. A pesar de las estadísticas, hasta la fecha no existe una especificación o estándar internacional para poner a prueba las limas endodóncicas a la resistencia por fatiga cíclica, por lo que en los resultados de los estudios, hay diferencias mecánicas de los dispositivos con los que se realizan las pruebas, en consecuencia yacen variaciones en los datos sobre las cantidades de tensión por flexión.

En las investigaciones del sistema TruNatomy, dictaminan que aunque sus instrumentos estaban destinados desde un inicio a un solo uso, según el fabricante permiten la preparación de cuatro conductos radiculares. Sin embargo en el estudio de Amr M. Elnaghy y cols. publicado en el año 2020, se evaluó la resistencia a la fatiga dinámica del sistema TruNatomy utilizando un conducto radicular artificial con un radio de 5 mm y un ángulo de curvatura de 90° y reportaron que se puede usar de manera segura para cinco conductos, antes de la separación de las limas.

En 2020 Abdullah Mahmound Riyahi y cols., contribuyeron a los estudios de la resistencia a la fatiga cíclica de TruNatomy. Utilizaron un conducto artificial de acero inoxidable con una curvatura de 60°, 5 mm de radio y 6 mm en el centro de la curvatura, especulando que las limas de conformación TruNatomy con un diseño transversal de paralelogramo descentrado, podría contribuir a una mayor resistencia a la fatiga cíclica, ya que exhibieron la mayor media de NCF (Número de ciclos hasta el fracaso). Además, el hecho de que la lima TruNatomy esté hecha de un alambre delgado de NiTi de tan solo 0,8 mm, ayuda al aumento de su resistencia. Sin embargo, la lima tenía que ser rotada a 500 rpm como lo indica el fabricante y en este estudio la lima fue rotada a 300 rpm.



Sobre las divulgaciones del sistema ProTaper Gold centradas a la resistencia por fatiga cíclica, en una de ellas publicada por Manar Galal y cols. en el año 2019, aplicaron una carga de 1 N en la punta de una lima de ProTaper Gold, con su eje rígidamente sostenido en su lugar, con una deflexión de 8,6 mm, demostrando que el estrés máximo fue de 453 MPa, por lo que concluyeron que es un excelente instrumento para trabajar con conductos radiculares curvos con seguridad, gracias a sus hojas de corte que se encuentran a lo largo de las limas.

Otra investigación importante es la de Seyed Amir Mousav y cols., del año 2021, la cual nos recuerda que el tratamiento de conductos radiculares se realiza con mayor frecuencia utilizando hipoclorito de sodio. Esta solución irrigadora, con un aumento de la temperatura de la solución de hipoclorito de sodio reduce la carga microbiana. Por otro lado, una disminución en la temperatura de la lima reduce la fricción y el fracaso durante los pasos del tratamiento del conducto radicular. Estudios clínicos previos han demostrado que cuando la solución de irrigación se administra en el conducto radicular a diferentes temperaturas, el cuerpo tiende a equilibrar su temperatura con la temperatura dentro del conducto, que es de alrededor de 35 °C. Uno de los factores que pueden influir en la resistencia a la fractura, según los autores, es la temperatura en la conversión de la fase austenítica a la fase martensítica durante la fabricación de la aleación. Si esta temperatura está entre la temperatura ambiente y la temperatura dentro del conducto radicular, la temperatura de la lima alcanza la temperatura de transición de fase cuando se inserta la lima en el conducto, lo que resulta en una disminución de la resistencia a la fatiga y un aumento en las probabilidades de fractura. En este estudio, la temperatura de la solución no afectó la resistencia a la fractura de las limas, que podrían atribuirse a la temperatura de transición de fase; por lo tanto, en los instrumentos tratados térmicamente, la temperatura tiene un efecto menor sobre la resistencia a la fractura de las limas.



Otra de las variables para comparar la resistencia a la fatiga cíclica entre los instrumentos de níquel-titanio es la temperatura, por esta razón Ove A. Peters y cols. hace dos años documentaron que la superelasticidad de NiTi se caracteriza por la temperatura de acabado austenítico (Af) en su fabricación, en el caso del sistema ProTaper su tratamiento va de 29 a 32°C, cercana a la temperatura corporal, conveniente ya que en la práctica clínica es la temperatura exacta con la que se trabaja por la pieza de trabajo.

Finalmente en los escasos estudios comparativos sobre la resistencia a la fractura cíclica de los dos sistemas TruNatomy y ProTaper Gold, resalta la metalurgia avanzada, el cual es uno de los enfoques recientes en la producción de instrumentos de endodoncia, asimismo reportan Emmanuel Silvaa y cols. el año pasado que tienen la misma y alta resistencia a la fatiga cíclica, generados por la transformación de las limas sometidas a tratamientos termomecánicos, el cual consiste en cambiar las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi para mejorar esta propiedad.

Amr M. Elnaghy y Xiao-Mei (2020) son algunos autores que verifican que los instrumentos con tratamientos convencionales, tratamientos térmicos con una aleación NiTi azul, tratamientos M-Wire, tratamientos térmicos con memoria de forma reducida, aunque fueron reproducidos con el objetivo de mejorar la resistencia a la fatiga cíclica, los tratamientos termomecánicos avanzados de TruNatomy y ProTaper Gold resultan ser superiores.

Neslihan Yılmaz Cýrakoglı, Emmanuel Silvaa y cols. del año 2021 recalcan que los dos sistemas ProTaper Gold y TruNatomy tienen una elevada e igualitaria resistencia a la fatiga cíclica, basándose con los resultados de sus ensayos con micro-TC, aunque TruNatomy fue creado mayormente para adaptarse a la verdadera naturaleza de la anatomía del diente, preservando la dentina estructural debido a su diseño delgado y conicidades regresivas al contrario de ProTaper Gold. Igualmente reportan que se necesitan más estudios para centrarse específicamente en los métodos de conformación y a la resistencia de fatiga cíclica.



En cambio, A. D. Uygun y cols. en 2015 se centraron en estudiar los nuevos diseños de sección transversal, ya que es otra característica que mejora de las propiedades mecánicas de los instrumentos de endodoncia. El ensayo de estos científicos para calificar la fatiga cíclica de ProTaper Gold consistió en utilizar un conducto artificial de acero inoxidable de 1,5 mm de diámetro, un ángulo de curvatura de 60° y un radio de 3 mm. Sus resultados arrojaron que a 5 y 8 mm de la punta de un instrumento de ProTaper Gold, demostraron el más alto rendimiento en términos de fatiga cíclica, debido al diseño de sección transversal triangular que posee en comparación de un diseño de sección transversal cuadrada, aquí recordamos que TruNatomy tiene una sección de paralelogramo, por lo que es cuestionable esta investigación.



12. CONCLUSIONES

Derivado de la investigación presentada en el trabajo de mérito, concluí que los sistemas ProTaper Gold y TruNatomy, respetan la anatomía y conicidad, durante su uso existe también menor probabilidad de transportación, y la mínima invasión de estos dos sistemas rotatorios es inevitable, en resumen cumplen con mayor facilidad los objetivos de la preparación biomecánica de conductos radiculares.

Sin embargo, tienen ciertas características las cuales los hacen únicos: ProTaper Gold es muy flexible y asegura una preparación más centrada en los conductos curvos, mientras que el revolucionario diseño del sistema TruNatomy sirve para la eliminación adicional de desechos y preservar la estructura del diente y la geometría del conducto radicular.

El diseño de los instrumentos endodónticos, es uno de los factores que contribuye a la mejora de resistencia a la fractura por fatiga cíclica de éstos, como la sección transversal, conicidad, tipo de punta, hoja de corte, espiras, longitudes, espesores y diámetros de cada parte de las limas. A pesar de las diferencias geométricas de estos sistemas, los dos son eficaces en las curvaturas e incluso desafían las dobles curvaturas.

Aunque TruNatomy y ProTaper Gold son sistemas mecanizados con movimiento giratorio continuo teniendo en cuenta que causan mayor probabilidad a sufrir riesgos asociados a las fallas por fatiga cíclica, con la metalurgia avanzada y el tipo de aleación con las que están hechos, minimizan el movimiento de rotación completa de 360 grados, ya que son resistentes a las fracturas por fatiga cíclica en los casos mencionados con las revoluciones dadas por los estudios.

Asimismo, es de relevancia saber que los nuevos sistemas que están saliendo al mercado incluso están proponiendo técnicas de instrumentación, por ejemplo ProTaper Gold con la técnica de longitud única, y están planteando nuevas estandarizaciones tal como la conicidad de los instrumentos de TruNatomy, para mejorar la flexibilidad.



El surgimiento de la aleación níquel-titanio ha sido un parte de aguas para los instrumentos endodónticos, ya que sus propiedades (la resistencia a la fatiga, la ductibilidad, el módulo elástico, la superelasticidad y la memoria de forma) resaltan en comparación con otras aleaciones anteriormente utilizadas, además de que son el reflejo del menor número de incidencias durante los tratamientos pulpares. Pese a que el potencial de todos los instrumentos de níquel-titanio, siempre quedará un mínimo porcentaje de paredes de los conductos radiculares sin preparar, debido a su compleja anatomía.

La metalurgia de las limas endodónticas es el elemento principal que provoca la evolución de las propiedades mecánicas de los instrumentos NiTi. Fruto de esto, los sistemas TruNatomy y ProTaper Gold tienen la misma resistencia a la fatiga cíclica gracias al tratamiento termomecánico de las aleaciones después de ser mecanizados, consecuencia de la superelasticidad, la cual la da la temperatura de acabado austenítico (A_f).

Sin embargo son escasas las investigaciones respecto a la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, en especial de estos dos sistemas, sumando el hecho de que no existe una especificación o estándar internacional para poner a prueba las limas endodónticas a la resistencia por fatiga cíclica, por lo que en los resultados de los estudios, hay diferencias mecánicas de los dispositivos con los que se realizan las pruebas, en consecuencia existen variaciones en los datos sobre las cantidades de tensión por flexión actualmente.

Los operadores siempre deben conocer las características y los parámetros de los instrumentos utilizados en la preparación biomecánica del conducto radicular con el objetivo de lograr mayor perfección en la práctica clínica, ya que la habilidad y los conocimientos de un endodoncista es la fórmula principal para el éxito.



13. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Pater B. Endodontic treatment, retreatment, and surgery. Canberra, Australia: Springer; 2016. 473 p.
2. Berman LH, Hargreaves KM. Vías de la pulpa. 12a ed. España: Elsevier; 2021. 905 p.
3. Elkholy MM, Ha WN. An arithmetic crown-down dynamic tactile instrumentation technique: a case report of an s-shaped root canal. Journal of Endodontics [Internet]. Mayo de 2021 [consultado el 5 de febrero de 2022];47(5):5. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.12.013>
4. Yılmaz F, Eren İ, Eren H, Badi MA, Ocak M, Çelik HH. Evaluation of the amount of root canal dentin removed and apical transportation occurrence after instrumentation with ProTaper Next, OneShape, and EdgeFile rotary systems. Journal of Endodontics [Internet]. 1 de mayo de 2020 [consultado el 5 de febrero de 2022]; 46(5):5. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.01.022>
5. Soares IJ, Goldberg F. Farmacología y terapéutica en odontología [Internet]. 2a ed. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2014 [consultado el 9 de febrero de 2022]. 531 p. Disponible en: shorturl.at/sAJLN
6. Xu Z, Hu X, Qian R, Liu S, Tan X, Shao M, He C, Long J, Tian W. Evaluation of the effect of various endodontic irrigants and medicaments on dentine fluorescence. Chemical Engineering Journal [Internet]. Marzo de 2022 [consultado el 10 de febrero de 2022]; 431(3):3. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.134119>
7. Plotino G. Minimally invasive approaches in endodontic practice [Internet]. Rome, Italy: Springer Nature Switzerland AG; 2021 [consultado el 11 de febrero de 2022]. 233 p. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-45866-9>
8. de Lima Machado ME. Endodoncia: ciencia y tecnología [Internet]. 2016a ed. Medellín, Colombia: Amolca; 2021 [consultado el 12 de febrero de 2022]. 1260 p. Disponible en: shorturl.at/dmuCS



9. Leonardo MR, Leonardo RD. Sistemas rotatorios en endodoncia: instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas; 2002.1581 p.
10. Bun San C. Harty's endodontics in clinical practice. 6a ed. London, UK: Elsevier; 2010. 307 p.
11. Gulabivala K, Ng Y-L. Endodontics [Internet]. Fourth edition. Mosby Elsevier; 2014 [cited 2022 Feb 16]. Available from: shorturl.at/kmGJU
12. Jain P. Current Therapy in Endodontics. Dubai, UAE: John Wiley & Sons Inc.; 2016. 227 p.
13. Bürklein, S., Zupanc, L., Donnermeyer, D., Tegtmeyer, K. y Schäfer, E. (2021). Effect of core mass and alloy on cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium endodontic instruments in matching artificial canals. *Materials MDPI*, 14(19), Artículo 5734. <https://doi.org/10.3390/ma14195734>
14. Galal, M., Galal Ismail, A., Nada, O., Zaazou, M. y Abdallah Nassar, M. (2019). Influence of thermomechanical treatment on the mechanical behavior of ProTaper Gold versus ProTaper Universal (A finite element study). *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 7(13), Artículo 552. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2019.552>
15. Alqedairi, A., Alfawaz, H., Abualjadayel, B., Alanazi, M., Alkhalifah, A. y Jamleh, A. (2019). Torsional resistance of three ProTaper rotary systems. *Oral Health*, 19(124), Artículo 1186. doi.org/10.1186/s12903-019-0820-7
16. Algahtania, F., Huangc, X., Haapasalo, M., Wang, Z., Hieawya, A., Zhanga, D., Aleksejunienea, J. y Shena, Y. (2019). Fatigue resistance of ProTaper Gold exposed to high-concentration sodium hypochlorite in double curvature artificial canal. *Bioactive Materials*, 4(10), Artículo 10. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.07.003>
17. Ali, A., Gözen, N. U., Kul, A. K. y Chhabra, N. (2021). Stationary fatigue resistance of various rotary instruments with different alloys after preparing three root canals. *European Endodontic Journal*, 6(3), Artículo 3. https://jag.journalagent.com/eurendodj/pdfs/EEJ_6_3_278_283.pdf



18. Shen, C., Rawls, H. R. y Esquivel-Upshaw, J. F. (2022). Phillips' science of dental materials (13a ed.). Elsevier. <https://s100.copyright.com/AppDispatchServlet?publisherName=ELS&orderBeanReset=true&orderSource=ClinicalKey&contentID=B9780323697552000225> (Obra original publicada en 2013)
19. Arango-Santander, S. y Ramírez-Vega, C. (2016). Titanio: Aspectos del material para uso en ortodoncia. *Revista Nacional De Odontología*, 12(22), Artículo 22. <https://doi.org/10.16925/od.v11i21.910>
20. J.N. L. Silva, E., Oliveira de Lima, C., Almeida Barbosa, A. F., Tadeu Lopes, R., Moura Sassone, L. y Versiani, M. A. (2022). The impact of TruNatomy and ProTaper Gold instruments on the preservation of the periradicular dentin and on the enlargement of the apical canal of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 2(3), Artículo 4997. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2022.02.003>
21. Shi, L., Zhou, J., Wan, J. y Yang, Y. (2021). Shaping ability of ProTaper Gold and WaveOne Gold nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Journal of Dental Sciences*, 17(79), Artículo 79. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2021.08.008>
22. Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C. L., de Lima Machado, M. E., Gonzales Freire, L., Faga Iglecias, E., Peters, O. A. y de Miranda Candeiro, G. T. (2018). Nickel–titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Critical Review Endodontic Therapy*, 32(67), Artículo 67. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
23. Alcalde, M. P., Duarte, M. A. H., Amoroso Silva, P. A., Souza Calefi, P. H., J. N. L. Silva, E., Duque, J. A. y Vivan, R. R. (2020). Mechanical properties of Protaper Gold, EdgeTaper Platinum, Flex Gold and Pro-t rotary systems. *European Endodontic Journal*, 5(3), Artículo 3. <https://doi.org/DOI10.14744/eej.2020.48658>
24. Camilleri, J. (2021). Endodontic materials in clinical practice. Wiley Blackwell. <https://lccn.loc.gov/2020028478> (Obra original publicada en 2021)



25. Bürklein, S., Zupanc, L., Donnermeyer, D., Tegtmeyer, K. y Schäfer, E. (2021a). Effect of core mass and alloy on cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium endodontic instruments in matching artificial canals. *Materials*, 14(19), Artículo 19. <https://doi.org/10.3390/ma14195734>
26. M. Elnaghy, A., E. Elsaka, S. y H. Elshazli, A. (2020). Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 46(2), Artículo 2. <https://doi.org/doi:10.1111/aej.12396>
27. Kırıcı, D. y Güçlüer, Ö. (2021). Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold Glider and TruNatomy Glider glide path instruments in double curvature canals. *Turk Endodontic Journal*, 6(3), Artículo 3. <https://doi.org/doi:10.14744/TEJ.2021.21931>
28. Tabassum, S., Zafar, K. y Umer, F. (2019). Nickel-Titanium rotary file systems: What’s new? *European Endodontic Journal*, 4(3), Artículo 3. <https://doi.org/DOI10.14744/eej.2019.80664>
29. Jamleh, A., Alghaihab, A., Alfadley, A., Alfawaz, H., Alqedairi, A. y Alfouzan, K. (2019). Cyclic fatigue and torsional failure of edgetaper platinum endodontic files at simulated body temperature. *Journal of Endodontics*, 45(5), Artículo 5. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.02.008>
30. Keskin, C., Inan, U., Guler, D. H. y Kalyoncuoglu, E. (2018). Cyclic fatigue resistance of XP-ENDO Shaper, K3XF, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 44(7), Artículo 7. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.04.005>
31. Bayram, H. M., Bayram, E., Ocak, M., Uygun, A. D. y Celik, H. H. (2017). Effect of ProTaper Gold, Self-adjusting File, and XP-ENDO Shaper instruments on dentinal microcrack formation: A micro–computed tomographic study. *Journal of Endodontics*, 43(7), Artículo 7. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.02.005>
32. https://d3tfk74ciyjum.cloudfront.net/proclinic-es/annexes/17871_FT_ES_.pdf



33. https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/endodontics/dfu/trunatomy/TRUNATOMY%20ROW_DFU_1218_WEB_DSE_ES.pdf
34. Figura 1. Moinzadeh, Amir T; Zerbst, Wilhelm; Boutsioukis, Christos; Shemesh, Hagay; Zaslansky, Paul, Porosity distribution in root canals filled with gutta percha and calcium silicate cement, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.009>
35. Figura 2. Liu, Yuxuan; Liu, Hui; Fan, Bing, Influence of Cavity Designs on Fracture Behavior of a Mandibular First Premolar with a Severely Curved, <https://doi.org/10.1016/j.joen.2021.03.012>
36. Figura 4. Paqué, Frank. Microtomography-based Comparison of Reciprocating Single-File F2 ProTaper Technique versus Rotary Full Sequence. doi:10.1016/j.joen.2011.06.031
37. Figura 5. Vera, J., Siqueira, J. y Ricucci, D. (2012). Tratamiento endodóntico de una o dos citas de dientes con periodontitis apical: un estudio histobacteriológico. *Journal of Endodontics*, 38(8), Artículo 8.
38. Figura 6 y 9. Qian Wang, PhD, Yuxuan Liu, Zhihui Wang, Tianru Yang, Ye Liang, Zhengrong Gao, MD, Changyun Fang, and Yiyi Zhang, PhD. Effect of Access cavities and canal enlargement on biomechanics of endodontically treated teeth: A finite element analysis, <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.06.013>
39. Figura 25. Del Fabbro, Massimo; Afrashtehfar, Kelvin Ian; Corbella, Stefano; El-Kabbaney, Ahmed; Perondi, Isabella; Taschieri, Silvio, Apical extrusion of intracanal debris during root canal preparation aided by an endodontic file, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jebdp.2017.08.001>
40. Figura 26. Nicola Maria Grande, Current assessment of reciprocation in endodontic preparation, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2015.06.014>



41. Figura 27-30 Isik, Vasfiye, Effect of Shaft Length on the Torsional Resistance of Rotary Nickel–titanium Instruments, <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.10.019>

42. Figura 35, 36. Gianluca Plotino, A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments, https://www-clinicalkey-es.pbidi.unam.mx:2443/service/content/pdf/watermarked/1-s2.0-S0099239909005706.pdf?locale=es_ES&searchIndex=

43. Figura 40. Emmanuel J. N. L. Silva, Mechanical Tests, Metallurgical Characterization, and Shaping Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Multimethod, <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.07.016>

44. Figura 41. *Manar Galal, Amira Galal Ismail; Nada Omar; Mohamed Zaazou; Mohamed Abdallah Nassar*, Influence of thermomechanical treatment on the mechanical behavior of protaper gold versus protaper universal (A infinite element study), <https://doi.org/10.3889/oamjms.2019.552>

45. Figura 43. Jason Gagliardi, Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2015.07.009>

46. Figura 45. Ove A. Peters, D, Mechanical Properties of a Novel Nickel-titanium Root Canal Instrument: Stationary and Dynamic Tests, <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.03.016>