

**EVALUACIÓN DE LA CAPA DE ÓXIDO DE TITANIO (TiO₂) DE LIMAS HYFLEX
CM Y EDM POR MEDIO DE DETECCIÓN DE ELECTRONES
RETRODISPERSADOS (EDX)**

Nicole del Carmen Gómez Beetar
Mayra Geraldine Monsalve Verjan

Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Endodoncia

Asesor:

Dra. Patricia Paredes Paredes, DDS

Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC
Postgrado de Endodoncia
Bogotá D.C.,
Noviembre 29 del 2019

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer en esta tesis a todas las personas que de una u otra forma nos ayudaron para su realización:

Primeramente, a Dios, ya que, por su amor y bondad, logramos culminar este proyecto, nos dio la oportunidad de corregir un error, de que cada mañana pudiéramos empezar de nuevo, sin importar la cantidad de errores y faltas cometidas durante el día anterior. Gracias por estar presente no solo en esta etapa tan importante de nuestras vidas, sino en todo momento ofreciéndonos lo mejor y buscando lo mejor para nosotras.

A nuestra familia por apoyarnos en cada decisión y proyecto, por permitirnos cumplir con excelencia el desarrollo de esta tesis. No ha sido sencillo el camino hasta ahora, pero gracias a sus aportes, a su amor, a su inmensa bondad y apoyo, lo complicado de lograr esta meta se ha notado menos.

A la institución gracias por habernos permitido formarnos como especialistas, fueron ustedes los responsables de realizar su pequeño aporte, que el día de hoy se ve reflejado en la culminación de nuestro paso por la universidad. Este es un momento muy especial que esperamos, perdure en el tiempo, no solo en la mente de las personas a quienes agradecemos, sino también a quienes invirtieron su tiempo para echarle una mirada a nuestro proyecto de grado.

A la Dra. Patricia Paredes Paredes quien es la directora de este proyecto, por su incalculable ayuda profesional y humana, tiempo y paciencia. Sin su dedicación no habría sido posible la culminación de esta tesis.

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo primero a Dios, a nuestros padres, familiares, docentes y a la Institución; que siempre nos apoyaron incondicionalmente para llegar a cumplir una de nuestras metas, ser especialistas de Endodoncia.

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE TABLAS.....	1
LISTA DE FIGURAS.....	2
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
2. JUSTIFICACIÓN.....	5
3. PROPÓSITO-IMPACTO	6
4. MARCO TEÓRICO	6
4.1 Evolución de los instrumentos rotatorios:.....	6
4.2 Capa de Óxido de Titanio:.....	8
4.3 Tratamientos Térmicos:	9
4.3.1 Implantación de lones:	9
4.3.2 Electropulido:.....	9
4.3.3 Tratamiento criogénico seco profundo:	10
4.3.4 CM – Wire:	10
4.3.5 EDM:	10
4.4 Metalurgia de las limas:	10
4.5 HyFlex CM:	13
4.6 HyFlex EDM.....	16
4.7 Marco conceptual, Marco referencial.....	17
4.8 Fractura de los instrumentos de NiTi:	19
4.9 Recomendaciones para la prevención de la fractura de los instrumentos:	20
4.10 Grados de curvatura:.....	20
5. OBJETIVOS.....	21
5.1 Objetivo general:.....	21
5.2 Objetivos específicos:	21
6. ASPECTOS METODOLÓGICOS	22
6.1 Tipo de estudio (Diseño):.....	22
6.2 Hipótesis nula:	22
6.3 Hipótesis alterna:.....	22
6.4 Objeto de estudio:	22
6.5 Población de estudio.....	22
6.6 Muestra y Muestreo.	22

6.7	Criterios de elegibilidad	23
6.7.1	Criterios de Inclusión:	23
6.7.2	Criterios de exclusión:	23
6.8	Variables (Diseño gráfico y Operacionalización de las variables)....	23
7.	MATERIALES Y METODOS	23
8.	INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS	28
9.	ANALISIS ESTADISTICO	29
10.	RESULTADOS	29
11.	DISCUSIÓN.....	32
12.	CONCLUSIONES.....	36
13.	RECOMENDACIONES	36
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	37

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Recolección de datos _____ 28

Tabla 2 Porcentaje de peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM nuevas en las diferentes longitudes. _____ 30

Tabla 3 Porcentaje de peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la primera preparación en las diferentes longitudes. _____ 31

Tabla 4 Porcentaje del peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la segunda preparación en las diferentes longitudes. _____ 31

Tabla 5 Porcentaje del peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la tercera en las diferentes longitudes. _____ 31

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Formas cristalograficas _____	122
Figura 2 Curva de tensión-deformación por tracción de los instrumentos NiTi ____	13
Figura 3 Limas Hyflex CM _____	156
Figura 4 Limas Hyflex EDM _____	177
Figura 5 Limas Hyflex CM y EDM _____	26
Figura 6 Microscopio Tescan Lyra 3 _____	27
Figura 7 Fotos e histogramas en microscopio TESCOAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, dstancia de trabajo 10.00 mm de las limas Hyflex CM y EDM nuevas a los 3 mm. _____	29
Figura 8 Fotos e histogramas en microscopio TESCOAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, distancia de trabajo de 10.00mm de las limas Hyflex CM y EDM despues de la tercera preparacion a los 6 mm _____	32

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los avances en el procedimiento de endodoncia a través de las últimas décadas, han implicado cambios significativos en el pronóstico de los dientes tratados debido al mejoramiento de los instrumentos de uso endodóntico. Cada día se desarrollan diferentes sistemas de instrumentos con importantes mejoras en el diseño, propiedades del material y procesos de fabricación, [1] que permiten que las técnicas de preparación biomecánica sean más efectivas y seguras tanto para el operador como para el paciente [2].

Uno de los avances más representativos ha sido la introducción de la aleación de níquel-titanio (NiTi) para la elaboración de los instrumentos de uso endodóntico desde 1988, mejorando las características de los instrumentos de acero inoxidable que se usaban anteriormente. El NiTi proporciona muchas ventajas a los nuevos instrumentos, entre ellas abordar conductos radiculares de mayor complejidad anatómica con un menor número de errores de procedimiento y reduciendo el tiempo de tratamiento endodóntico [3].

La aleación ha evolucionado desde una aleación equiatómica superelástica convencional, compuesta por un 56% de níquel y un 44% de titanio, donde el níquel es un metal dúctil, maleable y resistente a la corrosión; y el titanio tiene un módulo de elasticidad bajo, lo cual le mejora la flexibilidad y la característica de volver a su forma original después de doblarse [1, 4,5].

Desde el 2007, buscando aumentar la resistencia a la fractura, se somete la aleación a diferentes tratamientos térmicos, los cuales conllevan a la formación de una capa de óxido de titanio (TiO_2) muy delgada, que se forma por una reacción entre el oxígeno de la atmósfera y el titanio de la superficie de la aleación, como resultado de un proceso de oxidación al ser sometida a diferentes cambios de temperatura durante el tratamiento térmico [6]. Esta capa contiene más titanio que níquel, haciéndola permeable al oxígeno y más resistente a la corrosión; durante la

instrumentación del conducto radicular ésta se va desgastando, por un proceso mecánico debido a la fricción generada durante el corte de la dentina, presentándose más níquel en su contenido [7].

Una capa de óxido estable en la superficie de los instrumentos de NiTi beneficia la resistencia a la corrosión a través de un "fenómeno de pasivación" y la oxidación, por lo tanto aumenta la resistencia a la fractura [8].

Los instrumentos que están recubiertos de la capa de óxido son 300% a 800% más resistentes a la fractura a temperatura ambiente en comparación con el NiTi superelástico convencional. La fragmentación y microgrietas en la capa de óxido superficial pueden ser un factor que contribuye a esta mayor resistencia a la fractura, ya que parte de la vida útil del instrumento se afecta por el deterioro de esta capa, sin embargo, la nucleación y propagación lenta de grietas ocurre solo más tarde en el sustrato de NiTi [9,10].

Según el artículo de Pereira en el año 2013, reporta que después del uso clínico se observa una disminución de la capa de óxido de titanio, y a su vez la posibilidad de una interacción galvánica entre las superficies cubiertas con barrillo dentinal y la superficie expuesta del instrumento generando procesos de corrosión más severos que conlleven a la fractura [10].

En otro estudio realizado por Pedulla, et al., en el año 2018, los instrumentos HyFlex CM después de la inmersión en NaOCl y su respectiva esterilización muestran con la técnica de espectrometría de dispersión de energía de rayos X (EDS), una mayor cantidad de oxígeno y una menor cantidad de níquel en su superficie. Lo que confirma la existencia de una capa de óxido en los instrumentos de memoria de forma, la cual aumenta la resistencia a la corrosión [11].

Actualmente sigue siendo una de las preocupaciones para los operadores el riesgo de fractura y sus diferentes causas ya que puede complicar y/o comprometer el éxito del tratamiento. Por lo tanto, la seguridad del uso de los instrumentos endodónticos, requiere del entendimiento de los mecanismos básicos para el desarrollo de los

posibles defectos y los factores que aumentan la posibilidad de que se presenten, ya que en la mayoría de los casos es impredecible en los instrumentos de NiTi detectar situaciones de mayor riesgo de fractura de los mismos.

El objetivo de esta investigación es identificar la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de los instrumentos HyFlex CM y EDM, antes y después de la preparación biomecánica, después de la esterilización y su reuso en 3 ocasiones como lo describe la casa fabricante, mediante la técnica de electrones retrodispersados (EDX), la cual evalúa la composición de la superficie de las limas.

2. JUSTIFICACIÓN.

La evolución de los instrumentos mecanizados, específicamente rotatorios, lleva al desarrollo del sistema de instrumentos HyFlex Control Memory (CM) y las HyFlex EDM, ambas elaboradas a partir un alambre (CM- Wire) mediante un proceso termomecánico y por descarga eléctrica respectivamente.

Por estas razones presentan un proceso único que controla la memoria del material que las hace extremadamente flexibles, permitiendo a la lima seguir muy de cerca la trayectoria anatómica del conducto, reduciendo así el riesgo de formación de escalones, transporte del conducto o perforación [12].

Estas características, superelasticidad y control de memoria, hace que estas limas de acuerdo a la recomendación del fabricante, pueden ser utilizadas varias veces. Sin embargo, no se ha encontrado en la literatura ningún artículo que permita determinar la duración de las mismas. De hecho, no se ha encontrado en Suramérica ningún artículo que hable de las propiedades de dichas limas [13].

Es muy importante dar a conocer al operador las características metalúrgicas de estos instrumentos rotatorios ya que es una guía para minimizar los errores durante la preparación biomecánica en el tratamiento de conductos radiculares estrechos y curvos. Además, se podrá identificar cuál de las dos limas tiene mejores propiedades

y cuáles serían los cambios significativos en la capa de óxido de titanio con el reuso, permitiendo así, al operador tomar una decisión más informada al momento de seleccionar que instrumentos utilizar.

Es nuestro interés mantenernos a la vanguardia de los desarrollos tecnológicos, por lo que consideramos importante y necesario analizar el comportamiento de la capa de óxido de titanio de estos instrumentos en el reuso cuando se trabaja en conductos curvos y estrechos.

3. PROPÓSITO-IMPACTO

Esta investigación tiene como objetivo identificar la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de los instrumentos HyFlex CM y EDM, antes y después de la preparación biomecánica, y después de la esterilización y su reuso en 3 ocasiones como lo describe la casa fabricante, mediante la técnica de electrones retrodispersados (EDX), la cual evalúa la composición de la superficie de las limas.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 Evolución de los instrumentos rotatorios:

Hasta la última década del siglo pasado las limas fueron fabricadas en acero inoxidable las cuales son muy rígidas. En 1992, se introdujeron las limas en níquel-titanio aleación que sigue siendo mejorada con tratamientos termomecánicos, [14] lo que ha hecho que a lo largo del tiempo se introduzcan una amplia gama de instrumentos con características de fabricación, diseño y tratamiento termomecánico diferente.

El níquel-titanio fue reportada por primera vez por Walia, quien usó alambre ortodóntico de nitinol para fabricar limas de tamaño 15 y demostró que estos instrumentos tienen de dos a tres veces más flexibilidad elástica y torsión, así como una resistencia superior a la fractura torsional en comparación con instrumentos

similares de acero inoxidable. Un resultado importante fue la preparación mecanizada de los conductos curvos utilizando un movimiento giratorio continuo. [14].

La primera generación desarrolló el primer instrumento NiTi rotatorio 0.02 el cual fue diseñado por el Dr. John Mc Spadden y llegó al mercado en 1992, pero demostró problemas asociados con la fractura de limas. En 1994, el Dr. Johnson presentó una línea de limas conocida como la serie ProFile 0.04 de conicidad y posteriormente la serie ProFile 0.06. Sus formas de sección transversal se hicieron mediante el mecanizado de tres ranuras en forma de U equidistantes alrededor del eje de un alambre de NiTi cónico, contaban con un área plana que evita que la lima se bloquee en la dentina, mientras que el corte se produce mediante una acción pasiva [14], conicidades fijas sobre la totalidad de la parte activa, y requirió un considerable número de limas para lograr los objetivos de preparación, adicionalmente, los tenían ángulos de inclinación neutros o ligeramente negativos.

Pero a fines de la década de 1990, la segunda generación de limas rotatorias NiTi llegaron al mercado. Las distinciones críticas de esta generación de instrumentos es que cortan activamente los bordes sin área radial y se requieren menos instrumentos para preparar completamente un conducto, los ángulos entre la estría y el eje longitudinal del instrumento es menor que en la primera generación de limas, lo que reduce en gran medida la tendencia a atornillar durante el uso. Esta generación de limas NiTi incluyen las limas rotatorias ProTaper (Dentsply Tulsa) que, a diferencia de todos los demás cortes pasivos o activos de los instrumentos NiTi, tienen múltiples conicidades en una sola lima [14].

Varios sistemas de segunda generación fueron diseñados con ángulos de inclinación positivos, lo que les dio una mayor eficiencia de corte como el Sistema K3 (SybronEndo, Orange, CA) inventado por el Dr. McSpadden. La diferencia más obvia entre los modelos Quantec y K3 es el diseño de sección transversal único del

K3: un ángulo de inclinación ligeramente positivo para una mayor eficiencia de corte, áreas radiales anchos y un alivio periférico de la estría para reducir la fricción [14].

En la tercera generación de instrumentos, se realizaron mejoras en la metalurgia de NiTi convirtiéndose en el sello distintivo, el tratamiento térmico (procesamiento térmico) que es uno de los enfoques fundamentales para ajustar la transición de temperaturas de las aleaciones de NiTi y que afectan la resistencia a la fatiga de los instrumentos. Desde 2007, se han desarrollado varias nuevas tecnologías de procesamiento y fabricación termomecánicas para optimizar la microestructura de las aleaciones de NiTi [14].

La cuarta generación introduce los movimientos reciprocantes, definidos como cualquier movimiento repetitivo de ida y vuelta, el cual ha sido clínicamente utilizado para manejar limas de acero inoxidable desde 1958. Inicialmente, todos los motores recíprocos giraban en grandes ángulos iguales de 90° en el sentido de las agujas del reloj (CW) y en el sentido contrario a las agujas del reloj (CCW) [14].

En la quinta generación, la configuración ha sido diseñada de modo que el centro de masa es descentrada, lo que hace que en rotación los instrumentos produzcan una onda de movimiento mecánica que viaja a lo largo de la longitud activa de la lima. Este diseño de compensación sirve para minimizar el atascamiento entre la lima y la dentina [14].

4.2 Capa de Óxido de Titanio:

La capa de óxido es una película protectora para que los instrumentos NiTi, presenten menos defectos y una tensión superficial residual [3]. Todos los instrumentos de NiTi que se sometan a tratamiento térmico tienen un revestimiento de óxido, como resultado de una oxidación selectiva, esta es una capa de TiO₂ que tiene un excelente grado de pureza y representa una barrera segura contra la

emisión de Níquel y se elimina físicamente durante la instrumentación, por un proceso mecánico debido a la fricción generada durante el corte de la dentina [10].

Los instrumentos que están recubiertos de la capa de óxido son 300% a 800% más resistentes a la fatiga a temperatura ambiente y a la corrosión, en comparación con el NiTi superelástico convencional. La fragmentación y microgrietas en la capa de óxido superficial pueden ser un factor que contribuye a mayor resistencia a la fatiga, ya que parte de la vida útil del instrumento se consume durante el deterioro de esta capa y la nucleación y propagación lenta de grietas ocurre solo más tarde en el sustrato de NiTi [9,10].

4.3 Tratamientos Térmicos: Aunque la mayoría de estos tratamientos son secreto de cada casa comercial, se conocen los siguientes:

4.3.1 Implantación de Iones:

A los instrumentos NiTi se les ha implementado argón, boro y nitrógeno, con el fin de mejorar la superficie de estos, minimizar o eliminar los defectos inherentes, aumentar la dureza de la superficie, aumentar la flexibilidad, la resistencia a la fatiga cíclica y la eficacia del corte [3].

Asimismo, los instrumentos NiTi son sumergidos en plasma, para aumentar su resistencia al desgaste [3].

4.3.2 Electropulido:

Es un proceso en que los instrumentos se conectan a un ánodo y se sumergen junto con otro electrodo en un baño de electrolitos controlado por temperatura, y luego pasan corriente eléctrica directa a la solución; alterando la composición de la superficie y la textura del instrumento, generando una capa de óxido superficial más homogénea [3].

4.3.3 Tratamiento criogénico seco profundo:

Es un proceso que utiliza temperaturas alrededor de 185°C porque esta es una temperatura fácilmente obtenible con nitrógeno líquido, lo que aumenta la eficacia de corte del instrumento [15].

4.3.4 CM – Wire:

Es una aleación de NiTi con propiedades flexibles que fue introducido en endodoncia en el 2010. Fabrica los instrumentos utilizando un proceso termomecánico que controla la memoria del material, haciendo las limas extremadamente flexibles, pero sin la memoria de forma de otras limas NiTi [14].

4.3.5 EDM:

Es un proceso de mecanizado por descarga eléctrica, que consiste en la eliminación de material mediante descargas de corriente eléctrica pulsante que fluyen entre un electrodo y que están inmersas en un medio dieléctrico. La corriente eléctrica derrite parcialmente y evapora pequeñas porciones del material de una manera bien controlada y repetible. El material se elimina superficialmente dejando una superficie isotrópica [10].

4.4 Metalurgia de las limas:

Las propiedades mecánicas de NiTi dependen de su disposición cristalográfica, que puede existir en dos formas dependiendo de la temperatura y el estrés [17]. A temperaturas más altas, NiTi existe en una fase austenítica, donde los átomos están dispuestos en una red cúbica centrada en el cuerpo. Cuando se aplica estrés o la temperatura se reduce por debajo de cierto rango, que se describe como la temperatura de transformación, los átomos tienden a reorganizar su distribución en una forma más elástica llamada fase martensítica. Esta transformación es lo que le da al NiTi su superelasticidad, con un módulo elástico de 120 GPa en el NiTi austenítico que es mucho más flexible que el acero inoxidable y bajo estrés puede

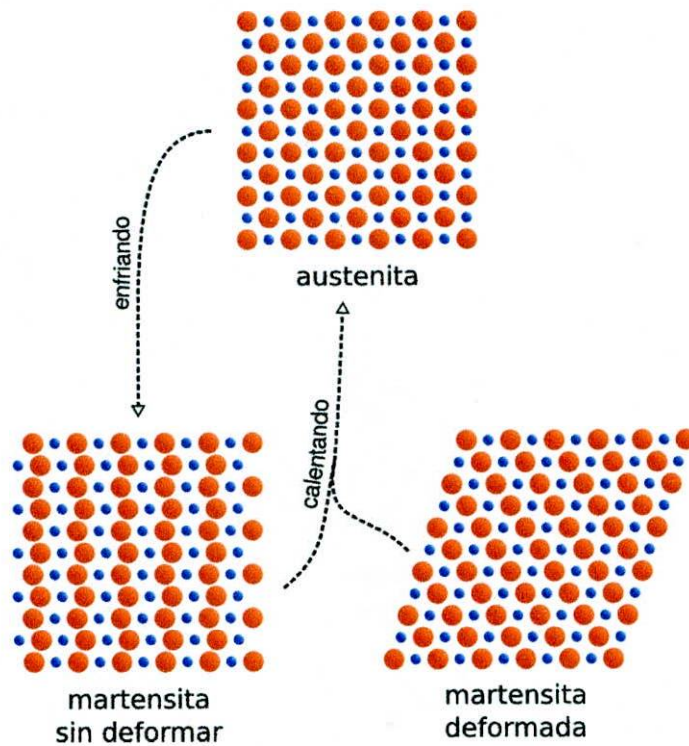
transformarse en la fase martensítica más flexible, con un módulo elástico de 80 GPa [18].

El NiTi austenítico es fuerte y duro, mientras que el martensítico y los NiTi de fase R son suaves, dúctiles y se pueden deformar fácilmente. Cuando el material está en su forma de martensita, es blando y dúctil y se puede deformar fácilmente. El NiTi superelástico es altamente elástico, mientras que el NiTi austenítico es bastante fuerte y duro y el martensítico es menos rígido y más flexible, y posee un módulo elástico de 31 a 35 GPa en comparación con 84 a 98 GPa de austenita [16].

La transformación de la fase R, es un tipo especial de transformación martensítica que puede ser inducida por la temperatura y por la carga, en comparación con la transformación de martensita / austenita en NiTi, la deformación recuperable de la transformación de fase R / austenita (aproximadamente 0,5%) es menor y la histéresis (capacidad de un metal de conservar una de sus propiedades) de temperatura es extremadamente pequeña.

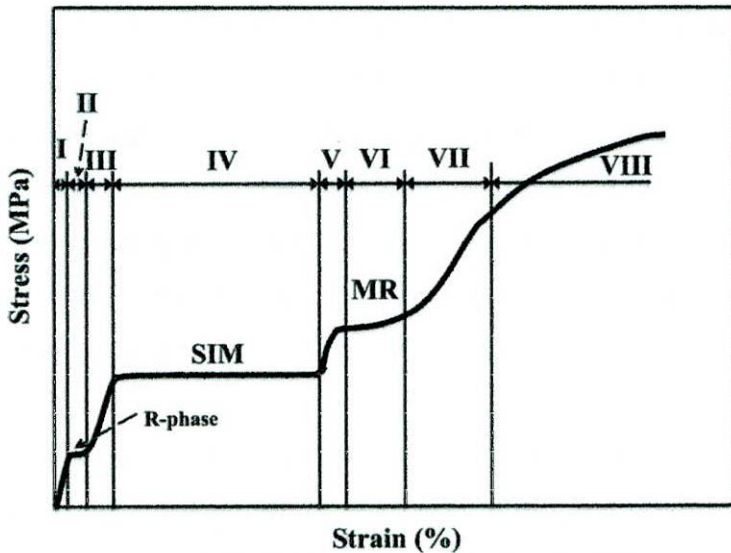
La fase R generalmente se considera una fase intermedia entre la martensita y la austenita y tiene una estructura cristalina romboédrica que se puede formar durante el avance de transformación de martensita a austenita en calentamiento y durante la transformación inversa de la austenita a martensita en enfriamiento [16].

Figura 1: Formas cristalográficas



Fuente. Shen Y., Coil J. M., Zhou H., Zheng Y., Haapasalo M. HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*. 2013[en línea][citado el 21 de mayo de 2018] Disponible en: <http://www.socendochile.cl/upfiles/revistas/32.pdf>

Figura 2: Curva de tensión-deformación por tracción de los instrumentos NiTi



El comportamiento mecánico de los instrumentos con la aleación de NiTi convencional presenta ocho etapas, que se clasifican en tres grandes grupos de acuerdo al mecanismo de deformación, la cual está dada por fuerza y tensión. El primer grupo es martensita inducida por tensión y transformación (SIM), que pertenece a la etapa IV y está relacionada a la superelasticidad del instrumento; seguido de la reorientación de martensita (MR) etapa VI, la cual se relaciona con la memoria de forma. El último grupo es la deformación plástica del instrumento que corresponde a la etapa VIII [19].

4.5 HyFlex CM:

Se introdujeron en el 2010, los instrumentos HyFlex (CM) (Coltene-Whaledent, Altst € aten, Suiza) es un sistema rotatorio NiTi hecho de un proceso térmico único que controla la memoria del material. El alambre CM se crea tratando térmicamente el NiTi para cambiar la temperatura de transición austenita / martensita a aproximadamente 50°C de modo que se produce una microestructura martensítica estable a la temperatura de la boca [3]. Esto hace que las limas tengan una alta resistencia a la fatiga y la posibilidad de doblarse fácilmente durante el uso,

recuperando su forma original calentando por encima de la temperatura de transformación. Presentan una textura superficial uniforme. El alambre CM incluye 52.1% en peso de Ni, tienen una mayor flexibilidad en comparación con los instrumentos NiTi convencionales. Las características de diseño únicas de los instrumentos CM proporcionan una flexibilidad superior, permiten que mantengan la curvatura original del conducto y aumenten la eficiencia y la seguridad durante la instrumentación. Se usan con una velocidad de rotación de 500 rpm y un torque de 2.5 Ncm en un suave movimiento de entrada y salida con el mismo motor de endodoncia [20].

Los instrumentos CM NiTi se producen mediante un tratamiento termo mecánico especial para controlar la memoria del instrumento, lo que resulta en una mayor flexibilidad, pero sin la memoria de forma de los instrumentos NiTi convencionales. El fabricante recomienda dos secuencias para preparación de canales con HyFlex CM: corona apical y longitud única. Los autores informaron que el 82% de los instrumentos se deformaron después de la preparación y después de la esterilización el 30% permanecieron parcialmente deformados. El fabricante de instrumentos HyFlex CM afirma que los instrumentos HyFlex deformados pueden recuperar su forma original después de la esterilización por calor y esto hace que se reduzcan los costos debido a la reutilización de instrumentos. [20].

El diseño de sección transversal de la lima Hyflex y su perfil de corte facilita la penetración en el canal y presenta una forma de conducto que corresponde con la anatomía original [20].

Tienen un comportamiento de memoria de forma martensítica, lo que produce una notable resistencia a la fatiga. Estas limas al ser usadas exhiben importantes defectos visibles sin fracturas, como el desenrollamiento de los espirales (con mayor frecuencia = 100%) y la curvatura asociados con el desenrollamiento. Estos defectos se pueden restaurar y las limas pueden recuperar su forma original después del tratamiento en autoclave [20].

El instrumento en la fase de martensita estable es conocido por exhibir el efecto de memoria de forma, donde se deforman fácilmente, sin embargo, tienen la capacidad de recuperar su forma con calentamiento por encima de la temperatura de transformación. La explicación de este fenómeno puede ser que el calentamiento transforma el metal temporalmente en la fase austenítica, lo que hace posible que el instrumento recupere su forma original antes de volver a enfriarse. El comportamiento de la deformación mecánica está estrechamente relacionado con la temperatura de transformación de fase, que es sensible a la historia termo mecánica del material [20].

Un análisis de los instrumentos HyFlex® utilizados indicó que la mayoría de los instrumentos mostraban deformación plástica tal como desenrollar y curvar [20].

Tienen una superficie rugosa por su proceso de fabricación [21]. Presentan una cubierta discreta de una capa de óxido, que son útiles para mejorar la resistencia a la corrosión de las aleaciones de NiTi minimizando los efectos citotóxicos adversos que resultan de la liberación de Ni en los fluidos corporales [22].

Figura 3: Limas Hyflex CM



Fuente. Shen Y., Coil J. M., Zhou H., Zheng Y., Haapasalo M. HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. International Endodontic Journal. 2013[en línea][citado el 21 de mayo de 2018] Disponible en: <http://www.socendochile.cl/upfiles/revistas/32.pdf>

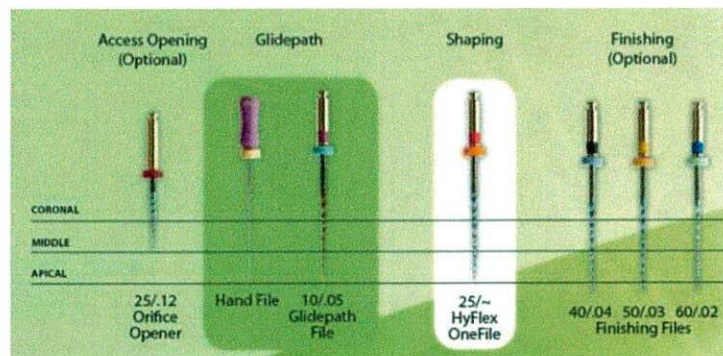
4.6 HyFlex EDM

Su característica principal es que tienen una superficie irregular tipo cráter y rugosa, la cual es producida por su innovador proceso de fabricación llamado mecanizado de descarga eléctrica (EDM) el cual consiste en generar descargas eléctricas de alta frecuencia entre un electrodo dentro de un fluido dieléctrico. Las chispas eléctricas provocan una fusión local y evaporación parcial de pequeñas porciones de material que se eliminan de esta área. Compuestas por níquel (55%), titanio (45%) y oxígeno (10 a 20%). Son los primeros instrumentos de endodoncia fabricados con EDM [23].

Es un procedimiento de mecanizado sin contacto utilizado en ingeniería para la fabricación de piezas que serían difíciles de mecanizar con técnicas convencionales. La eliminación de material se realiza mediante descargas de corriente eléctrica pulsante que fluyen entre un electrodo y que están inmersas en un medio dieléctrico. La corriente eléctrica se derrite parcialmente y evapora pequeñas porciones del material de una manera bien controlada y repetible. El material se elimina superficialmente dejando una superficie isotrópica [21].

El tipo de movimiento es de rotación continuo, Tienen una conicidad constante del 8% y en apical d 4 mm; el estrechamiento disminuye al 4% hacia la región coronal. A lo largo de toda la parte de trabajo de la lima, hay 3 secciones transversales horizontales diferentes: una sección transversal cuadrática en el tercio apical, una sección transversal trapezoidal en el tercio medio y una sección transversal casi triangular en el tercio coronal. Tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica por su proceso de fabricación, el tipo de sección transversal, el área y la velocidad de la lima [21].

Figura 4 Limas Hyflex EDM



Fuente. Shen Y., Coil J. M., Zhou H., Zheng Y., Haapasalo M. HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. International Endodontic Journal. 2013[en línea][citado el 21 de mayo de 2018] Disponible en: <http://www.socendochile.cl/upfiles/revistas/32.pdf>

4.7 Marco conceptual, Marco referencial.

Las aleaciones de nitinol tienen mayor resistencia y un menor módulo de elasticidad en comparación con las aleaciones de acero inoxidable. El comportamiento súperelástico del Nitinol significa vuelven a su forma original después de la deformación. A principios de la década de 1960, W. F. Bühler [4], desarrolló una aleación de níquel y titanio. Se descubrió que entre las propiedades termodinámicas de esta aleación intermetálica eran capaces de producir un efecto de memoria de forma cuando se realizaba un tratamiento térmico específico y controlado. La aleación se llamó Nitinol, un acrónimo de los elementos a partir de los cuales se compuso el material; Ni por níquel, Ti por titanio y Nol por el laboratorio de artillería naval. Nitinol es el nombre dado a una familia de aleaciones intermetálicas de níquel y titanio que se ha encontrado que tienen propiedades únicas de memoria de forma y superelasticidad [4].

Con la evolución permanente de la aleación y sus tratamientos termomecánicos, Pohl en el año 2008, informo que las aleaciones que tenían memoria de forma presentaban una alta resistencia a la corrosión intrínseca debido a la estabilidad termodinámica del Níquel y a una fina capa protectora de TiO₂ como resultado de

una oxidación selectiva es una capa de TiO_2 que tiene un excelente grado de pureza y representa una barrera segura contra la emisión de Níquel [24].

El método para la oxidación selectiva de titanio a TiO_2 se genera porque el níquel se oxida a una presión parcial de oxígeno más alta que el titanio, y al disminuir la presión parcial de oxígeno por debajo de un valor umbral, da como una oxidación exclusiva de titanio con formación de TiO_2 y TiO , este último en menor grado [7].

En el 2010 se diseñaron los instrumentos rotatorios HyFlex CM NiTi con memoria de forma controlada. Gambarini en el 2011 desarrolló estrategias para aumentar la eficiencia y la seguridad de las limas rotatorias NiTi, las cuales incluyen una mejora en el proceso de fabricación, o el uso de nuevas aleaciones que brindan propiedades mecánicas. Más tarde Gutmann en el 2012 informó que las limas HyFlex CM son un sistema rotatorio NiTi hecho de un proceso térmico único que controla la memoria del material [25].

Santos en el 2013 informo que el NiTi CM se obtiene tratando térmicamente para cambiar la temperatura de transición austenita / martensita a aproximadamente 50°C , de modo que se permite una microestructura martensítica estable a la temperatura de la boca. Un estudio realizado en el 2014 en Arabia Saudita determino los múltiples usos de los instrumentos rotatorios de memoria controlada HyFlex CM después de la esterilización [25].

En un estudio realizado por Braga en el 2014, se descubrió que los instrumentos que presentan la capa de óxido de titanio son 300% a 800% más resistentes a la fractura por fatiga cíclica a temperatura ambiente, en comparación con el NiTi superelástico convencional. Esto debido a la fragmentación y microgrietas en la capa de óxido superficial, ya que parte de la vida útil del instrumento se consume durante el deterioro de esta capa [9].

En el estudio del Dr. Pereira en el año 2015, se reporta que los instrumentos fabricados con M-Wire, se someten a un tratamiento térmico de calentamiento y enfriamiento después del mecanizado, y se les llama instrumentos de tecnología de memoria de forma (SMT). Estos instrumentos tienen un revestimiento de óxido impuesto por dicho tratamiento térmico. Se evidencio que la capa de óxido de titanio después de la preparación del conducto, se desgasta y se elimina por un proceso mecánico debido a la fricción generada durante el corte de la dentina y no a un proceso químico [10], por lo que se debe hacer seguimiento al comportamiento de esta capa con el reuso de los mismos.

4.8 Fractura de los instrumentos de NiTi:

Los instrumentos rotatorios de NiTi a pesar de sus propiedades, pueden padecer fractura por fatiga cíclica y fractura por torsion o una combinación de ambos [26].

La fractura por torsión ocurre cuando el instrumento (generalmente la punta) se bloquea en el conducto mientras que el cuerpo de la lima continúa girando, hasta que se excede el límite elástico de la aleación. Los instrumentos que se fracturan como resultado de una sobrecarga de torsión revelan evidencia de deformación plástica, como desenrollarse, enderezarse y retorcerse [26].

Por otro lado, la fractura por fatiga cíclica ocurre cuando el instrumento gira continuamente libremente en un conducto curvo generando ciclos de tensión / compresión en el punto de máxima flexión. Esta también ocurre debido al uso excesivo de la aleación de metal, otros factores que potencialmente contribuyen a la fatiga del metal incluyen la corrosión y los cambios causados por la expansión y contracción térmica. Se puede decir, que cuanto mayor es el grado de flexión al que se somete un instrumento rotatorio de NiTi cuando se usa en conductos curvos, más corto es la vida útil de ellos [26].

Los instrumentos de NiTi también se pueden fracturar por distintos motivos, como la habilidad / experiencia del operador, la técnica de instrumentación, la dinámica del uso del instrumento, el número de usos, el diseño del instrumento, la configuración anatómica de los conductos, la metalurgia y el número de ciclos de esterilización [26].

4.9 Recomendaciones para la prevención de la fractura de los instrumentos:

- Se deben utilizar limas manuales tipo K, tamaño 10-15 o NiTi pathfiles™ para garantizar el acceso sin obstáculos al conducto radicular, antes de utilizar las limas NiTi de mayor conicidad.
- Realizar una técnica de instrumentación de crown down para garantizar el acceso en línea recta al conducto radicular.
- Use una velocidad eléctrica y un motor con control de torque en la configuración recomendada por el fabricante.
- Las limas de NiTi se deben usar con movimiento constante usando una presión suave para evitar colocar fuerzas de torsión excesivas en el instrumento.
- Evite activar o desactivar el modo de rebobinado automático o desactivar la función de rebobinado automático en el motor, ya que aumenta el riesgo de fractura por torsión.
- Se debe evitar el uso de limas rotatorias en conductos abruptamente curvos o dilacerados [26].

4.10 Grados y radios de curvatura:

La técnica de Pruett ha sido propuesta para determinar el ángulo y el radio de la curvatura en conductos radiculares. El ángulo de curvatura se define como el ángulo formado por dos líneas perpendiculares dibujadas desde las tangentes que se cruzan en el centro del círculo, y se determina trazando una línea paralela a lo largo del eje longitudinal del conducto radicular y posteriormente se dibuja otra línea desde el foramen apical, la cual se intersecta con la primera línea donde el conducto

abandona su eje longitudinal [27]. Los grados de curvatura fueron definidas por Schneider en el año 1971 en tres categorías: leve (5° o menos), moderada (entre 10° y 20°) y severa (27° a 70°) [28].

Por otro lado, el radio de curvatura representa que tan abrupto es el ángulo de la curvatura cuando el conducto se desvía de una línea recta, y se determina dibujando un círculo en la longitud de las líneas que se trazaron para determinar el grado de la curvatura [27].

5. OBJETIVOS

5.1 Objetivo general:

Evaluar la capa de óxido de titanio de las limas HyFlex CM y EDM después de la preparación biomecánica en conductos radiculares estrechos y con curvas severas; esterilización y reuso con detector de electrones retrodispersados (EDX).

5.2 Objetivos específicos:

Evaluar los principales componentes de la capa de óxido de titanio de las HyFlex CM y EDM antes y después de su uso en la preparación biomecánica y esterilización a través de EDX.

Determinar el comportamiento de la capa de óxido de titanio de las HyFlex CM y EDM antes y después de la preparación biomecánica y después de cada proceso de esterilización y su reuso con EDX.

Comparar las diferencias que hay en las características metalúrgicas de las limas HyFlex CM y HyFlex EDM.

6. ASPECTOS METODOLÓGICOS

6.1 Tipo de estudio (Diseño):

Experimental in vitro. Esta investigación tiene como objetivo identificar la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de los instrumentos HyFlex CM y EDM, antes y después de la preparación biomecánica, y después de la esterilización y su reuso.

6.2 Hipótesis nula:

No se presentan diferencias en la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de las limas HyFlex CM y EDM antes y después de la preparación biomecánica, y después de la esterilización, y reuso.

6.3 Hipótesis alterna:

Se presentan diferencias en la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de las limas HyFlex CM y EDM antes y después de la preparación biomecánica, y después de la esterilización, y reuso.

6.4 Objeto de estudio:

Es identificar la composición y comportamiento de la capa de óxido de titanio de los instrumentos HyFlex CM y HyFlex EDM, antes y después de la realización de la preparación biomecánica, la esterilización y reuso en molares.

6.5 Población de estudio.

Limas Hyflex CM y EDM.

6.6 Muestra y Muestreo.

Se obtuvo 11 limas de HyFlex CM y EDM.

6.7 Criterios de elegibilidad

6.7.1 Criterios de Inclusión:

(a) ápices completamente formados con curvaturas severas de 30-40° según Pruett, (b) sin signos de caries, fracturas o grietas; (c) ausencia de resorción de raíz interna o externa; y (c) conductos viables.

6.7.2 Criterios de exclusión:

Se excluyó del estudio los dientes con fracturas o grietas, reabsorción radicular interna o externa, calcificación de los conductos.

6.8 Variables (Diseño gráfico y Operacionalización de las variables)

7 Variable	Descripción	Tipo de variable	Nivel de medición	Naturaleza
Capa de óxido	Es el recubrimiento que presentan las limas por su proceso de fabricación termo mecánico.	Cuantitativa	De Razón	Independiente
Tipo de lima	Limas HyFlex CM y EDM	Cuantitativa	De razón	Dependiente

7. MATERIALES Y METODOS

El presente estudio es experimental in vitro, para su desarrollo se realizó una prueba piloto con Microscopia Electrónica de Barrido donde se realizaron cortes transversales de las limas HyFlex CM y EDM para medir e identificar el grosor de la capa de óxido de titanio, lo cual no se logró observar dado al mínimo grosor en nanómetros. Por lo tanto, para poder cumplir con el objetivo del estudio, se

analizaron los diferentes componentes en la superficie de las limas rotatorias HyFlex CM y HyFlex EDM, y su comportamiento mediante EDX.

Se seleccionaron los conductos mesiales de 18 terceros molares humanos extraídos de acuerdo con los siguientes criterios de inclusión: (a) sin signos de caries, fracturas o grietas; (b) ausencia de reabsorción interna o externa (c) conductos viables; y (d) ápices completamente formados con curvaturas severas de 30-40° según Pruett [27]. Los cuales se verificaron con una radiografía periapical preoperatoria y clínicamente. Los dientes se colocaron en cloramina T durante 48 horas y luego en agua destilada hasta la realización de la apertura cameral.

Se realizó la apertura cameral de cada diente, con fresas redondas de carburo y endozeta se determinó la longitud de trabajo con radiografías periapicales y limas manuales de acero inoxidable 06, 08 y 10 para mantener el conducto permeable y posteriormente se montaron los dientes en un troquel de acrílico.

Los instrumentos HyFlex CM y EDM se utilizaron de acuerdo a las recomendaciones del fabricante, teniendo en cuenta que recomiendan su uso en 3 conductos, dependiendo de la complejidad del procedimiento [29]. Para la preparación de los conductos se utilizó un motor VDW Silver Reciproc siguiendo las indicaciones del fabricante a 500 rpm y 2.5 Ncm, con presión ligeramente apical y movimiento de cepillado. Se definieron las siguientes secuencias: Hyflex CM, 25/08, en dos tercios de la longitud de trabajo, 20/04 a la longitud de trabajo; y tamaño 25/04 a la longitud de trabajo. Por otro lado, la secuencia que se empleó para las limas HyFlex EDM fue de tamaño 25/.12 a dos tercios de la longitud de trabajo; tamaño 10/05 a la longitud de trabajo, y de tamaño 25/ ∞.

La irrigación se realizó con 1 ml NaOCl al 5,25 % entre cada instrumento para una cantidad total de 5 ml, y el protocolo de esterilización fue el siguiente según Pirani et. al.: se dejaron en un recipiente con jabón enzimático por 15 minutos, el cual se preparó 25 gr en 5 litros de agua, seguidamente se realizó el lavado mecánico, por ultimo las limas se pasaron por la lavadora Digital Ultrasonic Cleaner Blazer durante

15 minutos y luego se esterilizaron en autoclave a 132°C, 30 libras de presión con una duración de 1 hora [23].

Se utilizaron 4 juegos de instrumentos que se organizaron en cuatro grupos, de la siguiente manera: Hyflex CM; Grupo 1: Instrumentos 3,5 y 6; Grupo 2: 4 ,7 y 8; Grupo 3: 1, 2 y 11; Grupo 4: 9, 10 y 12. HyFlex EDM: Grupo 1: Instrumentos 1,2 y 9; Grupo 2: 3, 4 y 10; Grupo 3: 5, 6 y 11; Grupo 4: 7, 8 y 12; y en cada diente se preparó un conducto mesial con Hyflex CM y el otro con Hyflex EDM. Durante la segunda preparación se fracturó un instrumento EDM 25/ ∞ , por lo tanto se descartó también un CM 25/04.

Cada instrumento se analizó a los 3 - 6 mm, en el microscopio TESCAN LYRA3 (EDX), teniendo en cuenta los siguientes parámetros: espectro EDX, aumento a 20X, distancia de trabajo 10.00 mm, el voltaje de aceleración fue de 10Kw y la velocidad de haz de electrones de 5.

El primer análisis que se realizó fue de los instrumentos nuevos, es decir, estériles por la casa fabricante. Se colocaron en una barra metálica para ser analizadas bajo el microscopio. Luego se realizó el proceso de esterilización para hacer la primera preparación de los conductos.

En el segundo, tercer y cuarto análisis se evaluaron los instrumentos después de la preparación de los conductos y protocolo de esterilización de las mismas en las condiciones mencionadas anteriormente.

Figura 5: Limas Hyflex CM y EDM

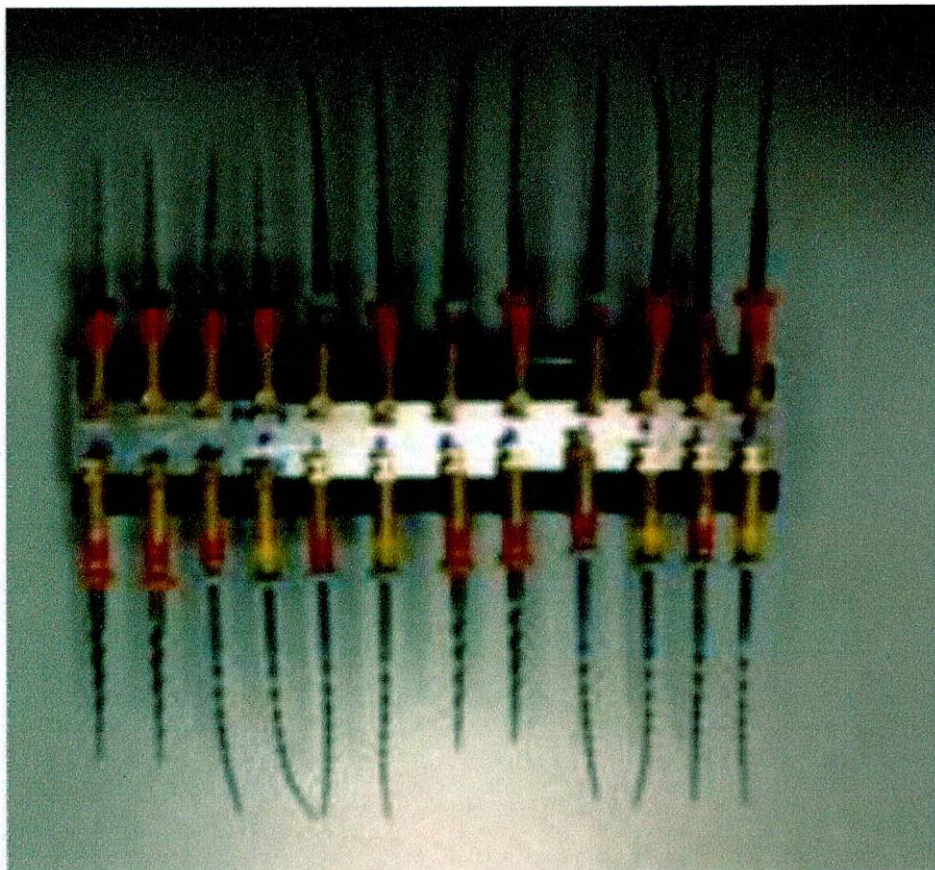
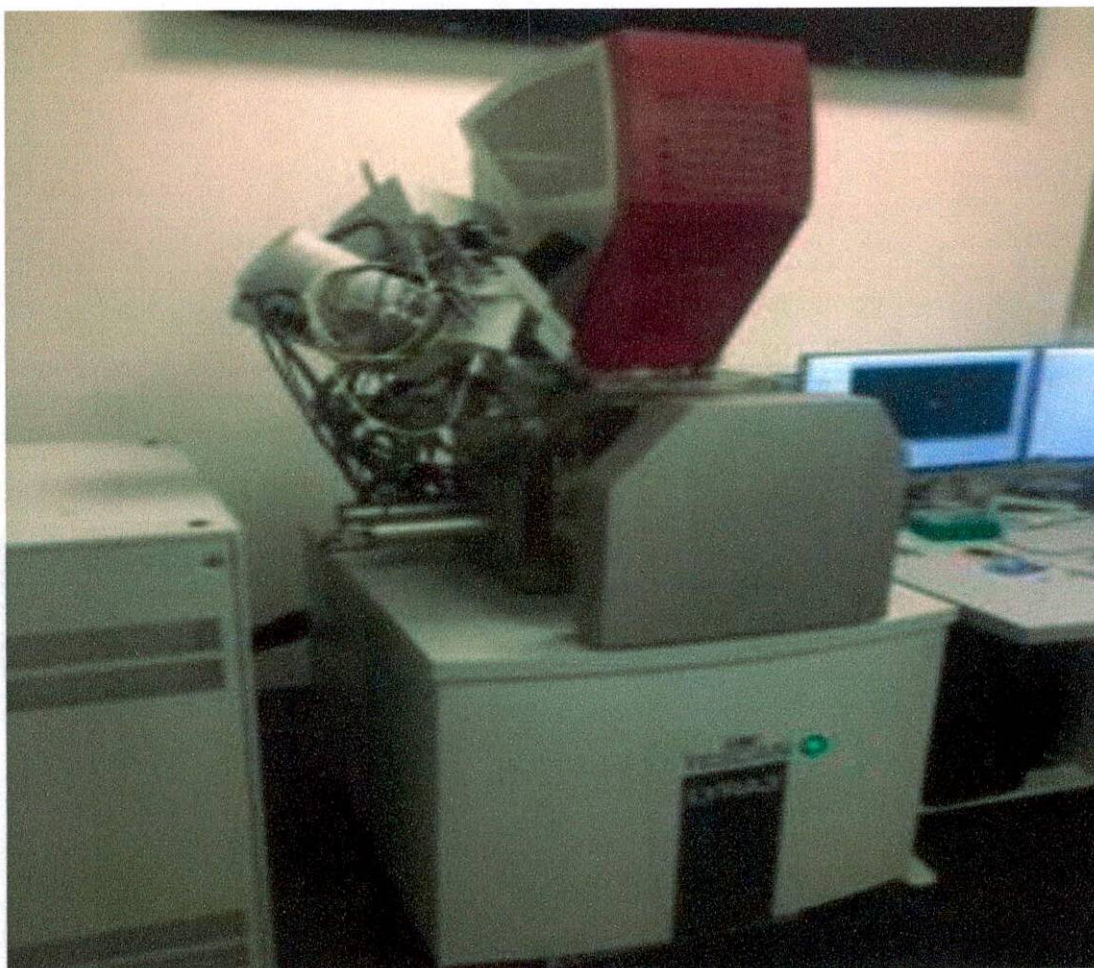


Figura 6: Microscopio Tescan Lyra 3



8. INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS

Tabla 1 Recolección de datos

Primera Preparación

Número del diente	Longitud de trabajo	Raíz del diente	Lima HyFlex EDM	Lima Hyflex CM
1	17mm 17mm	MV (estrecho) ML	09-07-2019 (1)	09-07-2019(1)
4	18.5mm	MV (estrecho)	09-07-2019(2)	
5	19mm	V (estrecho) lima 25 CM		09-07-2019(2)
7	17mm 16mm	P MV	09-07-2019(3)	09-07-2019(3)
8	16mm 14mm	MV P (opener y lima 10 CM)	09-07-2019(4)	09-07-2019(2)
10	17mm	MV		16-07-2019(4)

Segunda preparación

10	18mm	ML	12-08-2019(1)	
11	16mm	MV	12-08-2019(2)	
15	16mm 18mm 17mm	D MV1 MV2	12-08-2019(3)	12-08-2019(1) 12-08-2019(2)
18	16mm	MV	12-08-2019(4)	
20	17.5mm	MV		12-08-2019(3)
23	18mm	MV		12-08-2019(4)

Tercera preparación

21	20mm 23mm	V P	21-08-19(1)	
25	21mm 21mm 22mm	MV DV P	21-08-19(3)	21-08-19(1)
31	18mm 18mm	MV ML L	21-08-19(2)	21-08-19(2)
30	16mm	M D		21-08-19(3)
32	19mm	MV		26-08-19(4)
33	19.5mm	M	26-08-19(4)	

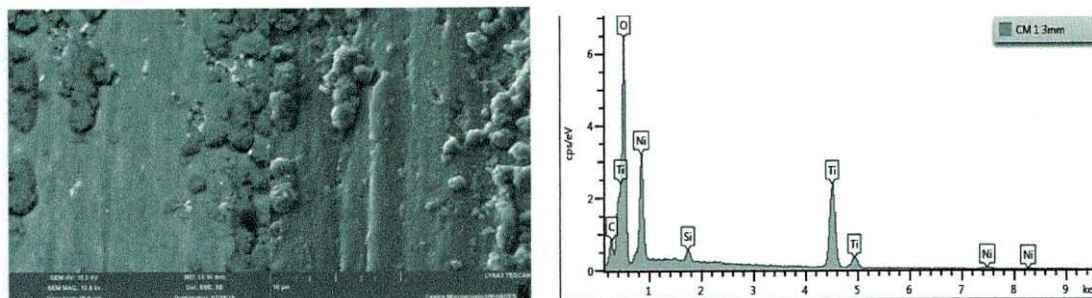
9. ANALISIS ESTADISTICO

Se realizó una estadística descriptiva, análisis de varianza y gráficos de comparación con el software Excel y SPSS 20. Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la distribución normal estándar de las variables peso porcentual (Wt%) de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono que son los elementos que representan más del 95% Wt% en la superficie de ambos tipos de instrumentos, encontrándose que el estadístico de prueba KS ($p > 0.05$), acepta la hipótesis de normalidad.

Los datos se expresaron en promedio y desviación estándar para los porcentajes de los componentes mencionados anteriormente tanto en los instrumentos HyFlex CM y EDM, en las diferentes preparaciones y longitudes. Las comparaciones de ambos instrumentos se realizaron con la prueba de comparación de medias de Tukey B.

10. RESULTADOS

De cada análisis de los instrumentos HyFlex CM y EDM con la técnica EDX, se obtuvieron tablas y gráficas que definen el Wt% aproximado antes de usarse y después de tres preparaciones, previo protocolo de esterilización; en las que se evidencia la composición en la superficie de ambos tipos de instrumentos, las cuales presentan diferentes comportamientos según el tipo de instrumento y después de cada preparación tanto a los 3 mm como a los 6 mm de longitud, sin obtener diferencias significativas entre los resultados obtenidos a las diferentes longitudes.



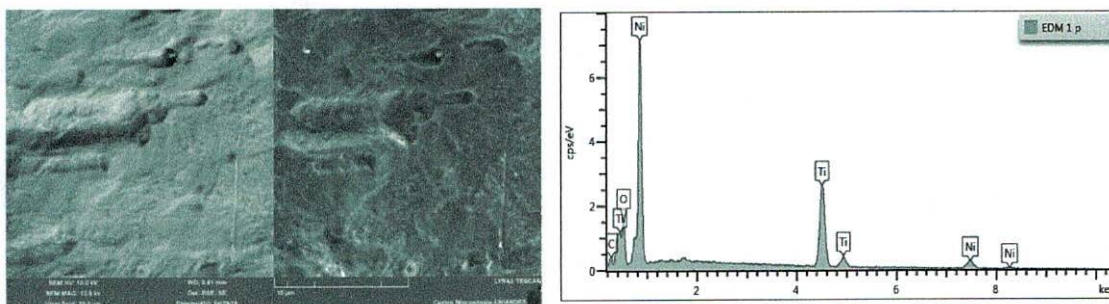


Figura 7: Foto e histograma en microscopio TESCAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, distancia de trabajo 10.00 mm de las limas Hyflex CM y EDM nuevas a los 3 mm.

Cuando se analizan los instrumentos nuevos se observa que las HyFlex CM presentan un menor porcentaje en promedio de Ni 25,21 Wt%, comparado con el porcentaje de titanio 35,41Wt%; mientras que en las EDM el porcentaje de Ni (40,52Wt%) y Ti (39,03Wt%) tiende a ser más equiatómico en su superficie. También, se observa un porcentaje mucho más alto de oxígeno en las CM 31,03Wt% con respecto al de las EDM 16,38Wt%.

Tabla 2: Porcentaje de peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM nuevas en las diferentes longitudes.

Componentes Lima/longitud	Ni	Ti	O	C
CM - 3mm	25,26	36,88	32,53	4,56
CM - 6mm	25,15	33,93	29,52	5,57
EDM - 3mm	39,30	38,16	16,43	5,42
EDM - 6mm	41,75	39,89	16,32	1,96

Después de la primera preparación y el respectivo protocolo de esterilización, se observa que en las HyFlex CM disminuye significativamente el porcentaje de Níquel (13,91 Wt%) en su superficie mientras que el comportamiento del Ti es relativamente estable (41,37Wt%) y el oxígeno (39,98Wt%) aumenta levemente, en las EDM el comportamiento de los tres elementos (Ni: 39,49Wt%, Ti: 40,16Wt% y O: 16,52Wt%) se muestra más estable si se compara con el análisis previo.

Tabla 3: Porcentaje de peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la primera preparación en las diferentes longitudes.

Componentes Lima/longitud	Ni	Ti	O	C
CM - 3mm	16,38	39,95	38,32	4,35
CM - 6mm	11,43	42,80	41,64	3,64
EDM - 3mm	40,11	40,49	16,57	2,58
EDM - 6mm	38,86	39,84	16,47	4,41

Después de la segunda preparación y el respectivo protocolo de esterilización, se observa en la superficie de las HyFlex CM que se estabiliza el Ni (14,91Wt%), el Ti (41,52Wt%) aumenta levemente y el O (37,27Wt%) disminuye un poco. En las EDM disminuyen los Wt% de Ni (37,02 Wt%) y Ti (36,80Wt%) y aumenta el O (19,08Wt%) levemente.

Tabla 4: Porcentaje del peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la segunda preparación en las diferentes longitudes.

Componentes Lima/longitud	Ni	Ti	O	C
CM - 3mm	16,04	41,31	35,63	5,36
CM - 6mm	13,78	41,72	38,91	4,74
EDM - 3mm	35,80	36,18	19,20	5,32
EDM - 6mm	38,23	37,42	18,95	3,76

En el cuarto análisis, después de la tercera preparación se observa en la superficie de las HyFlex CM un aumento en el Ni (20,39Wt%) y el Ti (48,21Wt%), el O (28,89Wt%) disminuye; y en las EDM también se observa el mismo comportamiento de aumento Ni: 36,96Wt%, Ti: 38,45Wt% y O: 18,43Wt% de forma más estable.

Tabla 4: Porcentaje del peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la tercera preparación en las diferentes longitudes.

Componentes Lima/longitud	Ni	Ti	O	C
CM - 3mm	21,67	47,46	28,30	2,55
CM - 6mm	19,10	48,96	29,48	2,18
EDM - 3mm	39,46	39,21	17,04	3,69
EDM - 6mm	34,46	37,70	19,81	6,51

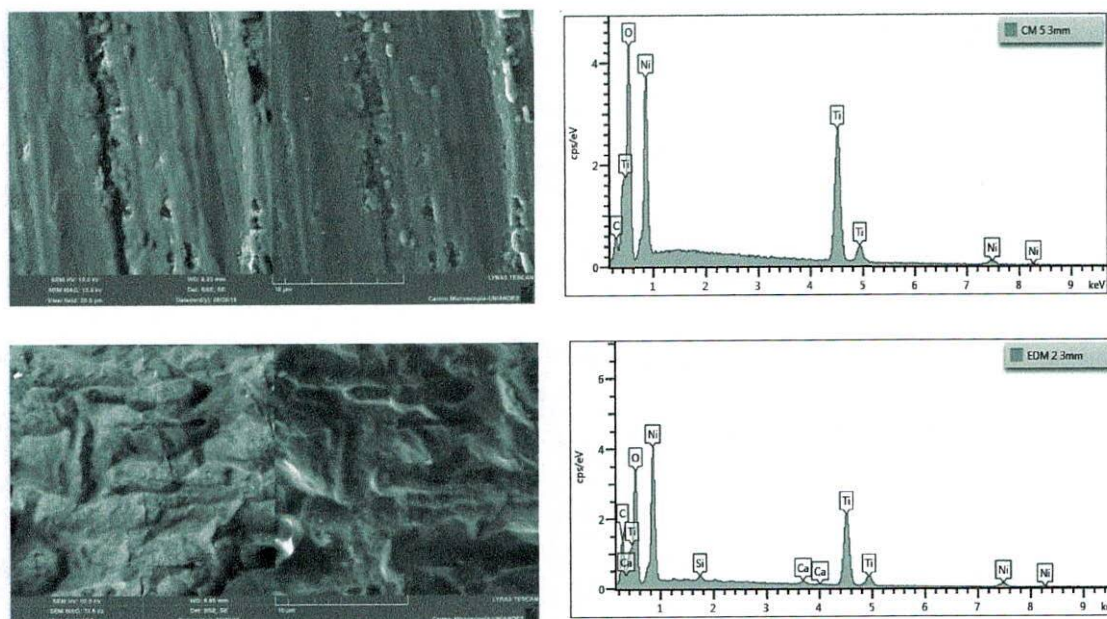


Figura 8: Foto e histograma en microscopio TESCAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, distancia de trabajo 10.00 mm de las limas Hyflex CM y EDM despues de la tercera preparacion a los 3 mm.

11.DISCUSIÓN

Muchas variables y propiedades físicas influyen en el rendimiento clínico de los instrumentos endodónticos de NiTi; sin embargo, sigue siendo una de las mayores preocupaciones en el uso clínico el riesgo de que se presente fractura torsional o flexural durante la preparación biomecánica. Por esta razón, las mejoras en la metalurgia del NiTi, como el tratamiento térmico (procesamiento térmico) es uno de

los enfoques fundamentales para ajustar las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi y así optimizar la microestructura de las aleaciones [14].

Los instrumentos HyFlex (HyFlex; Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) están fabricados con alambre CM, que se caracteriza por tener un porcentaje de peso de titanio de 46% y níquel de 52%, (Zinelis et al. 2010) que es más bajo que el del NiTi convencional, [25]. Según este autor, esta disminución en el peso de Níquel, le confiere a estas limas mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica; [25]. Según Thompson et. al (2013), la disminución del Níquel genera un metal más blando [30]. También, son sometidas a un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, haciendo que sean extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de los instrumentos de NiTi superelástico convencional ya que cambia la temperatura de transición austenita/ martensita a aproximadamente 50°C lo que genera un aumento de la temperatura austenítica final y la microestructura martensítica se mantiene estable a la temperatura corporal [23, 31], por lo tanto el instrumento contendría una proporción significativa de aleación martensítica (Shen et al. 2011). Los instrumentos en la fase martensítica pueden ser fácilmente deformados y recuperará su forma cuando se calienta más allá de la temperatura de transformación, confiriéndole características para ser una lima regenerativa [14, 32]. Existen en el mercado dos tipos de instrumentos HyFlex los CM y los EDM.

Los instrumentos HyFlex CM, además de tener las características descritas anteriormente, presentan una superficie sin irregularidades, mientras que las HyFlex EDM, tienen una superficie irregular tipo cráter y rugosa, la cual es producida por su innovador proceso de fabricación llamado mecanizado de descarga eléctrica, el cual consiste en generar descargas eléctricas de alta frecuencia entre un electrodo y la pieza de trabajo dentro de un fluido dieléctrico. Las chispas eléctricas provocan una fusión local y evaporación parcial de pequeñas porciones de material que se eliminan de esta área local y que tienen un acabado superficial similar a un cráter (Theisen & Schuermann 2004) [33].

Pirani et al. (2016), reportan que el alambre de las limas HyFlex EDM se compone por un 55% de níquel, 45% de titanio y entre 10 a 20% de oxígeno [23]. Adicionalmente, las EDM metalúrgicamente están compuestas por una fase R más prolongada y martensita con propiedades estructurales peculiares, como el aumento de las temperaturas de transformación de fase y una mayor dureza en comparación con HyFlex CM [31].

El análisis realizado con el Microscopio Tescan Lyra 3, con la técnica de EDX, se observó el comportamiento de los elementos en la superficie de los instrumentos HyFlex CM y EDM [34] que difiere en peso porcentual del material del sustrato con que se hacen estos instrumentos [23].

En este estudio se observa que los CM, en el primer análisis es decir, de los instrumentos nuevos, la composición está dado por porcentajes menores de níquel 25,21 Wt%, titanio 35,41Wt%, y oxígeno 31,03 Wt%. Mientras que en las EDM, se componen de níquel 40,52 Wt%, titanio 39,03Wt%, y oxígeno 16,38 Wt%. Lo que representa en la superficie una composición más equiatómica en las últimas, por lo que sugeriría mayor dureza que las CM con un porcentaje tan bajo de níquel comparado con el porcentaje de titanio. Comparando los porcentajes de oxígeno se observa casi el doble más en las CM lo que verifica el hallazgo de Iijima, et al, en cuanto a la composición y la permeabilidad al oxígeno de la capa de óxido de titanio [7].

En el análisis después de la primera y segunda preparación se observa un comportamiento muy similar en las CM, que consiste en una tendencia a la baja del níquel (13,91 Wt% y 14,91Wt%), el titanio ligero aumento (41,37Wt% y 40,16Wt%) y lo mismo que oxígeno (39,98 y 37,27Wt%) similar a lo reportado por Pedulla et al. (2018) en cuanto a que después de que se sumergen los instrumentos HyFlex CM en hipoclorito de sodio y se esterilizan, estos presentan más contenido de oxígeno y menos níquel en su superficie [11]; y de otros estudios (Mize et al. 1998, Alexandrou et al. 2006, Valois et al. 2008), que explican que los instrumentos que se sometieron a mayores ciclos de esterilización revelaron cambios en la

composición química como resultado de mayores cantidades de óxido de titanio en las superficies de los instrumentos esterilizados [35,36,37]. Las EDM por el contrario muestran un comportamiento estable de sus componentes, donde no se observan cambios abruptos en ninguno de los elementos observados.

En el análisis después de la tercera preparación, las CM reflejan una leve subida del níquel 20,39Wt% y 48,21Wt% del titanio en la misma proporción y el oxígeno 28,89Wt% lo que representa una baja importante ya que es menor al valor obtenido en el primer análisis, resultados que coinciden con los reportados por Pereira et. al, en cuanto a que la capa de óxido de titanio se va desgastando por la fricción durante la instrumentación del conducto radicular, presentándose más níquel en su contenido [10], teniendo en cuenta que cuanto más gruesas son las capas formadas, mayor es la tendencia a la formación de grietas [10]. Los instrumentos EDM mantienen ese comportamiento con tendencia a una composición equiatómica y estable, níquel 36,96Wt%, titanio 38,45% y oxígeno 18,43Wt%, lo que identifica que con el uso de los instrumentos la reacción entre el oxígeno de la atmosfera y el titanio de la superficie de la aleación, como resultado de un proceso de oxidación al ser sometida a diferentes cambios de temperaturas durante el tratamiento térmico es diferente [6].

Por lo anterior, también hay concordancia con Seago et al. (2015), en cuanto a que las limas HyFlex CM se pueden reutilizar, pero después de repetidos usos clínicos y esterilizaciones, se presenta un cambio en la temperatura de acabado de austenita, generando un cambio en las proporciones de austenita y martensita de las fases microestructurales de NiTi, lo que afecta las propiedades mecánicas de estas limas [38]. Por otra parte, lacono et al. (2016) concluyen que las limas HyFlex EDM después de varios usos no modifican sus propiedades [31] y Fayyad, et. al., hace referencia a que una capa de óxido estable en la superficie de los instrumentos de NiTi beneficia la resistencia a la corrosión a través de un "fenómeno de pasivación" y la oxidación, por lo tanto aumenta la resistencia a la fractura [8].

Bonaccorso et al (2008), reportan que el acabado superficial parece ser un factor importante que afecta la resistencia a la corrosión a largo plazo de las limas de NiTi

porque se observaron diferentes composiciones superficiales dentro de las marcas de mecanizado y las microgrietas en instrumentos Race electropolichados y no electropolichados. Lo que hace inferir que la diferencia en la fabricación de los instrumentos puede justificar la diferencia en el comportamiento de los elementos en la superficie de los instrumentos [39].

12. CONCLUSIONES

Las limas HyFlex CM presentan una mayor inestabilidad de los componentes en su superficie especialmente del níquel, mientras que en las EDM se observa una mayor estabilidad de sus componentes en la superficie.

La capa de óxido de titanio se modifica con el reuso de los instrumentos y puede llegar a afectar la dureza, flexibilidad y resistencia clínica especialmente en las Hyflex CM.

La composición de fase diferente, la dureza mejorada y el proceso de fabricación puede afectar el comportamiento mecánico de los instrumentos.

13. RECOMENDACIONES

Se recomienda para una futura investigación verificar la estructura de los instrumentos HyFlex CM y EDM antes y después de su uso y poder así relacionarlo con el comportamiento de la capa de óxido y el de las grietas dentro del sustrato de la aleación de NTti y como esto afecta la fatiga cíclica para estos instrumentos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alfoqom Alazemi M., Bryant S. T., Dummer P. M. H. Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *International Endodontic Journal*. 2015; 48: 593-601.
2. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (ICT). *International Endodontic Journal*. 2012; 45: 514–523.
3. Gutmann J. L., Gao Y. Alteration in the inherent metallic and Surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*. 2012; 45: 113-128.
4. Bui T.B., Mitchell. J.C, Baumgartner J.C. Effect of Electropolishing ProFile Nickel–Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *JOE*. 2008; 34 (2): 190-193
5. Thompson S. A. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000; 33: 297–310.
6. Nolan M. and Tofail S. A. M. The atomic level structure of the TiO₂–NiTi interface. *Phys. Chem. Chem. Phys.* 2010; 12: 9742–9750
7. IJIMA M., ENDO K., OHNO H., YONEKURA Y. and MIZOGUCHI I. Corrosion Behavior and Surface Structure of Orthodontic Ni-Ti Alloy Wires. *Dental Materials Journal*. 2001; 20 (1): 103-113.
8. Fayyad D.M., Mahran A. H. Atomic force microscopic evaluation of nanostructure alterations of rotary NiTi instruments after immersion in irrigating solutions. *International Endodontic Journal*. 2014; 47, 567–573.
9. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, Bahia MGA. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2014; 40: 1494-1497.
10. Pereira ESJ., Amaral CCF. , Gomes JAP. Influence of clinical use on physical-structural surface properties and electrochemical potential of NiTi endodontic instruments. *Int Endod J*. 2018; 51(5):515-521.
11. Pedulla E., Benites A., La Rosa G.M., Plotino G., Grande N.M., Rapisarda E. and Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod*. 2018:1-6
12. Reddy Surakanti J., Polavarapu Venkata R.C., Kumar Vemisetty H., Dandolu R.K., Muppalla Jaya N.K., Thota S. Comparative evaluation of apically extruded debris during root canal preparation using ProTaper™, Hyflex™ and Waveone™ rotary systems. *Journal of Conservative Dentistry*. 2014; 17(2): 129-132.
13. Al-Sudani D. Topographic Analysis of HyFlex® Controlled Memory Nickel–Titanium Files. *Journal of International Oral Health*. 2014; 6(6):1-4.

14. Haapasalo M., Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013; 29: 3–17.
15. Vinothkumar T.S., Miglani R., Lakshminarayanan L. Influence of Deep Dry Cryogenic Treatment on Cutting Efficiency and Wear Resistance of Nickel–Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. 2007; 33:1355–1358.
16. Zhou H., Shen Y., Zheng W., Li L., Zheng Y., Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *J. Endod*. 2012; 38:1535–1540.
17. Sattapan B., Nervo G.J., Palamara J., Harold H. Messer H.H. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. *Journal of endodontics*. 2000. 26(3): 161-165.
18. Atmeh A.R., Timothy F. Watson. Root dentine and endodontic instrumentation: cutting edge microscopic imaging. *Interface Focus*. 2016: 1-6.
19. Zhou H., Peng B. and Zheng Y.F. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013; 29: 42-54
20. Shen Y., Zhou H., Zheng Y., Peng B., Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*. 2013; 39:163–172.
21. Shen Y., Tra C., Hieawy A., Wang Z., Haapasalo M. Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files. *Journal Endodontic*. 2017; 12(2): 1-5.
22. Uslu G., Ozyurek T., Yilmaz K. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal Endodontic*. 2017; 5(23): 1-5.
23. Pirani C., Iacono F., Generali L., Sassatelli P., Nucci C., Lusvarghi L., Gandolfi M. G., Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2016; 49: 483-493.
24. Pohl M., Glogowski T., Kuhn S., Hessing C., Unterumsberger F. Formation of titanium oxide coatings on NiTi shape memory alloys by selective oxidation. *Materials Science and Engineering*. 2008; 481–482: 123–126.
25. Arruda Santos L., de Azevedo Bahia M.G., Barbosa de Las Casas E. and Tadeu Lopes Buono V. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *J. Endod*. 2013; 39: 1444–1447.
26. McGuigan M. B., Louca C., Duncan H. F. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British Dental Journal*. 2013; 214: 341-348
27. Pruett J.P., Clement D.J., Carnes D.L., Jr. Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of endodontics*. 1997; 23(2): 77-85.
28. Peters O.A. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. 2004; 30(8): 559-566.

29. Caicedo R., Clark S.J. HyFlex® CM rotary files: an excellent innovation for endodontic treatment. *Endodontic practice*. 4(6):1-7
30. Thompson M., Sidow S.J., Lindsey K., Chuang A. and McPherson J.C. Evaluation of a New Filing System's Ability to Maintain Canal Morphology. *J Endod*. 2013:1-4
31. Iacono F., Pirani C., Generali L., Bolelli G., Sassatelli P., Lusvarghi L., Gandolfi M. G., Giorgini L., Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*. 2016: 1-11.
32. Peters O. A., Gluskin A. K. Weiss R. A., Han J. T. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2012; 45: 1027-1034.
33. Theisen W., Schuermann A. Electro discharge machining of nickel-titanium shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*. 2004; 378: 200-204.
34. <https://www.tescan-analytics.com/en-us/analyse-desrface/equipements/meb>
35. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1998; 24: 843-837.
36. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2006; 32, 675-679.
37. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics*. 2008; 34: 859-862.
38. Seago S.T., Bergeron B.E., Kirkpatrick T.C., Roberts M.D, Howard W. Roberts H.W., Himel V.T. and Sabey K.A. Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod*. 2015: 1-4.
39. Bonaccorso A., Schäfer E., Condorelli G.G., Cantatore G., Tripi T.R. Chemical Analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments with and without Electropolishing after Cleaning Procedures with Sodium Hypochlorite. *J Endod*. 2008; 34: 1391-1395