

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CONFORMACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES
CON EL SISTEMA XP-ENDO® SHAPER FKG, EN 3D.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

LILIANA SOTO MONTERROZA

TUTOR: Esp. CARLOS TINAJERO MORALES

ASESORA: Esp. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



A mi madre Lilia Esther Monterroza Zepeda quien nunca dudó en ayudarme cuando más lo necesitaba, gracias mamá por estar siempre a mi lado y nunca dejarme, por tu tiempo, esfuerzo y cariño que me regalas día con día a pesar de cualquier adversidad, por impulsarme a ser mejor persona; eres una mujer excepcional. A mi padre, gracias por todas esas atenciones que has tenido conmigo, por siempre hacernos reír y alegrarnos con tus ocurrencias; daddy muchas gracias por el apoyo que me has brindado no solo en este proceso sino en toda mi vida, por tu cariño y tus palabras de aliento. Juntos son mis más grandes ejemplos a seguir, espero llegar a ser una persona excepcional como lo son ustedes; este logro es nuestro, los amo y adoro muchísimo.

Agradezco a mi abuelita Guadalupe Zepeda por siempre apoyarme y preocuparse por mí a pesar de no estar cerca; te adoro mucho, eres la mejor.

Agradezco a mis hermanos Germán y José Miguel por apoyarme cuando los necesité, por poner de su tiempo y mejor disposición en cada situación.

Agradezco a mi tutor el Esp. Carlos Tinajero Morales, y a mi asesora, la Esp. Brenda Ivonne Barrón Martínez; a los dos por ayudarme con la realización de este proyecto y por siempre mostrarse con la mejor disposición.

Agradezco a todos mis amigos, en especial a mi mejor amiga Mariana Calles García la cual siempre me apoya en cada situación, me escucha siempre que la necesito y me brinda las mejores palabras de aliento y consejos. Te adoro.

Agradezco a todos esos amigos, familiares y personas externas que me tuvieron la confianza para ser mis pacientes.

Por último y no menos importante, agradezco a la Facultad de Odontología de la UNAM por todas las oportunidades, el conocimiento y formación académica y personal que adquirí a lo largo de estos años; me siento orgullosa de formar parte de tan excelente y maravillosa institución.



ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVOS	8
CAPÍTULO 1 ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO	9
1.1 Características de NiTi	9
1.1.1 Memoria de Forma.....	11
1.1.2 Superelasticidad.....	14
1.2 Níquel-titanio en la odontología	15
1.3 Procedimientos empleados para la modificación de la aleación	16
1.4 Variantes a la aleación convencional.....	17
1.4.1 NiTi M-Wire	17
1.4.2 NiTi Fase R	18
1.4.3 NiTi CM (control memory)	18
1.4.4 Manufactura por descarga eléctrica (Electrical discharge machining)	19
1.4.5 NiTi Blue y NiTi Gold	20
1.4.6 MaxWire.....	21
1.5 Comparación Entre Instrumentos NiTi y Acero Inoxidable	22
CAPÍTULO 2 GENERALIDADES DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS ENDODÓNTICOS	23
2.1 Elementos de diseño	23
2.1.1 Diseño de la punta	24
2.1.2 Conicidad	24
2.1.3 Sección transversal	25



2.1.4	Ángulo de corte	25
2.1.5	Ángulo helicoidal	27
2.1.6	Apoyos radiales.....	28
2.1.7	Acanaladuras o estrías.....	28
2.1.8	Espiras	29
2.2	Características ideales de los instrumentos de Níquel-Titanio	30
2.3	Clasificación de los instrumentos rotatorios	30
2.4	Fractura de los instrumentos rotatorios.....	31
2.4.1	Mecanismo de fractura	32
2.4.1.1	Fractura por torsión	32
2.4.1.2	Fractura por fatiga cíclica	33
2.4.2	Prevención de las fracturas.....	34
CAPÍTULO 3	INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA	35
3.2	Tipos de movimientos.....	36
3.2.1	Movimiento rotatorio continuo (360°)	36
3.2.2	Movimiento recíprocante	37
3.2.3	Rotatorio discontinuo + recíprocante asimétrico combinados (<i>adaptive motion</i>)	38
CAPÍTULO 4	SISTEMA XP-ENDO® SHAPER FKG	39
4.1	Aleación Maxwire	39
4.2	Características de la lima XP-endo® Shaper	40
4.3	Presentación del sistema.....	45
4.4	Motor eléctrico	45
4.5	Especificaciones técnicas.....	46



4.5.1 Protocolo de instrumentación	47
CONCLUSIONES	51
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52



INTRODUCCIÓN

Los instrumentos para la conformación de los conductos radiculares han tenido diversas modificaciones a lo largo del tiempo, las casas comerciales han buscado facilitar la ejecución del trabajo biomecánico para hacerlo más dinámico, cómodo para el clínico y simple; es decir, lograr el objetivo deseado con un menor número de instrumentos y/o pasos a seguir.

Con el advenimiento del Níquel-Titanio en el campo endodóntico en 1988, se abrió paso a la creación de nuevos instrumentos tanto rotatorios como manuales, los cuales ayudan a reducir de forma considerable el tiempo de trabajo, los errores que se llegan a producir al trabajar los conductos radiculares con limas endodóncicas fabricadas a base de acero inoxidable, además se puede ejecutar una técnica más simple; todo esto ha sido logrado debido a la superelasticidad y el poder de crear una memoria de forma por parte del metal, de esta forma se ha facilitado el abordaje de conductos radiculares con anatomías complejas, además los instrumentos tienen la capacidad de regresar a su forma original tras soportar cierto grado de deformación, cosa que no se consigue con las limas de acero inoxidable.

En el año 2016, la casa comercial FKG lanzó al mercado una lima rotatoria única de conformación llamada XP-endo® Shaper, la cual cuenta con un diseño y propiedades físico-químicas muy particulares. El sistema cuenta con dos fases en su estructura molecular cuando es sometido a diferentes temperaturas, esto es lo que hace que sea considerado como un sistema único de conformación ya que al estar en contacto con una determinada temperatura se expande y puede alcanzar una conicidad mayor. La lima trabaja bajo movimientos rotatorios continuos de tipo serpenteante por lo que se puede lograr la conformación del conducto radicular en un tiempo mínimo; además se ha demostrado que es de los sistemas que tiende a proyectar menos detritus al periápice brindando una mayor comodidad al clínico y un mejor pronóstico para el diente tratado.



Al ser un instrumento único de conformación no quiere decir que no se necesiten pasos previos a su uso dentro del conducto, por lo que se comercializa en tres combinaciones diferentes, dos de ellas cuentan con instrumentos para abrir una vía permeable para el posterior trabajo de la lima, y la otra forma presenta al instrumento en diferentes longitudes y se empacan en tres instrumentos por blister.

En el presente trabajo se describirán algunos procesos por los que pasa la aleación de NiTi para conseguir diferentes propiedades que brindan distintas cualidades para los instrumentos; además, se explicarán más a fondo las características mencionadas previamente de la lima XP-endo® Shaper, tales como el diseño particular que presenta, para que el lector pueda comprender un poco más acerca del funcionamiento de la lima y pueda tener la capacidad de elegirla para la mayoría de los casos clínicos que se le presenten. Además se dará una explicación sobre las recomendaciones que la casa comercial FKG establece para utilizar el instrumento de la forma correcta.



OBJETIVOS

Describir la composición, características y propiedades de la aleación Níquel-Titanio en diferentes modalidades.

Describir las características fisicoquímicas de la aleación Níquel-Titanio utilizada en la elaboración del sistema XP-endo® Shaper.

Descripción e indicaciones del sistema XP-endo® Shaper para la preparación biomecánica de los conductos radiculares.

Presentación en 3D de la técnica de conformación de conductos con XP-endo® Shaper .



CAPÍTULO 1 ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO

La aleación de Níquel-Titanio (NiTi) fue desarrollada por W.F. Buehler mientras buscaba una fusión de metales útiles para un programa desarrollado en el Laboratorio Naval de Ordnance de Maryland, USA.¹

1.1 Características de NiTi

Dentro de las características de esta aleación se encuentra la elevada resistencia a la corrosión, buena biotolerabilidad y las más destacadas que son: presencia de memoria de forma y superelasticidad.⁴

Los materiales atraviesan dos fases; la *Fase Martensita* presente a bajas temperaturas o tras acumulación tensional; en ésta, el material es maleable y fácil de trabajar, los metales al ser deformados en esta fase pueden volver a su forma original al ser calentados; la *Fase Austenita* se presenta a altas temperaturas y a baja tensión, donde es posible generar una forma deseada y mantenerla en la memoria.⁴

Podemos clasificar cuatro tipos de temperatura en este proceso, las A_s y A_f (*Austenite start* y *Austenite finish*) las cuales se refieren al inicio y final de la transformación en austenita; y M_s y M_f para comprender las temperaturas de inicio y fin para la transformación en martensita.¹³ Cuando el metal se calienta más allá de A_f la deformación se recupera completamente obteniendo el efecto de memoria de forma.²⁷

Durante la fase austenita se presenta una estructura cúbica estable y resistente, la cual al ser sometida a tensión sufre un cambio y se presenta una disposición hexaédrica más inestable a la cual se le conoce como “martensita”.⁴ En algunas condiciones de la aleación (aleaciones tratadas termomecánicamente, ricas en Ni, entre otras) se puede presentar una fase denominada “R” o “intermedia, la cual precede a la transformación martensita; y se presenta en un rango de temperatura muy estrecho, el uso de esta fase

para la fabricación de instrumentos ha mejorado algunas de sus propiedades físicas, tales como la flexibilidad.^{5,27}

La aleación se encontrará en fase austenítica y en fase intermedia cuando esté en reposo y a temperatura ambiente; sin embargo, al someterla a una carga mecánica como lo es la rotación dentro del conducto radicular se modifica la fase; primero se logra una variación cristalográfica de la fase R hasta que se llega a la transformación de la fase a Martensita, para esto es fundamental que la carga sea constante para que se realice la transformación.⁵

Las propiedades mecánicas de la aleación NiTi dependerán de si es calentada o enfriada. La propiedad superflexible del material será beneficiada si el metal se somete por debajo de la temperatura austenítica (A_f); en cambio, si éste se encuentra debajo de la temperatura martensítica (M_f) será más blando, dúctil, fácilmente deformado, poseerá memoria de forma y la resistencia a la fatiga será mejor (figura 1).⁶ Tabla 1

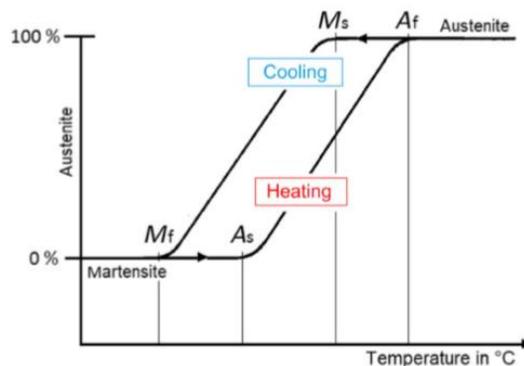


Figura1 Diagrama de histéresis de la temperatura del NiTi. (M_s) Temperatura martensita inicial, (M_f) Temperatura martensita final, (A_s) Temperatura austenita inicial, (A_f) Temperatura austenita final.

Histéresis; tendencia de un material a conservar sus propiedades, en ausencia del estímulo que la ha generado. (<https://educalingo.com/es/dic-es/histeresis>)



Tabla 1. Propiedades mecánicas de las aleaciones NiTi en función de la fase en la que se presentan.¹³

	Austenita	Martensita
Resistencia a máxima tracción (MPa)	800-1500	103-1100
Límite elástico (MPa)	100-800	50-300
Módulo elástico (GPa)	70-110	21-69

La fase Martensita puede alcanzarse por procesos térmicos o mecánicos, cuando se obtiene de forma mecánica se conoce como *martensita inducida por estrés*. Cuando a los metales se les aplica una fuerza que excede su límite de deformación se genera un cambio en la red produciendo una deformación permanente, sin embargo en las aleaciones NiTi esta aplicación de fuerza va a llevar a la transformación de fase y se podrá retomar la forma original cuando cese la aplicación mecánica; a esto se le conoce como *superelasticidad*. La transformación de Martensita inducida por estrés comenzará por encima de M_s (temperatura normal de transformación), la tensión necesaria para el cambio será mayor a medida de que la temperatura aumente, conforme esta va acrecentando se llegará a M_d la cual es la temperatura máxima en la cual se puede obtener Martensita inducida por tensión; la martensita vuelve inmediatamente a austenita cuando el estrés ha cesado.^{22,27}

1.1.1 Memoria de Forma

La aleación Níquel-Titanio fue de las primeras en presentar “memoria de forma”, la cual es una propiedad presente producida por el cambio en la estructura cristalina al ser sometida a diferentes temperaturas o grados de tensión.⁴ Existen dos tipos de efecto de memoria, simple y doble. El primero se le conoce como simple ya que el material sólo es capaz de regresar a la

forma inicial que tenía en la fase austenítica; esto resulta de un proceso termomecánico que consiste en:¹³

- Enfriamiento de un material en estado austenítico hasta llegar a la temperatura M_f bajo una tensión nula. Esto nos va a llevar a una transformación a fase martensita completa sin una deformación perceptible; es decir, solo existirá un desplazamiento de átomos; a esto se le conoce como “maclado”.¹³
- Se continúa con la aplicación tensional intermitente al metal en estado martensítico lo que provocará una deformación de tipo estable o “desmaclado”; se define así a la deformación atómica y externa de la pieza.¹³
- Se prosigue con el calentamiento del metal hasta A_f bajo una tensión nula lo que llevará a un cambio a fase austenita y el material regresará a su forma original.¹³ Figura 2

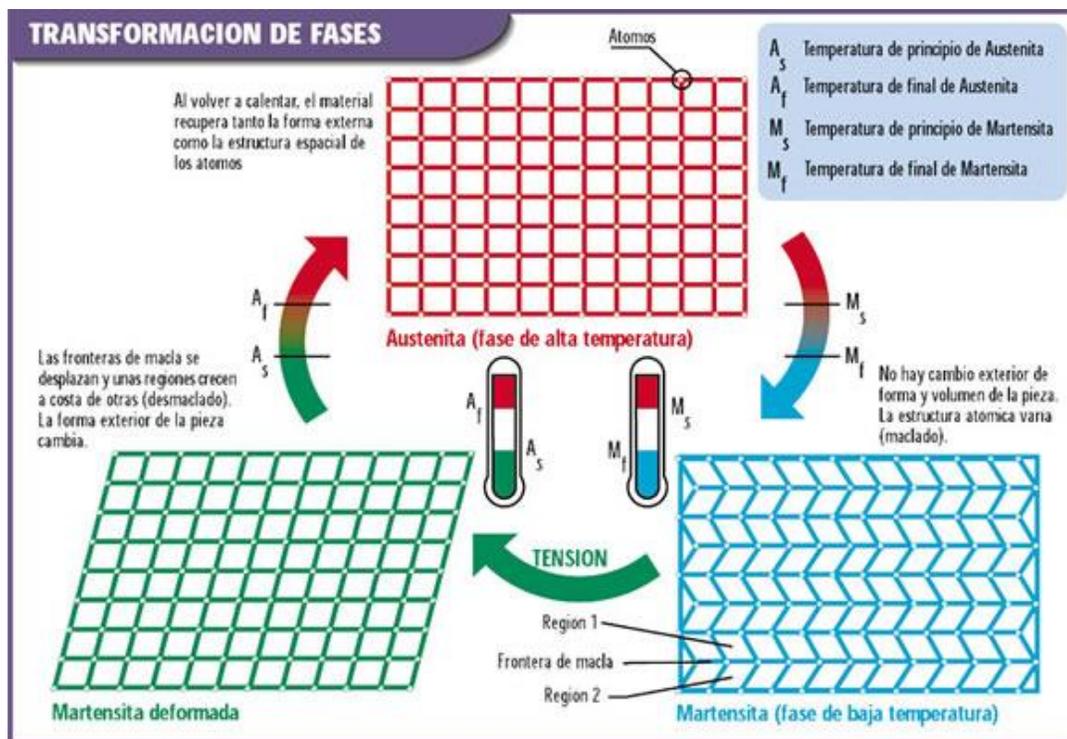


Figura 2 Esquema de efecto de memoria simple. Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

El efecto de memoria doble se basa en la memorización de las formas presentes en estado caliente y frío; en este tipo de transición (austenita a martensita) solo se vale del efecto térmico, no es necesaria la presencia de tensión. Este tipo de efecto solo se puede conseguir gracias a tratamientos termomecánicos los cuales consisten en la repetición de ciclos durante la fase austenítica lo cual lleva a una creación de una microestructura orientada (figura 3). Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

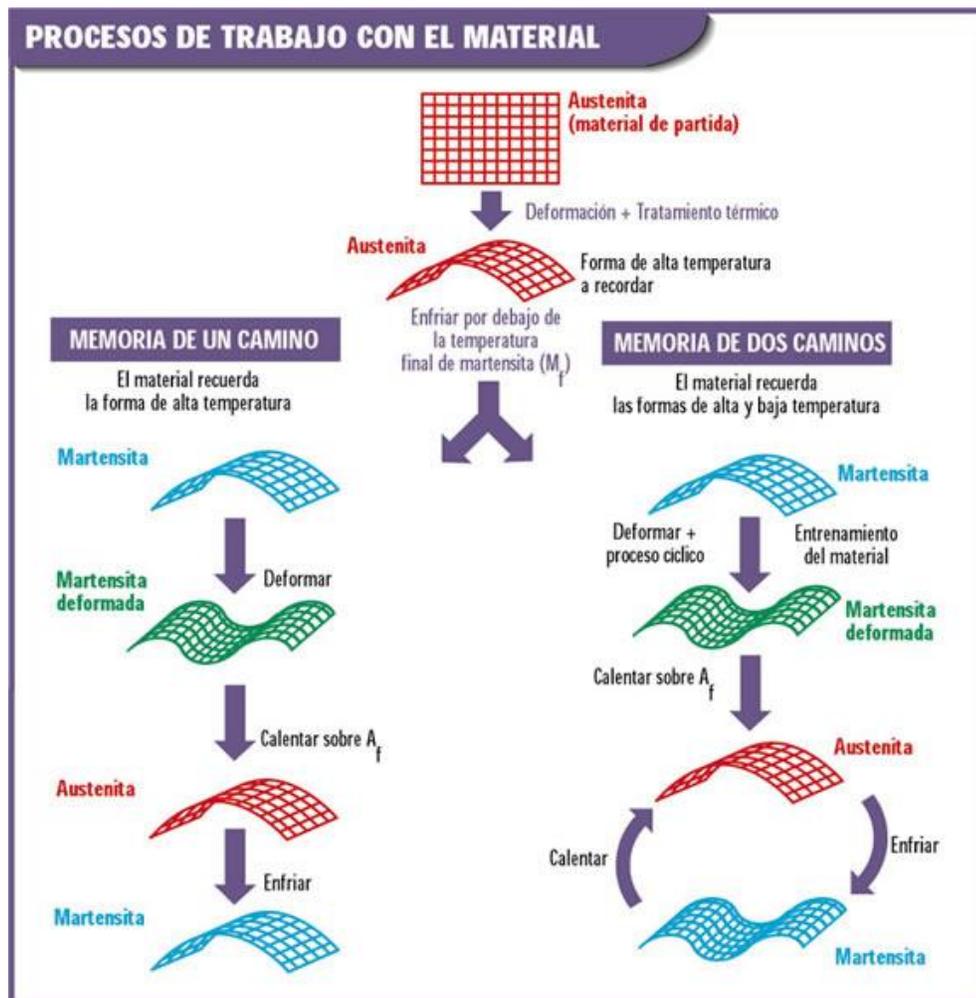


Figura 3 Efecto de memoria Simple y Doble.



1.1.2 Superelasticidad

La *superelasticidad* es otra de las ventajas de la aleación, esto permite que el material logre tener una deformación de hasta 8 o 10%, si este rango no es respetado se pueden presentar deformaciones permanentes.^{2,4}

En el rango intermedio de temperaturas adecuadas la fase del material es la austenita, con la forma final. Si le aplicamos una tensión tiene lugar la transformación a martensita inducida por tensión (SIM). Dadas las propiedades de esta fase, la tensión produce una gran deformación, que es totalmente recuperable al dejar de aplicarla ya que se vuelve a producir la transformación a austenita debido a que la martensita inducida por tensión no es estable termodinámicamente a esta temperatura. Al final el material tiene la misma forma que al principio. Este comportamiento se conoce como superelasticidad. Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

Se debe tener mucho cuidado con las temperaturas ya que si se aplica tensión a una temperatura muy elevada se formará una deformación plástica y por lo contrario, a menor temperatura no se podrá conseguir ese cambio a fase martensita inducida por tensión. Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

A una temperatura intermedia la tensión aplicada provocará una deformación del material, el cual regresará a su forma inicial tras el cese de fuerza ya que la martensita no es estable a la temperatura intermedia presente (figura 4).

Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

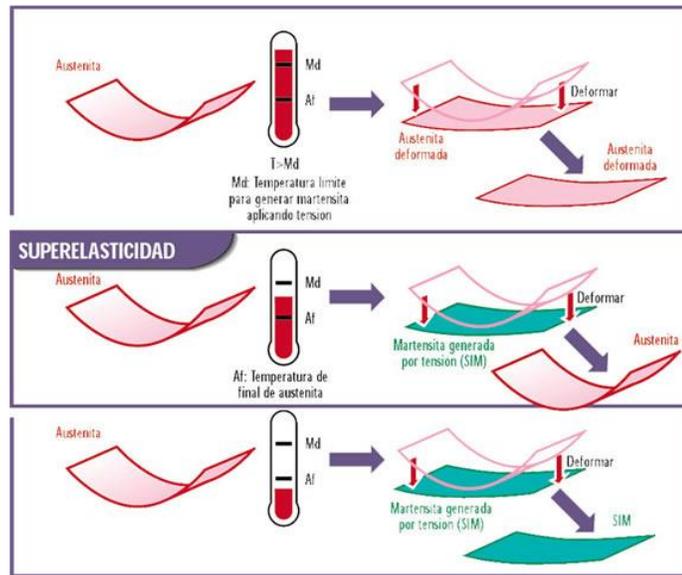


Figura 4 Esquema de superelasticidad.

1.2 Níquel-titanio en la odontología

El Nitinol (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) fue introducido en la odontología por Andreasen & Hilleman en el área de ortodoncia en el año de 1971. Notaron que al utilizar arcos fabricados con este material los objetivos del tratamiento eran cumplidos de forma más rápida y sin incomodidad para el paciente, esto gracias a sus características.¹

En 1988 Walia, Gerstein y Bryant compararon limas de endodoncia, unas fabricadas con NiTi y otras con acero inoxidable, y destacaron las ventajas de la aleación en la Endodoncia. En 1991 se introdujeron los primeros instrumentos manuales y mecanizados de NiTi por la NT Company.⁴

Su composición en odontología para la fabricación de instrumentos endodóncicos es en promedio de 49 a 51% de níquel y 49 a 51% de titanio; sin embargo, existen aleaciones donde podremos encontrar un pequeño porcentaje de cobalto (<2%) que sustituye al níquel, esto hace que sus propiedades termomecánicas difieran lo cual resulta en la creación de otros instrumentos con diferentes especificaciones; por otro lado, encontramos



aleaciones que contienen mayor número de níquel (60%), estas fueron investigadas por Brantley y Gerstein en 1988, ellos afirmaron que al elevar el porcentaje del níquel se mejoraba la fabricación de instrumentos cortantes rotatorios y manuales, además de que se presentaba una mejor resistencia a la corrosión.^{1,4}

La aleación se lleva a cabo por un proceso de fusión doble al vacío, con este método se mantiene la pureza, calidad y propiedades mecánicas del material. La composición del producto va a influir en el procesado, siendo las aleaciones que contienen 55% de Níquel las más fáciles de trabajar.¹ Para mejorar las características superficiales de la lima y así evitar la corrosión se han probado técnicas como el electropulido, uso de recubrimientos superficiales (nitruro de titanio) y la implantación iónica.²

Las limas endodóncicas fabricadas con esta aleación son más flexibles y resistentes ante fracturas torsionales, esto en comparación con instrumentos de acero inoxidable; además son biocompatibles, presentan una alta resistencia al desgaste, no se corroen tan fácilmente y los sistemas rotatorios son menos propensos a fracturarse. La ruptura del instrumento se presentará cuando se alcanza la tensión límite de la fase martensítica, es decir, cuando los niveles tensionales y térmicos son superados.⁴

1.3 Procedimientos empleados para la modificación de la aleación

Al realizar modificaciones a las aleaciones de NiTi se crean fases con un rango de elasticidad y resistencia mayor ante algún esfuerzo mecánico. Existen 3 procedimientos los cuales son:

Tratamientos térmicos

Se basa en la fase martensítica; tras la fusión del material se busca enfriarlo de forma acelerada para evitar que exista una cristalización, con esto se puede obtener un instrumento más resistente al estrés y sin irregularidades microscópicas causadas por el torneado.⁴



Cambio de los porcentajes relativos de las aleaciones

La aleación puede existir a temperatura ambiente en una de las dos estructuras cristalinas, dependiendo de la proporción exacta de átomos de níquel y titanio.⁴

Inclusión de pequeñas cantidades de determinados elementos en la composición química de las ligas

Esto se hace con el fin de obtener una mejor temperatura de transformación. Con este proceso, la recuperación de forma ocurre en un intervalo de pocos grados centígrados. Ejemplificando lo anterior, la aleación con agregado de niobio logra que los instrumentos tengan bordes cortantes más duraderos y sean más resistentes a la fractura.⁴

1.4 Variantes a la aleación convencional

El tratamiento termomecánico de las aleaciones ha permitido diversos cambios en la composición de las fases. Instrumentos fabricados con aleaciones como M-Wire y fase R mantienen un estado austenítico, a diferencia de NiTi Gold, Blue y CM-Wire que se encuentran compuestos en su mayoría por la fase martensita.⁶

Los instrumentos fabricados a partir de su fase austenítica poseen propiedades superelásticas y poseen altos valores de torque ante la fractura; son ideales para trabajar conductos rectos o ligeramente curvos.⁶

Las aleaciones hechas a partir de la fase martensítica son más flexibles con un incremento de la fatiga cíclica; estos instrumentos es recomendable utilizarlos en conductos curvos o con doble curvatura.⁶

1.4.1 NiTi M-Wire

Con el propósito de crear una aleación con mejor resistencia a la fatiga cíclica y mayor flexibilidad, Sportswire desarrolló un proceso de manufactura



termomecánico en 2007; la aleación está compuesta por 55% de Níquel, 44.2% de Titanio y menos del 1% de otros elementos. En este tipo de variación está presente en su mayoría la fase austenítica y en menor proporción la fase martensítica y la intermedia (fase R). La presencia de estas fases le da una mejor propiedad superflexible a los materiales. Esta aleación necesita un nivel de estrés menor para cambiar a su fase martensítica y tiene una mejor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con una aleación NiTi convencional.⁶

1.4.2 NiTi Fase R

En 2008 SybronEndo desarrolló un nuevo proceso de manufactura termomecánica para la creación de nuevos instrumentos rotatorios (Twisted File). Este proceso incluye 3 métodos: tratamiento de calor en la fase R, torsión del metal y acondicionamiento de la superficie. El proceso de torsión se lleva a cabo mediante la transformación de un alambre NiTi en estado austenítico a través de un proceso térmico en la fase R. Estudios han demostrado que este tipo de aleación tiene mejor resistencia a la fatiga cíclica y una mejor flexibilidad en comparación con instrumentos de aleación NiTi convencional. Gracias al incremento de flexibilidad el uso de instrumentos tratados en la fase R disminuyó el riesgo de transportación durante la preparación biomecánica del conducto.⁶

1.4.3 NiTi CM (control memory)

Este tipo de aleación fue introducida en 2010, es la primera en carecer de propiedades superelásticas a temperatura ambiente o temperatura intraconducto; los instrumentos son deformados gracias a las variantes presentes en la composición de la fase martensita. En comparación con la aleación M-Wire, los instrumentos fabricados con “Control Memory” no tienden a enderezarse cuando se prepara un conducto (figura 5).⁶

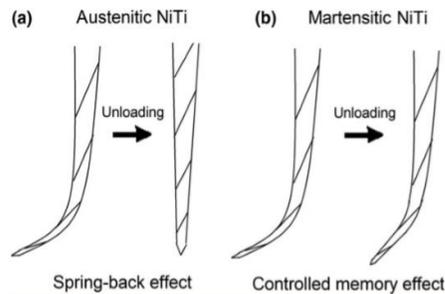


Figura 5 (a) Aleación NiTi convencional con tendencia a enderezarse. (b) Aleación “Control Memory”

La aleación tiene mejor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que NiTi M-Wire y NiTi convencional.⁶ La flexibilidad presente en esta aleación les da la propiedad a los instrumentos de recuperarse tras haber recibido una excesiva fuerza de torsión; lo que le confiere una resistencia a la fractura de hasta el 300% en comparación con instrumentos convencionales.⁴

1.4.4 Manufactura por descarga eléctrica (Electrical discharge machining)

Colténe/Whaledent introdujeron HyFlex EDM (Electrical discharge machining), el cual es el primer sistema rotatorio manufacturado por un proceso de descarga eléctrica, lo cual hace que el instrumento tenga una dureza mayor en su superficie lo que favorece la resistencia a la fractura y la eficiencia de corte.⁶

El proceso de descarga eléctrica remueve material de la superficie mientras el instrumento se encuentre embebido en líquido dieléctrico, al generarse la carga eléctrica se vaporizan pequeñas partículas del instrumento, las cuales se solidifican en el medio y son eliminadas; durante este proceso no se tiene contacto con la pieza de trabajo; el cráter que se produce en la superficie del instrumento no compromete su integridad después de haber tenido aplicaciones clínicas (figura 6).⁶

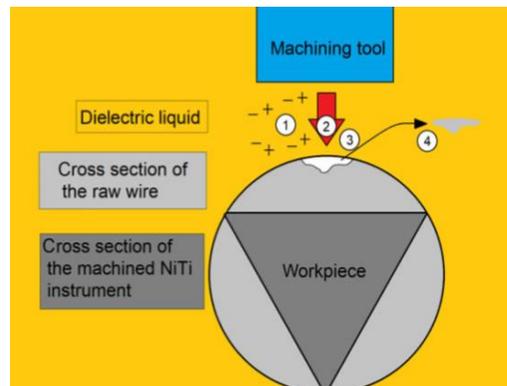


Figura 6 Proceso de descarga eléctrica. (1) Ionización del líquido dieléctrico (2) Chispa (3) Vaporización de partículas (4) Solidificación.

HyFlex presenta fases martensítica y fase R. Gracias a estas características en el procesado, la aleación cuenta con una excelente resistencia a la fatiga cíclica comparado con NiTi CM, NiTi M-Wire y NiTi convencional; sin embargo, la fractura se puede realizar a un menor torque en comparación con instrumentos M-Wire.⁶

1.4.5 NiTi Blue y NiTi Gold

Estos instrumentos se empezaron a comercializar en 2011 por la compañía Dentsplay. Poseen un efecto de memoria controlado y pueden ser deformados. La diferencia entre NiTi Gold, NiTi Blue y CM-Wire es que las dos primeras pasan por un proceso de molienda antes de ser sometidas a un tratamiento térmico. Los colores de estas aleaciones son resultado del tratamiento de su superficie, el color azul es dado por el óxido de titanio y el color dorado es resultado del procesado térmico en donde la aleación se somete a calor y frío de forma repetitiva; la superficie de estos instrumentos posee menos dureza que los fabricados con M-Wire.^{6,23}

Ambas aleaciones presentan mejor flexibilidad y resistencia a la fatiga en comparación con aleaciones convencionales y M-Wire, lo cual se le puede atribuir a su fase martensítica, ya que los instrumentos se muestran más suaves y dúctiles.⁶



1.4.6 MaxWire

Introducida por la casa comercial FKG Dentaire; su nombre es una abreviación de “Martensite-Austenite-fileX”. Es la primera aleación que combina la superelasticidad (durante la preparación del conducto) y memoria de forma (al ser insertado dentro del conducto radicular) en su aplicación clínica; durante su estado martensítico a temperatura ambiente, es un instrumento relativamente recto, sin embargo, cuando es expuesto a temperatura del conducto adquiere una forma curvada debido a la transformación a fase austenítica.⁶

La forma curvada es ideal para la limpieza y conformación de conductos con anatomías sinuosas. El sistema XP-endo® Shaper muestra una mejor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con Hyflex CM, Vortex Blue y iRace.⁶



1.5 Comparación Entre Instrumentos NiTi y Acero Inoxidable

En la siguiente tabla se realiza una comparación de algunas características propias de los instrumentos fabricados a base de Níquel-Titanio y Acero Inoxidable.^{4,5}

	NiTi	Acero Inoxidable.
Memoria de forma	Sí	No
Torqueabilidad	Excelente	Pobre
Magnetismo	No	Sí
Densidad	6,45 g/cm ³	8,03 g/cm ³
Resistencia a la fatiga	+++	+
Límite de deformación	10%	1%
Capacidad torsional	Excelente	Limitada
Capacidad de corte	++	+++
Resistencia a la corrosión	+++	+

CAPÍTULO 2 GENERALIDADES DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS ENDODÓNTICOS

Los instrumentos rotatorios han sido utilizados desde hace más de un siglo; en su comienzo era común que se transportaran los conductos y/o se fracturaran durante el trabajo biomecánico; sin embargo, esto cambió con la introducción del NiTi al campo endodóntico, se favoreció la producción de instrumentos más flexibles, resistentes a la corrosión, lo que llevo a una reducción de errores durante la preparación del conducto. Los instrumentos rotatorios endodónticos varían sustancialmente en la aleación utilizada, movimiento de corte recomendado, en sus diseños de punta, conicidad, sección transversal, ángulo helicoidal y distancia entre espiras.³

Al usar sistemas rotatorios se obtienen diferentes ventajas, la recolección y remoción de barrillo dentinario se ve favorecida ya que al utilizar instrumentación manual estos desechos son transportados con mayor facilidad hacia la zona periapical o suelen ser embarrados hacia los túbulos dentinarios; además el uso de este tipo de instrumentos reduce el tiempo requerido para la instrumentación del conducto.⁷

2.1 Elementos de diseño

Las limas rotatorias van a estar compuestas en su mayoría por una montura, un vástago y la parte activa, la cual contiene elementos de diseño que variarán dependiendo del sistema fabricado (figura 7).⁴



Figura 7 Esquema de componentes de lima rotatoria.

2.1.1 Diseño de la punta

La punta del instrumento tiene como funciones ser la guía a través del conducto y favorecer la penetración a este, la ampliación del conducto depende de la relación entre la punta y la distancia que va de ésta a la primera espira del instrumento.^{3,4}

Para evitar que la punta del instrumento cree deformaciones a lo largo del conducto se introdujeron puntas cónicas, troncocónicas y bicónicas, las cuales son las indicadas para instrumentos de preparación mecanizada.⁴

Si el conducto es más estrecho que la punta del instrumento se recomienda utilizar una punta cortante, en cambio si el conducto es más amplio lo ideal será optar por una punta con una capacidad de corte menor.⁷ Figura 8

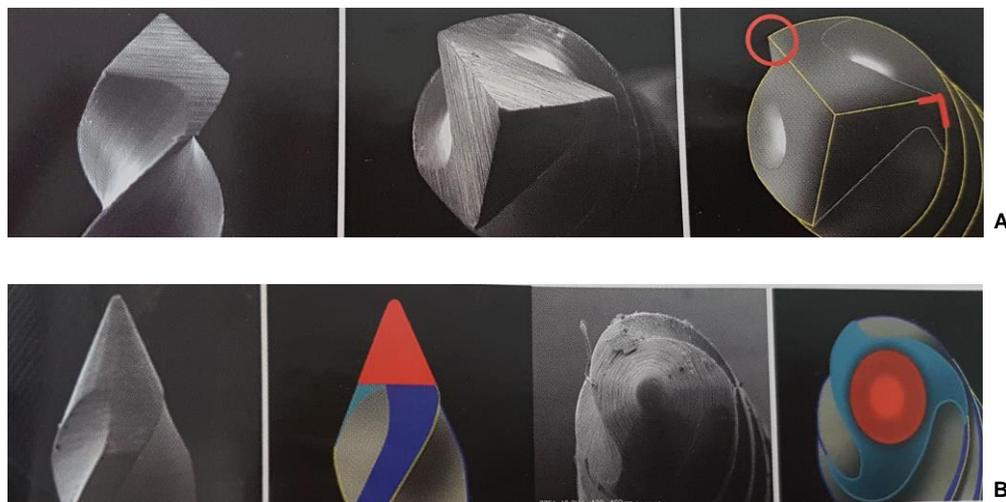


Figura 8 (A) Esquema de punta de tipo piramidal, (B) Esquema de punta tipo Batt (cónica).⁵

2.1.2 Conicidad

La conicidad en un instrumento es el valor que aumenta el diámetro por cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo; esta puede ser expresada en porcentaje o en centésimas de milímetro. La conicidad puede ser constante o variable dependiendo del instrumento.⁴

En la actualidad se han creado instrumentos con conicidad variable, gracias a esto sólo una porción de la parte activa entra en contacto con la pared dentinaria lo que proporciona un desgaste más efectivo con menor riesgo de fractura.⁹

2.1.3 Sección transversal

Nos permite observar como la lima entrará en contacto con las paredes del conducto (ángulo de corte); también nos muestra la relación existente entre la masa central y el diámetro real de trabajo lo que brinda una idea acerca de la resistencia a la torsión y el grado de flexibilidad que presenta el instrumento; por ejemplo, si el instrumento presenta una masa central amplia la resistencia a la torsión será mayor y la flexibilidad será disminuida.⁴ Figura 9

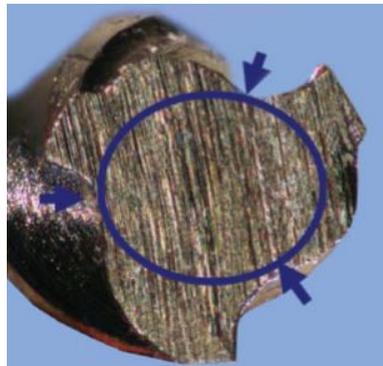


Figura 9 Corte transversal de lima K-3, el círculo muestra el núcleo del instrumento y las flechas señalan las estrías.⁷

2.1.4 Ángulo de corte

En una hoja de corte vamos a encontrar la cara cortante (rojo), la cual tendrá contacto con el tejido a eliminar, la cara de despeje (verde) y el borde cortante (amarillo) ubicado entre ambas caras; vamos a encontrar 3 ángulos los cuales son (fig.10):⁴ Figura 11 y 12

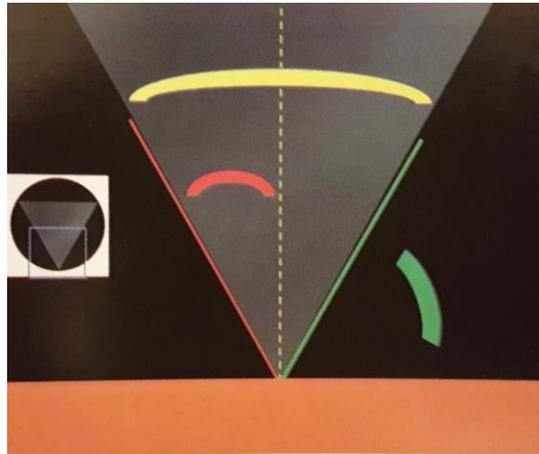


Fig.10 Instrumento de sección triangular, los ángulos de la cara cortante (rojo), del borde cortante (amarillo) y de despeje (verde), en relación con la superficie sobre la que se realiza el corte, en sentido horario.

Ángulo de la cara cortante: delimitado por la cara cortante y la línea que va del borde al eje del instrumento. Este ángulo puede ser negativo o positivo dependiendo de si el radio se ubica dentro de la hoja (entre sus dos caras) o fuera de estas. Un ángulo positivo será ideal para el corte y uno negativo para el raspado; al contar con una lima eficiente al corte evitamos el uso excesivo de torque y presión, y se disminuye el tiempo de trabajo biomecánico dentro del conducto.⁴

Ángulo de borde: formado entre las dos caras de la hoja.⁴

Ángulo de despeje: formado entre la cara de despeje y la trayectoria de rotación.⁴

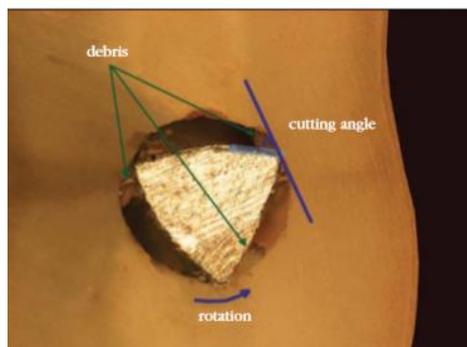


Figura 11 Ángulo de corte negativo en una lima Protaper (corte transversal).⁷

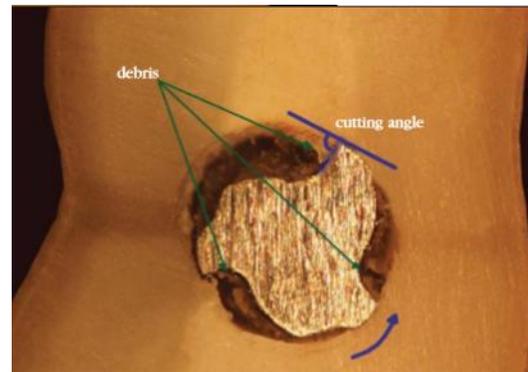


Figura 12 Ángulo de corte positivo en una lima endodóncica K-3 (corte transversal).⁷

2.1.5 Ángulo helicoidal

Es el formado por la intersección del borde cortante con el eje largo del instrumento. La forma helicoidal hace que los bordes cortantes trabajen en sincronía, es decir, que la acción de un borde comience antes de que el otro termine lo que permite llevar una rotación más controlada; además favorece el retiro de los desechos producidos por el corte.⁴

Si el ángulo helicoidal es mayor se producirá un desgaste más rápido de la dentina, en cambio si éste es menor el instrumento tendrá que actuar por un periodo más largo para obtener el mismo resultado. Un ángulo de 45° o mayor tiene mayor disposición a trabarse en las paredes del conducto incrementando el riesgo de fractura.⁹ Figura 13

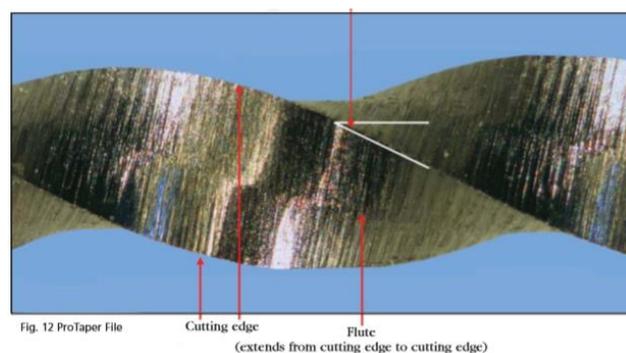


Figura 13 Ángulo helicoidal (líneas blancas)⁷

2.1.6 Apoyos radiales

Superficies entre las acanaladuras; incluyen al borde cortante. Tienen diferentes funciones; previenen el atornillado de la lima, brindan apoyo al borde cortante, limitan la profundidad de corte, reducen la transportación del conducto, evita la propagación de micro fracturas; los apoyos radiales no necesitan ser muy anchos para funcionar.^{4,7}

Al entrar en contacto con las paredes dentinarias durante el movimiento rotatorio se crean fuerzas friccionales; si los apoyos son anchos pueden desarrollar fuerzas abrasivas excesivas lo que conlleva a la necesidad de un aumento en el torque para producir la rotación del instrumento. La presencia de apoyos radiales en limas con diámetros menores beneficia su rigidez. Instrumentos con apoyos muy amplios son efectivos en la remoción de materiales como la gutapercha (figura 14).⁷

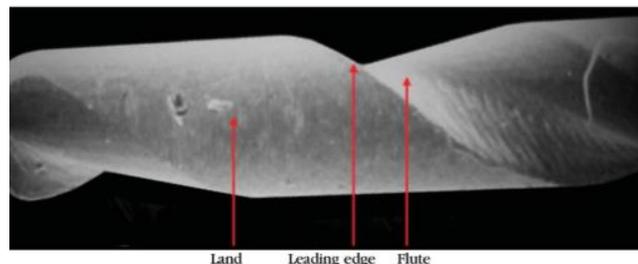


Figura 14 Apoyos radiales (land) en instrumento GPX.

2.1.7 Acanaladuras o estrías

Se le conoce como acanaladura al espacio existente entre los bordes cortantes; su función es eliminar los residuos del producto de corte. La efectividad de la estría depende de su profundidad, anchura, configuración y terminado de la superficie.⁴ Figura 15

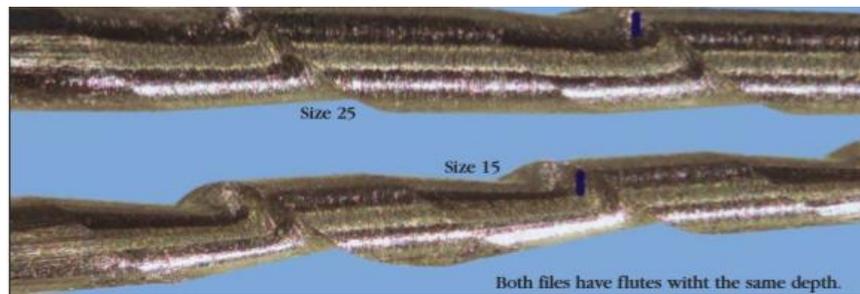


Figura 15 Estrías de instrumentos endodónticos.⁷

2.1.8 Espiras

Se trata de los bordes cortantes o apoyos radiales que rodean el alma del instrumento. El “pitch” (repetitividad del espiralado o distancia entre espira y espira) puede ser constante (favorece al atornillado y el estrés de torsional es mayor) o variable (menor flexibilidad).⁴

Entre más pequeño sea el “pitch” la lima tendrá un mayor número de espirales y el ángulo helicoidal será beneficiado; además de que conferirá de una mejor flexibilidad al instrumento, sin embargo, tendrá menor resistencia a la deformación por torsión.⁷ Figura 16

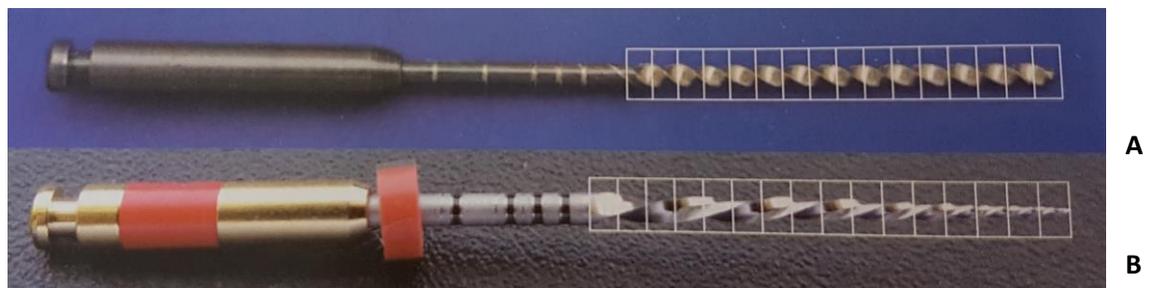


Figura 16 (A) Lima con Pitch constante, (B) Lima con Pitch variable.⁵



2.2 Características ideales de los instrumentos de Níquel-Titanio

Diferentes casas comerciales han diseñado sistemas rotatorios con características distintas para mejorar las propiedades mecánicas, sin embargo, ningún instrumento es ideal; los siguientes puntos describen lo que deben de tener los sistemas para poder ser considerados como ideales:⁵

- a. Simple, ergonómico, con tiempo rápido de trabajo, de uso sencillo con costos relativamente accesibles.
- b. Seguir al conducto en toda su longitud sin modificar la anatomía.
- c. Mantener posición y diámetro del foramen.
- d. Determinar modelados previsibles y reproducibles.
- e. Poder ser utilizados en conductos con diferentes variantes anatómicas, desde las más simples hasta las más complicadas.
- f. Poseer un sistema compatible de obturación.

2.3 Clasificación de los instrumentos rotatorios

Primera Generación

Esta primera generación se caracteriza por la presencia de apoyos radiales y un núcleo metálico con diámetro reducido; esto les confiere propiedades flexibles, sin embargo, cuentan con ángulos de corte neutros lo que disminuyen su capacidad de corte. El diseño de la punta es de tipo no cortante.⁵

Son instrumentos bastante seguros frente a errores de preparación, producen una acción de escariado por lo que se consideran de baja eficacia. El barrillo dentinario es diferente en consistencia y magnitud en comparación con el producido por instrumentos cortantes.³

En este grupo podemos encontrar instrumentos como ProFile y LightSpeed.³



Segunda generación

Poseen sección transversal triangular. Las estrías existentes en estos instrumentos son más activas, no existen los apoyos radiales por lo que tienen una mejor acción de corte lo que se traduce en una existente posibilidad de errores de preparación. Los sistemas ProTaper Universal, RaCe, BT RaCe, Twisted File, EndoSequence y Pow-R son ejemplos de este grupo.³

Tercera generación

Estos instrumentos presentan una capacidad de corte muy eficiente, cuentan con diseños innovadores con el fin de mejorar la eficacia y la seguridad de la instrumentación rotatoria. Un ejemplo de estos es la serie de Protaper.³

Cuarta generación

Los sistemas incluidos en esta generación tienen la característica de presentar “reciprocidad simétrica o asimétrica” esto puede definirse como cualquier movimiento hacia arriba y abajo o atrás y hacia delante de forma repetitiva, estos pueden ser con longitudes similares o diferentes en cualquiera de los sentidos. Cortesía del C.D.E.E Carlos Tinajero. Presentación Dentsplay

Quinta generación

La característica de esta generación es la ubicación del núcleo la cual puede estar desplazada de su centro de rotación lo que culmina en una onda mecánica de movimiento. Los sistemas Protaper Next, Revo-S, entre otros pertenecen a esta generación. Cortesía del C.D.E.E Carlos Tinajero. Presentación Dentsplay

2.4 Fractura de los instrumentos rotatorios

Se define como fractura simple a la separación de un cuerpo en 2 o más pedazos resultado de una tensión estática constante o variable (tracción, compresión, torsión o corte) en el tiempo, a temperaturas menores que la temperatura de fusión del material (NiTi 1300°C).⁴



La frecuencia de la fractura dependerá de factores tales como anatomía, radio y ángulo de la curva, tipo de instrumento, técnica de instrumentación, número de usos, experiencia y competencia del operador, velocidad y torque utilizados. El porcentaje de fractura aproximado de los sistemas rotatorios es de 1.0% con un rango de 0.4% y 3.7%.⁵

2.4.1 Mecanismo de fractura

Dentro del conducto radicular los instrumentos endodóncicos son expuestos a diferentes cargas, las cuales en su mayoría son cargas compuestas causadas principalmente por la flexión rotatoria y por el momento de torsión.⁵

2.4.1.1 Fractura por torsión

Este tipo de fractura se manifiesta con la apertura de las espiras del instrumento. En los sistemas rotatorios el estrés tensional es resultante de componentes como: fuerza de corte, presencia de atornillado, fuerzas de abrasión causadas por el contacto entre la superficie de la lima y las paredes del conducto y la capacidad de remoción del residuo dentinario producido por el corte.⁵

La fractura por torsión se produce cuando una parte del instrumento rotatorio, generalmente la punta, rota a una velocidad diferente o permanece bloqueada en una parte del conducto mientras el resto del instrumento sigue en movimiento; los instrumentos con un núcleo menor en la punta son más propensos a presentar este tipo de fracturas.⁵

Diferentes análisis han demostrado que las fracturas por torsión son producto de la excesiva fuerza de presión que se ejerce sobre un instrumento en sentido apical.⁴

2.4.1.2 Fractura por fatiga cíclica

La rotación y flexión en el interior de una curvatura del conducto radicular por los instrumentos endodónticos determina un proceso de fatiga cíclica. Los instrumentos dotados de un diámetro mayor son más susceptibles a presentar este tipo de fracturas.⁵

La fractura por fatiga se produce cuando el instrumento es sometido a un periodo prolongado de estrés periódico; esta es la principal causa de fractura de metales. El proceso de este tipo de fractura cuenta con 3 diferentes pasos los cuales son: *Formación del crac*, este se presentará en algunos puntos con elevada concentración de estrés, *Propagación del crac* y *fractura final*.⁵ Figura 17

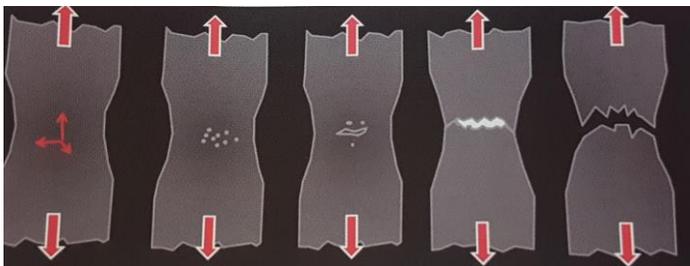


Figura 17 Esquema de la secuencia de una fractura por fatiga cíclica.⁴

La fractura cíclica está influenciada por una serie de factores como:⁵

- Diámetro del instrumento: Entre mayor sea éste existirá mayor fatiga.
- Conicidad: A menor conicidad habrá mayor resistencia a la fatiga.
- Número de rotaciones: La fatiga incrementará a medida que la lima rote un mayor número de veces dentro del conducto.
- Tipo de rotación: el movimiento recíprocante disminuye la fatiga.
- Grado de curvatura, diámetro y longitud del conducto: En curvas acentuadas existirá mayor probabilidad de fractura.



2.4.2 Prevención de las fracturas ^{5, Cortesía del C.D.E.E Carlos Tinajero}

- Antes de empezar a instrumentar, se requiere explorar los conductos con instrumentos manuales.
- Evitar utilizar instrumentos rígidos con conicidad mayores a 0.04 en conductos con curvaturas estrechas para disminuir la fatiga cíclica.
- No desinfectar las limas con hipoclorito de sodio para evitar los defectos de electrocorrosión.
- Realizar movimientos de vaivén para distribuir las cargas sobre la superficie del instrumento.
- Utilizar motores eléctricos con control de velocidad y torque.
- Avanzar dentro del conducto milímetro a milímetro, de forma lenta y gradual.
- Utilizar una secuencia de instrumentos con diferentes conicidades y diámetros en la punta con el fin de reducir o distribuir el estrés por torsión.
- Lubricar el conducto con irrigantes para reducir la fricción del instrumento sobre las paredes del conducto y, por lo tanto, el torque.
- No forzar los instrumentos dentro del conducto.
- Limpiar las estrías frecuentemente.
- No utilizar instrumentos con signos de distorsión.
- A mayor cantidad de estrías por unidad de longitud hay mayor fricción y aumentan las fuerzas resultantes.



CAPÍTULO 3 INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA

Para realizar este tipo de instrumentación se requiere equipo mecánico especializado, el cual está compuesto por motores e instrumentos endodónticos especiales; este tipo de técnica requiere menos tiempo y esfuerzo por parte del operador y se obtienen resultados más estandarizados.⁸

Para el empleo de los instrumentos mecanizados, se recomienda un movimiento de entrada de aproximadamente 1mm por segundo, realizando presión mínima. Cuando se esté por alcanzar el límite de torque programado en el motor y la presión se vuelva excesiva, se deben realizar movimientos cortos alternados de entrada y salida “picoteo”, con esto se evita la carga de presión hacia apical de forma constante y permite el desplazamiento de la zona de sobrecarga de flexión a lo largo de la curvatura del conducto. Este tipo de movimiento será utilizado en instrumentos con apoyos radiales y sección transversal de triple U, ya que producen una mayor fricción contra las paredes y tienen una menor capacidad de corte.⁴

Ventajas y desventajas de la instrumentación mecanizada^{8,21}

VENTAJAS	DESVENTAJAS
Disminución de los tiempos operatorios.	No se puede utilizar en conductos con curvaturas muy pronunciadas.
Menor fatiga para el operador.	Pérdida de la sensibilidad táctil.
Rápida remoción de virutas dentinarias hacia la corona.	Riesgo de fractura intempestiva de los instrumentos.
Mayor previsibilidad de resultados	Necesidad de micromotores o contrángulos especiales.
	El instrumento no debe permanecer en movimiento en un punto único ya



que incrementa la posibilidad de deformación de la preparación

3.2 Tipos de movimientos

En la actualidad se puede trabajar con 3 diferentes tipos de cinemáticas, el uso de cada uno será determinado por la casa comercial; cada tipo de movimiento tiene determinadas características las cuales serán descritas a continuación.

3.2.1 Movimiento rotatorio continuo (360°)

Este tipo de movimiento es muy común, y puede ser observado en las agujas de un reloj, el disco que gira sobre su propio eje, etc. El movimiento circular de un objeto se puede describir según sus valores de velocidad (longitud del arco recorrida por un punto en un intervalo) y aceleración (rapidez con que cambia la velocidad respecto del tiempo).⁴

En un instrumento mecanizado entra en juego el *esfuerzo de torsión*, obtenido a partir de un punto donde se aplica la fuerza necesaria para ejercer movimiento. La fuerza de torsión es resultado de un esfuerzo que se aplica al elemento que gira; a esta magnitud se le conoce como *torque* y se expresa en unidades de fuerza por distancia.⁴

Torque = fuerza x distancia

Torque = newton x centímetro

$T = Ncm$

Los instrumentos que trabajan con un torque mayor tienen una mejor capacidad de corte, pero al mismo tiempo se implica mayor riesgo de deformación o de fractura. En cambio a menor torque la eficacia de corte



disminuye, lo que hace que el operador fuerce el instrumento de manera excesiva aumentando la probabilidad de generar el mismo problema mencionado anteriormente.⁴

Este tipo de cinemática brinda una mejor remoción y recolección de contenido y residuos resultantes de la preparación del sistema de conductos. Un instrumento determinado en rotación constante (300-350 rpm) puede lograr esta tarea en menor tiempo en comparación a la instrumentación manual; por lo tanto la gran ventaja de este tipo de movimiento es la velocidad con la que se realiza el trabajo biomecánico. La rotación total dentro del conducto disminuye la probabilidad de desviar el eje central del mismo, evitando la transportación y generando menor extrusión de virutas; siempre y cuando se utilicen instrumentos flexibles.^{4,8}

Dentro de las desventajas de este movimiento encontramos la acumulación de estrés por fatiga en los instrumentos debido a los movimientos repetitivos generados, además de la posibilidad de generar estrés por torsión resultado del posible atornillado de los instrumentos.⁸ Si se introduce el instrumento sin rotación o se aplica una rotación contraria a las agujas del reloj, la técnica de instrumentación puede empujar residuos lateralmente en las complejidades de la anatomía del conducto, o incluso apicalmente a través del foramen.⁴

3.2.2 Movimiento recíprocante

Este tipo de movimiento horario-antihorario reduce el estrés de los instrumentos y colabora a extender la resistencia a la fatiga cíclica durante el trabajo biomecánico en conductos estrechos y/o curvos. Se presenta en dos modalidades, los de tipo simétrico con iguales longitudes de arco en ambos sentidos y los asimétricos con diferencia en cada vuelta horaria-antihoraria.⁸

Al contar con dos tipos de movimiento horario y antihorario se reduce el estrés por torsión generado, existe una mayor resistencia a la fatiga cíclica, la



tendencia al atornillamiento es menor, además se cuenta con un mejor mantenimiento de la trayectoria original de los conductos con la reducción del atornillamiento del instrumento.⁸

3.2.3 Rotatorio discontinuo + reciprocante asimétrico combinados (*adaptive motion*)

Presentada por Axis-Sybron Endo para el sistema de instrumentación TF Adaptive; el motor de esta modalidad produce una rotación horaria de 600°, se interrumpe y vuelve a repetir otro ciclo similar de forma continua; al realizar los movimientos de esta forma se garantiza un corte eficaz y las virutas generadas son removidas con mayor facilidad; una vez que el instrumento comienza a trabajar con estrés se cambia la modalidad y se genera un movimiento reciprocante asimétrico con un giro en sentido horario de 370° y uno antihorario de hasta 50°; con estas modificaciones se protege al instrumento frente al estrés torsional.⁸

CAPÍTULO 4 SISTEMA XP-ENDO® SHAPER FKG

El principal objetivo de este sistema es el de lograr una conformación óptima produciendo una mínima invasión del conducto, conservando la anatomía del conducto radicular. La aleación MaxWire con la que está fabricado este instrumento fue patentada por la casa comercial FKG y le provee excelentes características flexibles y de resistencia a la fatiga cíclica. Este sistema tiene la característica principal de expandirse y contraerse dentro del conducto radicular lo que permite que se adapte a cualquier tipo de morfología intraconducto.^{12,14} Figura 18



Figura 18 Instrumento XP-endo® Shaper. Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

4.1 Aleación Maxwire

Esta aleación es muy susceptible a la temperatura; se involucran las 2 fases, Austenita a 35°C y Martensita a 20°C, lo que le confiere mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Esta última cualidad ha sido atribuida gracias a las características de la aleación y a las dimensiones menores que presenta el instrumento; debido a esto las limas pueden moverse dentro de los conductos con destreza y agilidad.^{18,10}

Por otro lado, en un estudio comparativo de algunos sistemas NiTi rotatorios se demostró que XP-endo® Shaper no cuenta con buena resistencia a la torsión, esto puede atribuirse a la forma de sección transversal que presenta, al diámetro reducido de su núcleo y a su conicidad de 0.01; mientras que instrumentos con núcleos de mayores dimensiones, forma de sección transversal de triángulo convexo y conicidades mayores demostraron ser más resistentes a las fuerzas torsionales.²⁴

Cuando el instrumento se encuentra a temperatura ambiente, es decir está en su forma Martensítica, puede ser manipulado a cualquier forma debido a su alta maleabilidad; sin embargo, cuando se encuentra en contacto con el conducto, es decir, a temperatura corporal se transforma a fase austenita lo que favorece la superelasticidad y la capacidad de corte del instrumento.¹⁰,Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

Además de estas ventajas, el sistema ejerce mínima presión sobre las paredes dentinarias lo cual disminuye el riesgo de producir microfisuras en la dentina, esto gracias al efecto de resorte que se produce en el instrumento al realizar el trabajo; el barrillo dentinario y los detritus son eliminados fácilmente debido al efecto de turbulencia que se genera durante el movimiento serpenteante de la lima.^{10,22} Figura 19



Figura 19 Esquema de la lima en estado Austenítico y Martensítico.¹⁰

4.2 Características de la lima XP-endo® Shaper

La lima es fabricada por medio de una barra de Maxwire tallada la cual se suelda en frío a un mango fabricado a base de crominox (acero inoxidable y cromo); las curvas que la caracterizan son fabricadas gracias a un proceso de torneado a temperatura de laboratorio la cual es más elevada que la temperatura ambiente. No se han dado a conocer más datos sobre la fabricación del instrumento debido a la patente.¹⁰,Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

En el vástago de la lima podremos observar dos marcas de colores, una azul que indica el diámetro ISO y una roja para la conicidad; además tendrá

señalizadas las marcas de profundidad del instrumento. El sistema está disponible en longitudes de 21, 25 y 31 mm.¹¹ Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG[®] Figura 20 y 21.



Figura 20 (1) Marca de conicidad, (2) Marca de ISO.
Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG



Figura 21 Marcas de profundidad en mm.
Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

Este instrumento tiene características muy particulares en comparación a otros tipos de limas rotatorias, cuenta con la capacidad de comenzar el trabajo biomecánico bajo un diámetro ISO de 15 y terminar con uno de 30, además de que la conicidad irá aumentando conforme se realiza el trabajo dentro del conducto; inicialmente se tiene una conicidad de 0.01 y al finalizar el protocolo de instrumentación se alcanzará un valor de 0.04; si se sigue instrumentando el conducto se alcanzará una conicidad máxima de 0.08.^{10,11} Figura 22.

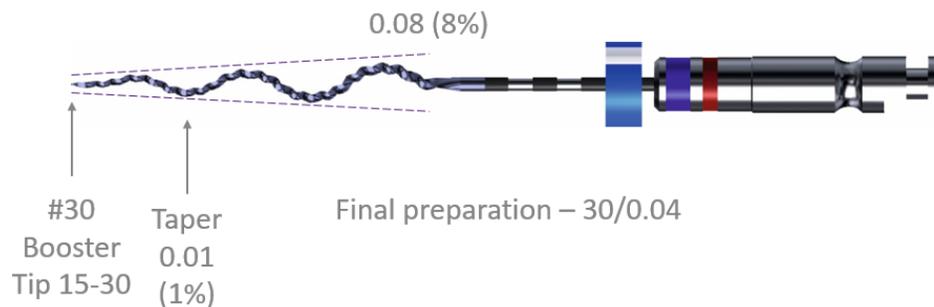


Figura 22 Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG.

La sección transversal es un triángulo equilátero, y el ángulo de corte negativo; carece de apoyos radiales; dado que el diseño tiene una forma serpenteante no cuenta con una rotación que se centre a lo largo de su eje longitudinal, presenta un núcleo de tamaño reducido que favorece el

movimiento de la lima brindándole mayor amplitud a la hora de realizar la conformación del conducto; cuenta con un paso prácticamente constante y un ángulo helicoidal de tipo variable. Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG **Figura 23,24,25,26,27**

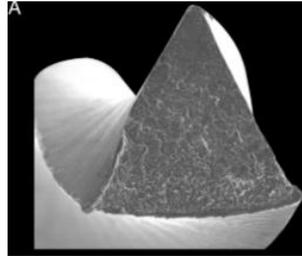


Figura 23 Imagen de sección transversal de la lima.¹⁶

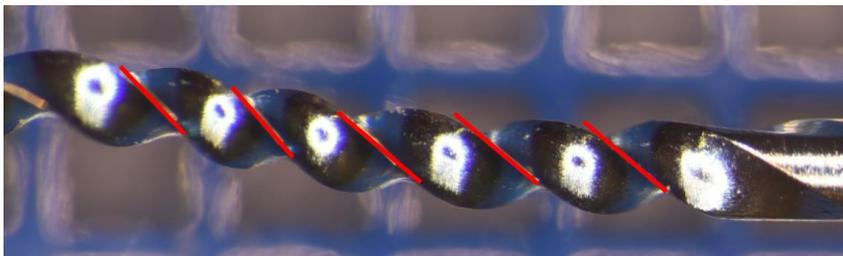


Figura 24 Comparación de ángulos helicoidales del primer tercio del instrumento. Fuente Propia

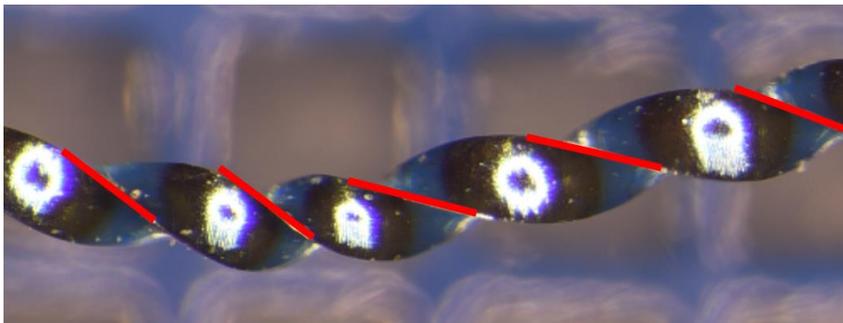


Figura 25 Comparación de ángulos helicoidales del segundo tercio del instrumento (curvatura). Fuente Propia

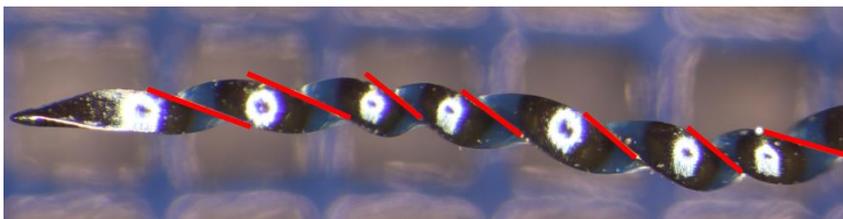


Figura 26 Comparación de ángulos helicoidales del tercer tercio del instrumento. Fuente Propia

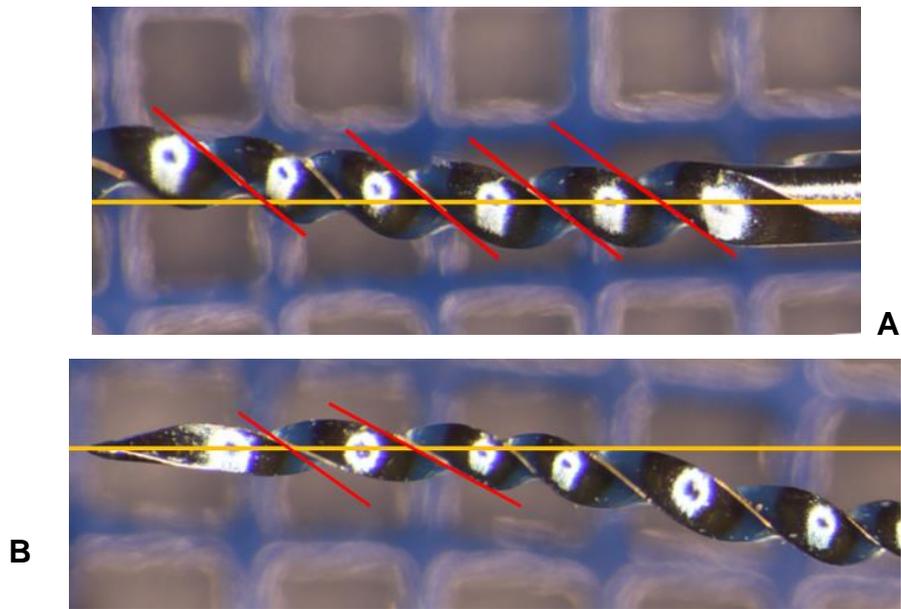


Figura 27 Ángulo helicoidal variable (A) parte inicial del instrumento, (B) parte final del instrumento. Fuente Propia

Otra de las características que hacen particular al sistema es el tipo de punta que maneja, la cual el fabricante la denomina como Booster Tip. Este tipo de punta cumple con las funciones de corte, guía y mantiene centrado al instrumento a lo largo de su trayectoria dentro del conducto. La punta Booster Tip es 1.17mm más alargada que las puntas convencionales, está provista por 2 diámetros; el primero se encuentra en el área de contacto y tiene una medida de 15, y el segundo está presente en el comienzo de la parte cortante y la medida es de 30. Además de esto esta provista de 6 aristas de corte logrando así una acción más óptima.^{10,11} Figura 28,29,30,31

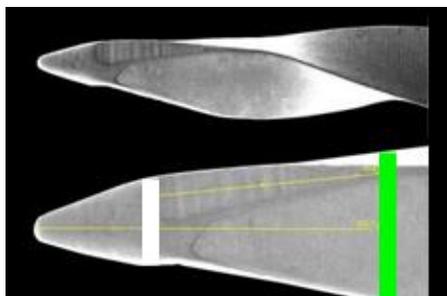


Figura 28 Esquema de punta Booster Tip, línea blanca diámetro menor y línea verde diámetro mayor. © Dr S. Ortolani Seltenrich, All rights reserved

Figura 29 Esquema de punta Booster Tip, círculo blanco diámetro menor y círculo verde diámetro mayor. © Dr S. Ortolani Seltnerich, All rights reserved

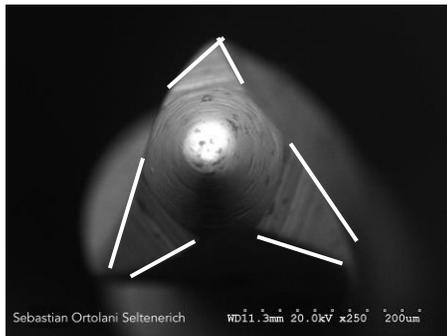
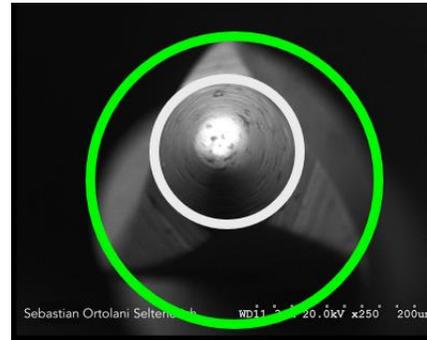


Figura 30 Esquema de aristas de corte en punta Booster Tip (líneas blancas). © Dr S. Ortolani Seltnerich, All rights reserved



Figura 31 Comparación de longitud entre punta Booster Tip y punta redonda. © Dr S. Ortolani Seltnerich, All rights reserved



Para favorecer la capacidad de corte y disminuir la probabilidad de fractura de los instrumentos debido a las irregularidades que puedan presentar en su superficie, estas limas son tratadas bajo un proceso llamado electrodeposición, el cual consiste en la inmersión de un cátodo (metal receptor) y un ánodo (material donador de iones) en un medio acuoso

electrolítico, mientras están conectados a un suministro de corriente eléctrica continua; durante una serie de procesos electroquímicos se forma una fina película de iones que cubre al metal receptor lo que favorece sus propiedades físicas; el color característico de la lima es adquirido gracias a este procedimiento.¹⁷Cortesía de Rodolfo Ovalle, Asesor técnico de FKG

4.3 Presentación del sistema

El sistema se encuentra en el mercado en diferentes presentaciones; las más sencillas son los blisters de 3 instrumentos XP-endo® Shaper con medidas de 21 mm, 25 mm o 31 mm. También están disponibles en secuencias; la primera es llamada “XP-endo® Shaper Sequence” y está provista de tres instrumentos, los cuales son: dos limas tipo K con ISO 10 y 15, y la lima XP-endo® Shaper; la segunda secuencia es llamada “XP-endo® Shaper Plus ” y cuenta con cuatro instrumentos; dos limas tipo K ISO 10 y 15, y las limas XP-endo® Shaper y XP-endo® Finisher (21 mm o 25 mm).¹⁰ Figura 32

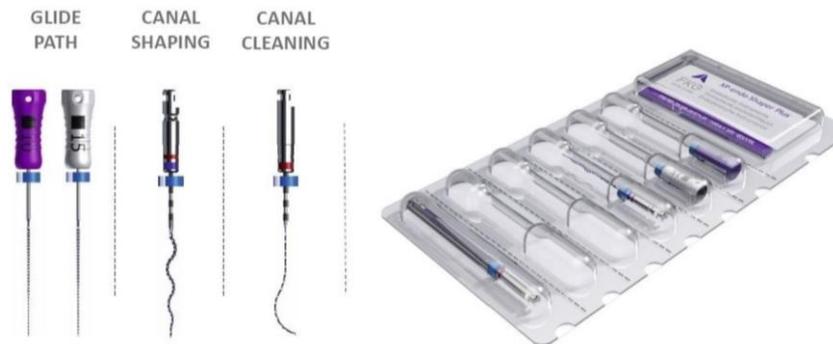


Figura 32 Blisters XP-endo® Shaper Plus.²⁸

4.4 Motor eléctrico

Se recomienda utilizar un motor de tipo eléctrico ya que son los más fiables del mercado; la generación de ciclos puede determinarse por medio de cálculos que se informan al motor de forma digitalizada. Los circuitos que poseen estos motores permiten obtener revoluciones y torque constantes a

pesar de la presión ejercida. Es posible regular la velocidad con mayor precisión.⁴ Figura 33



Figura 33 FKG Rooter- Endo Motor (eléctrico).²⁹

4.5 Especificaciones técnicas

Gracias a la combinación de tecnologías MaxWire y Booster Tip, XP-endo® Shaper puede considerarse como un instrumento único de conformación.¹¹

XP-endo® Shaper es un instrumento que trabaja bajo un torque de 1N y una velocidad entre 800 y 1000 rpm bajo movimientos de rotación continua con cinemática de serpenteo; gracias a esto y a la poca dimensión de su núcleo, la lima tiene la capacidad de producir movimientos más amplios, que le permiten tener mayor superficie de contacto con las paredes dentinarias y por consiguiente desorganizar mayor cantidad de biopelícula contenida dentro del conducto logrando así mayor eliminación de bacterias.^{10,19}

Al utilizar un irrigante durante el trabajo de conformación, el movimiento serpenteante que realiza el instrumento produce un fenómeno de turbulencia el cual facilita la expulsión de los restos producidos y con esto se evita la

obstrucción de los túbulos con barrillo dentinario y se disminuye la probabilidad de extruir detritus al periápice.¹⁰

Kaya, Erik, Cetin y colaboradores realizaron un estudio donde compararon los sistemas Hyflex EDM, WaveOne Gold y XP-endo® Shaper , y obtuvieron como resultado que XP-endo® Shaper y Hyflex EDM eliminaron un mayor porcentaje de *Enterococcus faecalis* en conductos radiculares rectos y redondos de premolares.²³

En otro estudio invitro comparativo entre sistemas de rotación de tipo continuo y recíprocante, realizado por De-Deus, Belladona y colaboradores, se comprobó que XP-endo® Shaper produce una menor extrusión de material hacia el periápice debido al movimiento de trabajo que realiza, rotación continua de tipo serpenteante, el cual produce un fenómeno de turbulencia que lleva los detritus y barrillo dentinario hacia coronal.²⁵

4.5.1 Protocolo de instrumentación

Previa la instrumentación con el sistema se debe realizar un pre ensanchamiento del conducto hasta una lima de diámetro ISO 15 con conicidad 0.02.²⁰ Figura 34

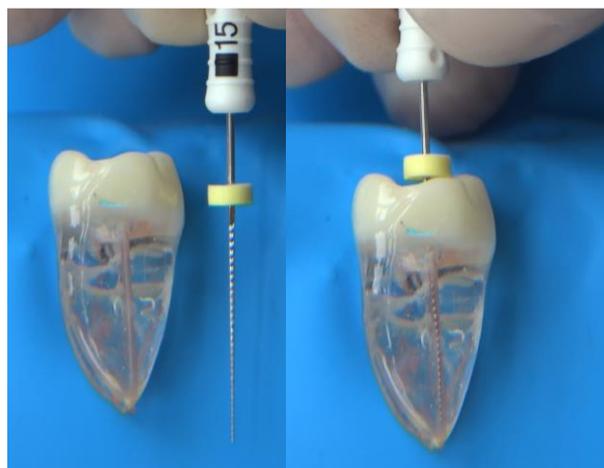


Figura 34 Pre ensanchamiento del conducto. Fuente Propia

Una vez realizado el pre ensanchamiento (siempre irrigando con hipoclorito de sodio del 1% al 2.5%) se introducirá la punta de XP-endo® Shaper en la entrada del conducto y se accionará el movimiento de rotación. Se realizarán aproximadamente entre 3 y 5 movimientos para alcanzar la longitud de trabajo; en caso de no haberla alcanzado se irrigará nuevamente, se introducirá la lima 15 para mantener el conducto permeable, se limpiará el instrumento y repetirá este paso, sin ejercer fuerzas apicales y manteniéndolo en movimiento mientras esté dentro del conducto. Es importante eliminar el barrillo dentinario existente en la lima después de cada secuencia. Una vez finalizada la serie de movimientos se deberá irrigar de forma abundante y se patentizará el conducto con la lima tipo K 10 o 15, esto con el fin de eliminar los residuos restantes.²⁰

Figura 35

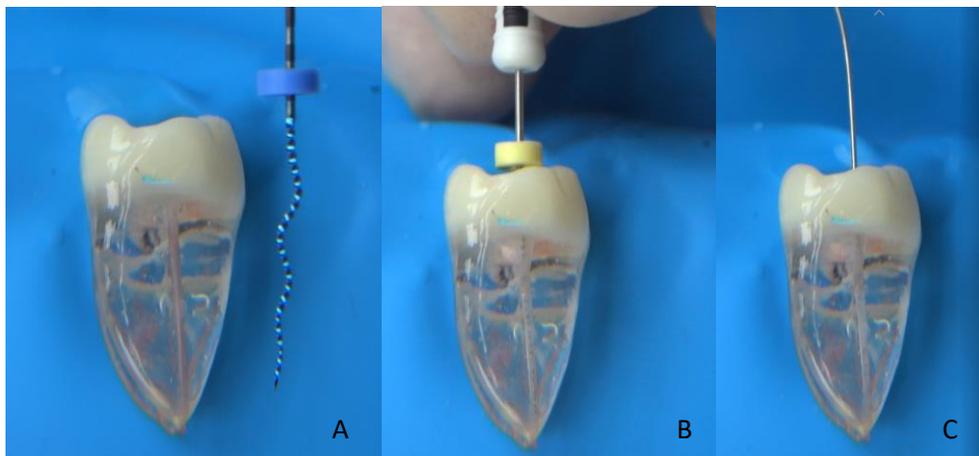


Figura 35 (A) Uso de XP-endo Shaper® para alcanzar Longitud de Trabajo, (B) Permeabilidad del conducto con lima 15, (C) Irrigación del conducto. Fuente Propia

Una vez alcanzada la longitud de trabajo se irrigará el conducto y se realizará una serie de 10 movimientos para alcanzar una conicidad de 0.04.²⁰ Figura 36

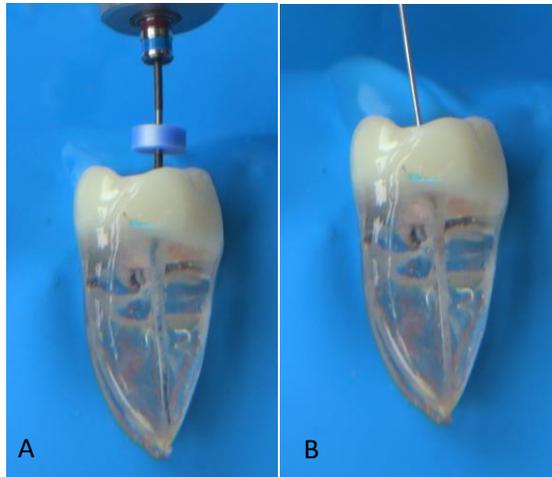


Figura 36 (A) Uso de XP-endo Shaper® para ensanchar el conducto (B) Permeabilidad del conducto con lima
15. Fuente Propia

Irrigar y patentizar el conducto para terminar de eliminar los restos producidos durante la instrumentación.²⁰

Con una punta de gutapercha de diámetro 30/0.04 corroborar el ajuste apical, comprobando que llegue a la longitud de trabajo y ofrezca resistencia al intentar retirarla.²⁰ Figura 37

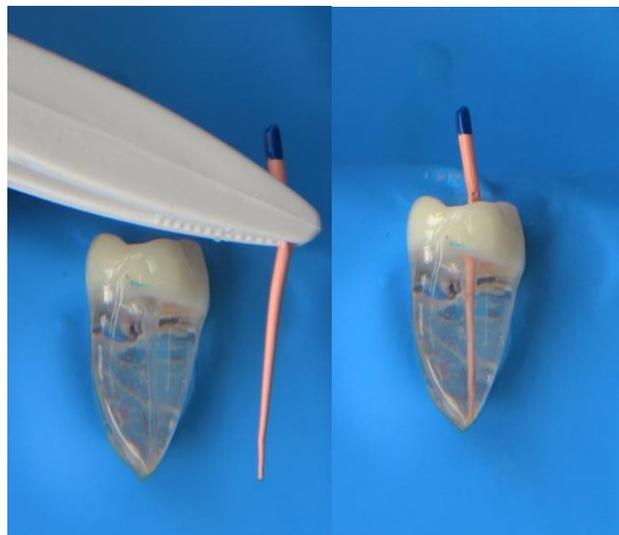


Figura 37 Prueba de Cono con gutapercha 30/0.04. Fuente Propia



Si se llega a necesitar un diámetro mayor en apical, se recomienda utilizar un instrumento manual o rotatorio hasta alcanzar el diámetro deseado.²⁰

No es necesaria una técnica específica de obturación.²⁰

Belladonna y colaboradores, realizaron un estudio para comprobar la eficacia del sistema en la conformación del conducto; se trabajó con las raíces mesiales de molares mandibulares siguiendo el protocolo de instrumentación dictado por la casa comercial, además aumentaron el tiempo de conformación a 15, 30 y 45 segundos para comprobar si existía alguna diferencia al dejar el instrumento más tiempo del recomendado. Concluyeron que al extender el tiempo de trabajo se lograba una mejor preparación del conducto ya que el instrumento dejaba un 22.74% de paredes sin trabajar, en comparación con el 31.82% cuando se usa del instrumento conforme lo dicta la casa fabricante.²⁵



CONCLUSIONES

El uso de Níquel-Titanio en la fabricación de instrumentos endodóncicos ha favorecido la ejecución del trabajo de conformación del conducto debido a las propiedades fisicoquímicas presentes en la aleación. Con el paso de los años las casas comerciales han creado instrumentos con los cuales el clínico puede realizar una técnica de conformación más simple, rápida, segura y con resultados previsibles.

Como ejemplo de lo mencionado, FKG introdujo al mercado XP-endo® Shaper, el cual es considerado como un instrumento único de conformación debido al diseño particular que presenta y a las características fisicoquímicas brindadas por la aleación MaxWire, patentada por la misma casa comercial. Esta lima endodóncica tiene la capacidad de realizar la conformación de los conductos radiculares de una forma rápida, sencilla y segura mientras conserva la anatomía del conducto.

XP-endo® Shaper es una excelente opción para la realización de conformación de conductos en diversas anatomías radiculares; siempre y cuando se busque una preparación con diámetro ISO 30 en apical; de no ser así, el clínico deberá apoyarse con otro tipo de instrumentos, ya sean manuales o rotatorios, para lograr el objetivo deseado. Cuenta con una muy buena resistencia a la fatiga cíclica, superelasticidad y capacidad de corte; sin embargo, en un estudio comparativo elaborado por Elnaghy A. y Elsaka S. se demostró que no cuenta con una excelente resistencia torsional en comparación con sistemas endodóncicos como Flex Master, Profile, Vortex y TRUShape.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Thompson S.A. An overview of niquel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000; 78: 297-310.
2. Nafeswaar R. Endodoncia Avanzada. 1ª ed. Venezuela: Amolca, 2011. Pp. 152-155.
3. Kenneth M., Cohen S. Vías de la pulpa. 10ª ed. Barcelona: Elsevier, 2011. Pp. 229-236.
4. Lopreite G., Basilaki J. Claves de la Endodoncia Mecanizada. Conceptos, recursos y conductas clínicas. Buenos Aires: Grupo Guía, 2015. Pp. 55-136.
5. Berutti E., Gagliani M. Manual de Endodoncia. Italia: Amolca, 2017. Pp. 253-278.
6. Zupanc J., Vahdant-Pajouh N., Schafer E. New Thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. 2018; 51(10): 1-16.
7. McSpadden J. Mastering Endodontic Instrumentation. Canada: Cloudland Institute, 2007. Pp. 11-61.
8. Lopreite G., Basilaki J. Endodoncia: Criterios técnicos y terapéuticos. 1ª ed. Buenos Aires: Grupo Guía, 2016. Pp. 43-82.
9. Leonardo M., Leonardo R. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo: Artes Médicas de Latinoamérica, 2002. Pp. 25-34.
10. XP-endo Shaper | FKG Dentaire [internet]. Fkg.ch. 2018. [Consultado el 13 Ago 2018] Hallado en: <https://www.fkg.ch/products/endodontics/canal-shaping-and-cleaning/xp-endo-shaper>
11. XP-endo Shaper [internet]. Fkg.ch. 2018. [Consultado el 17 Ago 2018] Hallado



en:https://www.fkg.ch/sites/default/files/201704_fkg_xp_endo_shaper_brochure_v4_es_web.pdf

12. Press reléase [internet] Fkg.ch. 2018. [Consultado el 10 Sep 2018] Hallado en:
https://www.fkg.ch/sites/default/files/201608_fkg_xp_endo_shaper_press_release_en.pdf
13. Michiardi A. Nuevo tratamiento de oxidación en aleaciones de NiTi para aplicaciones biomédicas. Caracterización superficial y respuesta biológica in vitro. (Tesis doctoral). Cataluña: Universidad Politécnica de Cataluña; 2005. Pp. 8-19.
14. Lacerda M., Alves M., Pérez A., Provenzano J., Neves M., Pires F., et al. Cleaning and Shaping Oval Canals with 3 Instrumentation Systems: A Correlative Micro-computed Tomographic and Histologic Study. J Endod. 2017;43(11): 1-7.
15. Azim A., Piasecki L., Silva U., Timponi A., Azim K. Xp Shaper, A Novel Adaptive Instrument: Micro-computed Tomographic Analysis of its Shaping Abilities. J Endod. 2017;43(9): 1-7.
16. Leal E., Leal V., Belladonna F., Zuolo A., Antunes H., Cavalcante D., et al. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo® Shaper and TRUShape Instruments. J Endod. 2018; 44(1): 1-5.
17. González M. Electrodeposición | La Guía de Química [internet]. Quimica.laguia2000.com. 2018. [Consultado el 12 Sep 2018] Hallado en:<https://quimica.laguia2000.com/conceptos-basicos/electrodeposicion>
18. Keskin C., Inan U., Guler D., Kalyoncuoglu E. Cyclic Fatigue Resistance of XP-endo® Shaper , K3XF, and Protaper Gold Nickel-titanium Instruments. J Endod. 2018; 44(7): 1-4.



19. Alves F., Paiva P., Alves M., Cabreira L., Lima K., Siqueira J., et al. Bacteria and Hard Tissue Debris Extrusion and Intracanal Bacterial Reduction Promoted by XP-endo® Shaper and Reciproc Instruments. *J Endod.* 2018; 44(7): 1-6.
20. Protocol Card [internet]. Fkg.ch. 2018. [Consultado el 17 Sep 2018] Hallado en:
https://www.fkg.ch/sites/default/files/201705_fkg_xps_protocol_card_v2_xw_en-es-pt_web.pdf
21. Machado M., Endodoncia Ciencia y tecnología. Tomo 1. Venezuela: Amolca; 2016. Pp. 207-212.
22. Bayram H., Bayram E., Ocak M., Demirhan A., Celik H. Effect of Protaper Gold, Self-Adjusting File, and XP-endo® Shaper Instruments on Dentinal Microcrack Formation: A Micro-computed Tomographic Study. *J Endod.* 2017; 43(7): 1-4.
23. Kaya B., Erik C., Cetin E., Köle M., Maden M. Mechanical reduction in intracanal *Enterococcus faecalis* when using three different single-file systems: an ex vivo comparative study. *Int Endod J.* 2018: 1-9.
24. Elnaghy A., Elsaka S. Torsional resistance of XP-endo® Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotatory instruments. *Int Endod J.* 2018; 51(5): 1-5.
25. De-Deus G., Belladonna F., Carvalho M., Cavalcante D., Ramalho C., Souza E., Lopes R., Silva E. Shaping efficiency as a function of time of a new heat-treated instrument. *Int Endod J.* 2018: 1-6.
26. Uslu G., Ozyurek T., Yilmaz K., Gundogar M., Plotino G. Apically Extruded Debris during Root Canal Instrumentation with Reciproc Blue, Hyflex EDM, and XP-endo® Shaper Nickel Titanium Files. *J Endod.* 2018; 44(5): 1-4.



27. San Martín M. Aleaciones Níquel Titanio en Endodoncia. (Tesina). Valparaíso: Universidad de Valparaíso; 2013: 9-42.
28. 25mm F, 25mm F. Buy FKG XP - Endo Shaper Plus Sequence 25mm Online at Best Price | Dentalkart.com [Internet]. Dentalkart. 2018 [Consultado el 20 de Septiembre 2018]. Hallado en: <https://www.dentalkart.com/fkg-xp-endo-shaper-plus-sequence-25mm.html>
29. [Internet]. 2018 [Consultado el 20 de Septiembre 2018]. Hallado en: <http://www.ivoequip.co.nz/fkgendodontics.html>