

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

Evaluation of the titanium oxide layer (TiO₂) of Hyflex CM and EDM files by means of detection of retrodispersed electrons (EDX)

Patricia Paredes - Paredes, DDS, * Mayra Geraldine Monsalve Verjan, * Nicole del Carmen Gómez Beetar, * Néstor Ríos – Osorio, DDS, MSc.

Resumen

Introducción: El objetivo de este estudio fue 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 mediante la técnica de electrones retrodispersados (EDX), la cual evalúa la composición de la superficie de las limas. **Materiales y métodos:** Es un estudio experimental in vitro. Se realizó en los conductos mesiales de 18 terceros molares, los cuales se prepararon con instrumentos HyFlex CM y EDM, siguiendo las recomendaciones del fabricante. Se utilizaron once limas de cada una, las cuales se analizaron a los 3 y 6mm, nuevas, después de tres preparaciones y su respectiva esterilización. **Resultados:** En la superficie de los instrumentos CM nuevos hay menores porcentajes de níquel, comparado con el peso porcentual (Wt%) de titanio y oxígeno. En la primera y segunda preparación en las CM se observa una disminución de níquel y un ligero aumento de titanio y oxígeno; y en la tercera preparación en las CM hay un leve aumento de níquel, titanio y oxígeno, mientras que en las EDM los Wt% son estables desde el primer análisis con los instrumentos nuevos hasta su cuarto análisis. **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.

Palabras clave: HyFlex CM, HyFlex EDM, alambre CM, instrumentos NiTi, componentes de superficie.

Abstract

Introduction: The objective of this study was to identify the composition and behavior of the titanium oxide layer of the HyFlex CM and EDM instruments, before and after the biomechanical preparation, and after sterilization and its reuse by the backscattered electron technique (EDX), which evaluates the surface composition of the files. **Materials and methods:** It is an experimental study in vitro. It was performed in the mesial ducts of 18 third molars, which were prepared with HyFlex CM and EDM instruments, following the manufacturer's recommendations. Eleven files were used each, which were analyzed at 3 and 6mm, new, after three preparations and their respective sterilization. **Results:** On the surface of the new CM instruments there are lower percentages of nickel, compared with the percentage weight (Wt%) of titanium and oxygen. In the first and second preparation in the CM there is a decrease in nickel and a slight increase in titanium and oxygen; and in the third preparation in the CM there is a slight increase in nickel, titanium and oxygen, while in the EDM the Wt% are stable from the first analysis with the new instruments until their fourth analysis. **Conclusions:** HyFlex CM files have greater instability of the components on their surface, especially nickel, while in EDM, greater stability of their components on the surface is observed. The titanium oxide layer is modified with the reuse of the instruments and can affect the hardness, flexibility and clinical resistance especially in the Hyflex CM. The different phase composition, the improved hardness and the manufacturing process can affect the mechanical behavior of the instruments.

Keywords: HyFlex CM, HyFlex EDM, CM wire, NiTi instruments, surface components.

INTRODUCCIÓN

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, la cual mejora 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 del tratamiento endodóntico [3].

La aleación ha evolucionado desde una aleación 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].

Pereira et. al, 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].

Pedulla, et al., por su parte, demuestran como 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, dada la complicación y/o compromiso del 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 aumenta 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.

Por tal motivo, 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.

MATERIALES Y METODOS

Se analizaron los diferentes componentes en la superficie de los instrumentos rotatorios 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 [12]. 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,

dependiendo de la complejidad del procedimiento [13]. 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 último las limas se pasaron por la lavadora Digital Ultrasonic Cleaner Blazer (Sonic GT) durante 15 minutos y luego se esterilizaron en autoclave a 134°C, 30 libras de presión con una duración de 1 hora [14].

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 de longitud, 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 5m/sg.

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.

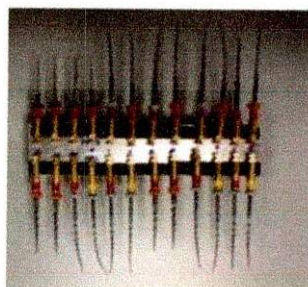


Figura 1: Limas Hyflex CM y EDM



Figura 2: Microscopio Tescan Lyra 3

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

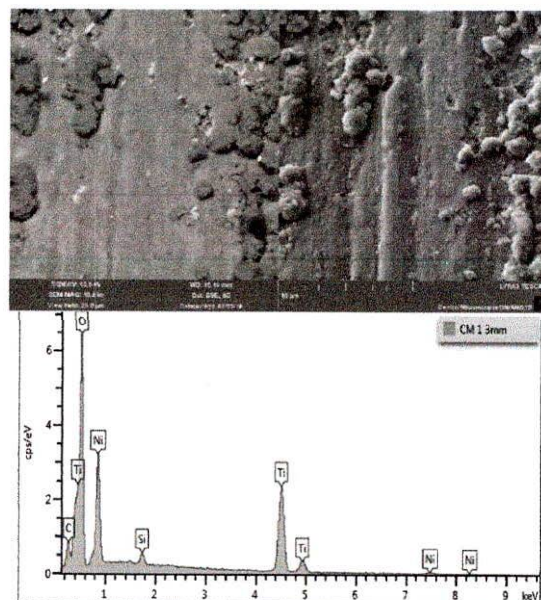
Se realizó una estadística descriptiva, análisis de varianza y gráficos de comparación con el software Excel y SPSS 20. Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la distribución normal estándar de las variables peso porcentual (Wt%) de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono que son los elementos que representan más del 98% Wt% en la superficie de ambos tipos de instrumentos, encontrándose que el estadístico de prueba KS ($p > 0.05$), acepta la hipótesis de normalidad. El 2% restante del Wt% de la composición está dado por el silicio, fosforo, calcio relacionados con restos de dentina; y cloro y sodio relacionados con el contacto con el hipoclorito de sodio durante el proceso de la preparación biomecánica [15].

Los datos del peso porcentual de cada elemento para los dos tipos de instrumentos se expresaron en promedio y desviación estándar en las diferentes preparaciones y longitudes. Las comparaciones de ambos instrumentos se realizaron con la

prueba de comparación de medias de Tukey B.

RESULTADOS

De cada análisis de los instrumentos HyFlex CM y EDM con la técnica EDX, se obtuvieron tablas y gráficos 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.



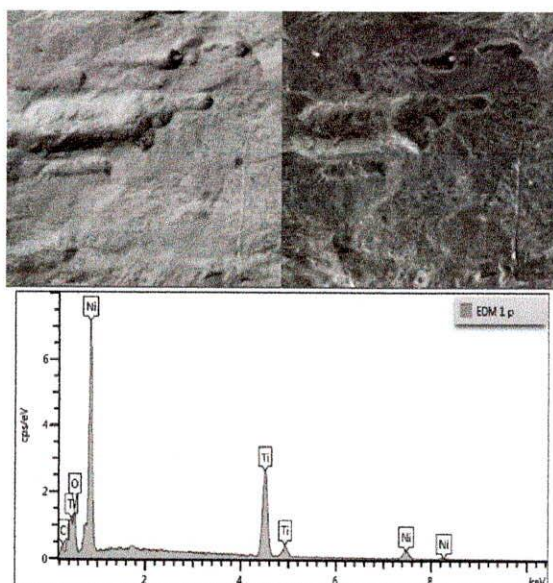


Figura 3: Foto e histograma en microscopio TESCAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, distancia de trabajo 10.00 mm de las limas Hyflex CM y EDM nuevas a los 3 mm.

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 1: 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 2: 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.

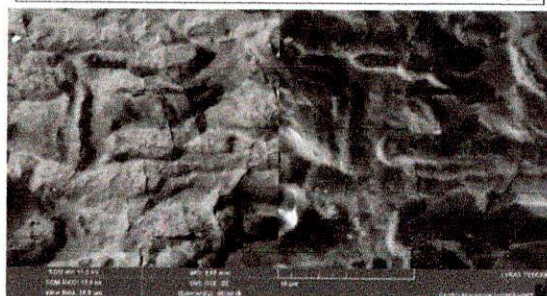
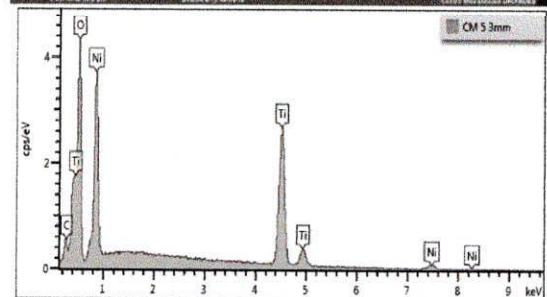
Tabla 3: Porcentaje del peso de Níquel, Titanio, Oxígeno y Carbono para las limas Hyflex CM y EDM en la segunda preparación en las diferentes longitudes.

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



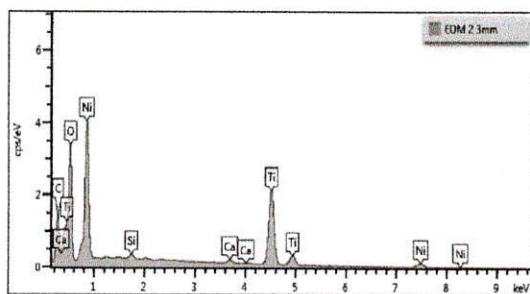


Figura 4: Foto e histograma en microscopio TESCAN LYRA 3 teniendo en cuenta espectro EDX, aumento de 20x, distancia de trabajo 10.00 mm de las limas Hyflex CM y EDM a la tercera a los 3 mm.

DISCUSION

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 su uso 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 [16].

Los instrumentos HyFlex (HyFlex; Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) están fabricados en alambre con control de memoria (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 [17], esta disminución en el peso de Níquel, le confiere a estas limas mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica; [17]. Según Thompson et. al (2013), la disminución del Níquel

genera un metal más blando [18]. 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 [14,19], por lo tanto el instrumento contendría una proporción significativa de aleación martensítica (Shen et al. 2011) [20]. Los instrumentos en la fase martensítica pueden ser fácilmente deformados y recuperarán su forma cuando se calientan más allá de la temperatura de transformación, confiriéndoles características para ser una lima regenerativa [16, 21]. 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) [22].

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 [14]. 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 [19].

En el análisis realizado con EDX, se observó el comportamiento de los elementos en la superficie de los instrumentos HyFlex CM y EDM [23] que difiere en peso porcentual del material del sustrato con que se hacen estos instrumentos [14].

En este estudio se observa que los CM, en el primer análisis es decir, de los instrumentos nuevos, la composición está dada por porcentajes menores de níquel 25,21 Wt%, titanio 35,41Wt%, y oxígeno 31,03 Wt%. Mientras que los 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 [24,25,26]. 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, 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 atmósfera 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 [5].

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 [27]. Por otra parte, Iacono et al. (2016) concluyen que las limas HyFlex EDM después de varios usos no modifican sus propiedades [19] 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), menciona 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 observan 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 [15].

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.

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 NiTi 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 (μ CT). *International Endodontic Journal*. 2012; 45: 514-523.
 3. Gutmann JL, 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. Iijima 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, Bueno 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. 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.
 13. Caicedo R., Clark S.J. HyFlex® CM rotary files: an excellent innovation for endodontic treatment. *Endodontic practice*. 4(6):1-7
 14. 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.
15. 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
 16. Haapasalo M., Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013; 29: 3-17.
 17. Arruda Santos L., de Azevedo Bahia M.G., Barbosa de Las Casas E. and Tadeu Lopes Bueno V. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *J. Endod*. 2013; 39: 1444-1447.
 18. 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
 19. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*. 2016: 1-11.
 20. Shen Y, Zhou H-M, Zheng Y-F, Campbell L, Peng B, Haapasalo M (2011b) Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 37, 1566-71.
 21. 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.
 22. Theisen W., Schuermann A. Electro discharge machining of nickel-titanium shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*. 2004; 378: 200-204.
 23. <https://www.tescan-analytics.com/en-us/analyse-desface/equipements/meb>
 24. 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.
 25. 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.
 26. 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.

27. 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.