



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLAS DE HIDALGO**
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**“ CRÁTERES Y MERMAS EN LOS SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN MECANIZADOS
E-FLEX BLUE®, E-FLEX ONE® Y E-FLEX EDGE® ”**

TESIS

Para obtener el Título de Especialidad en

ENDODONCIA

Presenta

José Huerta Arreguín

Asesor de tesis:

C.D.E.E. Oliver Mauricio López Garnica

Asesor externo:

C.D.E.E. Edgar Hugo Trujillo Torres

Morelia, Michoacán

Septiembre 2023

**“ CRÁTERES Y MERMAS EN LOS SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN MECANIZADOS
E-FLEX BLUE®, E-FLEX ONE® Y E-FLEX EDGE® ”**

Presenta
José Huerta Arreguín

Revisores de tesis:
C.D.E.E. Nalleli Guzmán Martínez
C.D.E.E. Patricia Marcela Gutiérrez Anguiano

Colaboradores:
M.M.C.M. José Antonio Rodríguez Torres
C.D.E.E. Marco A. Ramírez Salomón
C.D.E.E. Gloria Angélica Torres García

Morelia, Michoacán

Septiembre 2023



RESUMEN

PROBLEMA: Las irregularidades y los defectos en los instrumentos de endodoncia de NiTi que se originan en el proceso de fabricación pueden provocar el colapso estructural y la fractura de estos instrumentos durante el tratamiento, estos defectos pueden llevar al fracaso durante el procedimiento operatorio del tratamiento de conductos, conocer el acabado de superficie de los sistemas mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] **OBJETIVOS:** General: Analizar la presencia de Cráteres y Mermas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). Específicos: Analizar la presencia de otros defectos encontrados además de Cráteres y Mermas del acabado de superficie. **HIPÓTESIS DE TRABAJO:** Los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] presentaran defectos de fabricación en el acabado de superficie como cráteres y mermas, observadas mediante evaluación en imágenes obtenidas de microscopía electrónica de barrido de emisión de campo. **Universo de Estudio:** Se utilizaron 5 instrumentos de 5 blisters o cajas de limas, de lotes diferentes, de cada uno de los sistemas mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] **RESULTADOS:** Los instrumentos analizados de origen asiático (Changzhou, China), en lo referente a la presencia de Cráteres y Mermas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados nos arroja como resultado ausencia o presencia mínima. En lo que se refiere a la presencia de otros defectos encontrados además de Cráteres y Mermas del acabado de superficie. Se analizo Porosidad, Grietas, Rugosidad, Material Extraño Laminado y Marcas por Trefilado, encontrando también ausencia o presencia mínima, pudiendo considerarse aceptable la manufactura de estos instrumentos.

PALABRAS CLAVE: Manufactura, limas, cráteres, mermas, endodoncia.



SUMMARY

PROBLEM: Irregularities and defects in NiTi endodontic instruments that originate in the manufacturing process can cause structural collapse and fracture of these instruments during treatment, these defects can lead to failure during the operative procedure of NiTi treatment. ducts, to know the surface finish of the E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® mechanized systems **OBJECTIVES:** General: Analyze the presence of Craters and Leaks of the surface finish in the instruments of the Mechanized Systems E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® in images obtained by field emission scanning electron microscopy and X-ray diffraction spectroscopy (EDS). Specific: Analyze the presence of other defects found in addition to Craters and Leakage in the surface finish. **WORK HYPOTHESIS:** The E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® Mechanized Instrumentation Systems present manufacturing defects in the surface finish such as craters and sirens, observed by evaluating images obtained from electronic microscopy of field emission sweep. Universe of Study: 5 instruments from 5 blisters or boxes of files were used, from different batches, of each one of the mechanized systems E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® **RESULTS:** The instruments analyzed from Asian origin (Changzhou, China), in relation to the presence of Craters and Leakage of the surface finish in the instruments of the Mechanized Systems, the result is absence or minimal presence. Regarding the presence of other defects found in addition to Craters and Leakage of the surface finish. Porosity, Cracks, Roughness, Laminated Foreign Material and Drawing Marks are analyzed, also finding absence or minimal presence, being able to consider acceptable the manufacture of these instruments.

KEYWORDS: Manufacturing, files, craters, waste, endodontics.



AGRADECIMIENTOS

Desde niño me enseñaron a dar gracias, que el agradecimiento es esencial para apreciar y disfrutar plenamente de la vida, agradecería bienestar emocional. (cómo decía mi abuelo y mi padre si te ayudan agradece).

Por ello quiero agradecer infinitamente.

A mis asesores de tesis:

C.D.E.E. Oliver Mauricio López Garnica.

C.D.E.E. Édgar Hugo Trujillo Torres.

Por sus invaluable aportaciones académicas, así como su experiencia y consejos brindados, por qué a pesar de las interminables horas de trabajo y esfuerzo siempre tuvieron una actitud amable, cooperadora y alentadora, apoyándome en todo el proceso de investigación.

A mis revisores de tesis y colaboradores.

Por su disponibilidad y apoyo en todo momento.

A mí Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.

Quién me acogió y me formó a nivel intelectual y humanístico.

A mis profesores.

Qué con sus sabías palabras, conocimientos rigurosos y precisos les debo mi preparación a lo largo de mi vida y sin ustedes no estaría dónde estoy.

A mi esposa Lili por su sacrificio y esfuerzo apoyándome incondicionalmente en cada decisión y proyectó. Te amo.

A mis hijos Jocelyn y Joselito cuya paciencia, tolerancias y comprensión fue puesta a prueba en incontables ocasiones. Los amo.

A mis padres José y Ma. de Jesús quien han sabido formarme con buenos sentimientos, hábitos y valores.

A mis hermanos y amigos por su incondicional apoyo.

Y a todas las personas e instituciones qué contribuyeron a este gran proyecto de investigación.



TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	10
2. MARCO TEÓRICO	12
2.1 Evolución del Níquel Titanio (NiTi)	13
2.2 Manufactura del NiTi	14
2.3 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación del Níquel Titanio	20
2.4 Defectos de Manufactura en la Superficie de los Instrumentos NiTi	25
2.4.1 Cráteres	26
2.4.2 Mermas	27
2.4.3 Porosidad	28
2.4.4 Grietas	30
2.4.5 Rugosidad	31
2.4.6 Material Extraño Laminado	32
2.4.7 Marcas de Trefilado	33
2.5 Fatiga Cíclica y Torsional de los Instrumentos NiTi	34
2.6 E-Flex Blue®	36
2.7 E-Flex One®	37
2.8 E-Flex Edge®	38
3. ANTECEDENTES	39
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	59



5. OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS	60
6. HIPÓTESIS DE TRABAJO	60
7. DELIMITACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL	61
7.1 Delimitación Temporal	61
7.2 Delimitación Espacial	61
8. CRITERIOS DE SELECCIÓN	62
8.1 Universo de Estudio	62
8.2 Criterios de Inclusión	62
8.3 Criterios de Exclusión	62
8.4 Criterios de Eliminación	62
9. METODOLOGÍA	63
9.1 Imágenes Analizadas	71
10. RESULTADOS	75
11. DISCUSIÓN	82
12. CONCLUSIONES	82
13. RECOMENDACIONES	83
14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA	83
15. FIGURAS	
1. Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio	22
2. Cráteres identificados en superficies metálicas	26



3. Mermas identificadas en superficies metálicas	27
4. Porosidad identificada en superficie metálica	28
5. Forma y tamaño de porosidad en superficies metálicas	29
6. Grieta identificada en superficie metálica	30
7. Rango de valores de rugosidad en superficie metálica	31
8. Material extraño laminado en superficie metálica	32
9. Marcas de trefilado en instrumento de Níquel Titanio	33
10. Diseño del instrumento E-Flex Blue®	36
11. Diseño del instrumento E-Flex One®	37
12. Diseño del instrumento E-Flex Edge®	38
13. Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H.	61
14. Blister de limas Eighteeth utilizadas en el estudio	63
15. Ajuste de cinta adhesiva de carbono conductora de doble cara en el porta muestras	64
16. Extracción de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster	65
17. Eliminación del tope de goma de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster	66
18. Colocación de las limas en el porta muestras del Microscopio Electrónico de Barrido	67
19. Fijación del porta muestras sobre la platina del Microscopio Electrónico de Barrido	68
20. Introducción de los instrumentos al Microscopio Electrónico de Barrido	69



21. Selección del punto de obtención de los resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi)	70
22. Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo	71
23. Imágenes de los instrumentos E-Flex Blue® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI) para ser revisadas por los observadores	72
24. Imágenes de los instrumentos E-Flex One® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI) para ser revisadas por los observadores	73
25. Imágenes de los instrumentos E-Flex Edge® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI) para ser revisadas por los observadores	74



1.- INTRODUCCIÓN

Las irregularidades y los defectos en los instrumentos de endodoncia de NiTi que se originan en el proceso de fabricación pueden provocar el colapso estructural y la fractura de estos instrumentos durante el tratamiento. Para evaluar la causa del desgaste y la fractura de los instrumentos, así como el aumento de la incidencia de fracturas, se han utilizado métodos destructivos y no destructivos para el análisis de superficies y estructuras internas de instrumentos de NiTi nuevos y usados.

La aparición de las limas de endodoncia mecanizadas, permite una preparación más cómoda y práctica de los conductos radiculares; se han convertido en una herramienta indispensable para la reducción de errores, dando lugar a tratamientos cada vez más predecibles. La metalurgia involucrada en su producción y los constantes avances tecnológicos, cambios en la estructura y procesamiento de la aleación Níquel-Titanio (NiTi) nos permiten entender cómo funcionan los instrumentos con el fin de obtener el máximo beneficio.

Las limas endodónticas rotatorias se desarrollaron para mejorar la calidad de las preparaciones de los conductos radiculares. Sin embargo, dichos instrumentos conllevan el riesgo de separación. En la mayoría de los casos, no se comprueba la calidad de los instrumentos antes de su uso. En cambio, a menudo se extraen del paquete, se esterilizan y se usan sin verificar la presencia de imperfecciones o desechos. Siempre se culpa a los médicos de tales accidentes, consideramos que gran parte de los instrumentos tienen fallas y están lejos de ser perfectos. El proceso de fabricación de limas rotatorias de Níquel Titanio (Ni-Ti) puede influir en su resistencia a la fractura.^{1,2}



Estas deformaciones pueden manifestarse como expansión de ranuras, microfisuras, picaduras o desgaste de la superficie. Para evitar que las limas se rompan, es importante revisarlas y conocer su manufactura.

Desde la introducción del NiTiNOL en la endodoncia, ha habido muchos cambios en el diseño de los instrumentos, pero las mejoras en las propiedades de las materias primas o los procesos de fabricación no han resultado en mejoras considerables. Algunas limas rotatorias tradicionales de NiTi se producen mediante esmerilado. Si la lima se somete a un par de torsión excesivo y fatiga cíclica, este mecanismo de esmerilado puede crear microfisuras y áreas de desechos metálicos en las ranuras de corte de la lima, que son el foco de la fractura posterior a la lima.³

Por el contrario, si la lima se fabrica torciendo el metal. La torsión de una pieza de metal esmerilada en combinación con el tratamiento térmico mejora la superelasticidad y aumenta la resistencia a la fatiga cíclica.

Las grietas por fatiga generalmente ocurren cuando la región de tensión máxima coincide con marcas de mecanizado o microranuras. Por lo tanto, se ha hecho el intento de eliminar los arañazos del mecanizado mediante electropulido para mejorar la resistencia a la fractura (fatiga).⁴

Dado que no existe una estandarización de los instrumentos hechos de NiTiNOL, los fabricantes producen instrumentos con propiedades completamente diferentes, y nuestro objetivo como investigadores en este tema es revisar la presencia de cráteres y mermas principalmente, así como cualquier otra impureza o defecto de fabricación de la aleación de Níquel Titanio de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).



2.- MARCO TEÓRICO

A fines de 1988, Walia y colaboradores presentaron ³ a los fabricantes las excelentes propiedades resistentes a la corrosión de las aleaciones de níquel-titanio (NiTi) para herramientas rotativas. En el pasado, las limas manuales simples estaban hechos de acero al carbono o acero inoxidable. La dureza inherente a las herramientas de acero inoxidable aumenta con el tamaño del instrumento. Cuando se preparan conductos radiculares curvos con instrumentos manuales sencillos, si los tamaños de instrumentos más grandes se ajustan correctamente y también se realiza una irrigación adecuada, se puede producir cierto movimiento de los conductos radiculares, lo que también puede dar lugar a perforaciones salientes y posteriores.

Los profesionales pasan por alto los conductos contorneados. Los instrumentos manuales de acero inoxidable precurvados evitan su movimiento de rotación en canales curvos, mientras que la resistencia y flexibilidad de las limas giratorias de NiTi evitan errores iatrogénicos y endoaccidentes que pueden ocurrir después de un uso incorrecto de los instrumentos. tratamiento de conducto. Este es el resultado de las propiedades físicas de la herramienta NiTi. Además, el diseño, la forma y la cantidad de instrumentos utilizados por diferentes grupos han variado considerablemente. ^{5,6}

El objetivo de modificar y mejorar estos instrumentos era desarrollar un instrumento rotatorio de Níquel-Titanio capaz de cortar y eliminar la dentina con fuerza y resistir la fractura incluso en los conductos estrechos y curvos más complejos. Otro objetivo de la modificación y mejora de estos instrumentos es simplificar las operaciones de limpieza y conformación y reducir el número de instrumentos utilizados, así como conservar la forma original del conducto radicular preparado. ⁷



Los principales desafíos asociados con el uso de instrumentos rotatorios es la fractura o separación de las limas de NiTi debido a la fatiga cíclica, la carga torsional y la falta de conocimiento y experiencia del operador.^{8,9,10}

2.1 Evolución del Níquel Titanio (NiTi)

Liderado por EE.UU. y el Instituto de Investigación Dental del Ejército en el Centro Médico del Ejército Walter Reed, Civjan fue el primero en sugerir que las aleaciones de Níquel-Titanio tienen las mismas propiedades necesarias para los instrumentos de endodoncia en 1975.¹¹

Los primeros en mencionar el uso de un nuevo sistema metalúrgico, el alambre de ortodoncia de NiTiNOL¹² en la fabricación de limas endodónticas fueron Walia, Brantley y Gerstein¹³. Los resultados de las pruebas mecánicas⁴ han demostrado que las limas de NiTiNOL son de dos a tres veces más flexibles que las limas de acero inoxidable y tienen una mayor resistencia a la fractura por torsión. Estos datos muestran que las limas hechas de NiTiNOL son muy útiles para trabajar en conductos curvos.

A principios de la década de los sesenta, el metalúrgico Buehler desarrolló una aleación de Níquel y Titanio en el Laboratorio Naval de Municiones (Silver Spring, Maryland, EE.UU.) y utilizó las propiedades termodinámicas de esta aleación intermetálica para producir efectos de memoria mediante un tratamiento especial controlado. Se denominó NiTiNOL por el acrónimo de los elementos que componían el material: Ni (Níquel), Ti (Titanio) y NOL (Naval Ordnance Laboratory).^{5,14}



2.2 Manufactura del NiTi

Aunque las primeras limas de Níquel-Titanio se fabricaron con alambre de ortodoncia, la composición y el procesamiento metalúrgico del Níquel-Titanio se ha adaptado para su uso en endodoncia. La fórmula química específica de NiTi y sus métodos de procesamiento están bien documentados y desarrollados principalmente a través de la experimentación y errores. La producción de lingotes de NiTi es compleja y requiere el uso de vacío. Hay muy pocos centros capaces de producir varillas de NiTi. Quality Dental Products (QDP) USA ha comercializado varias formulaciones de NiTiNOL dependiendo de la combinación deseada de flexibilidad y resistencia a la fractura. Cada tamaño de archivo utiliza una combinación diferente, como una fórmula más estricta para el tamaño más pequeño y una fórmula más flexible para los tamaños más grandes.

Para mantener las propiedades pseudoelásticas/hiperelásticas del NiTi, podemos concluir que la composición de la aleación oscila entre un 55 % de Ni y un 45 % de Ti en peso. En 1991, QDP realizó un análisis elemental de barras de Níquel-Titanio de calibre 0,40 utilizadas para fabricar limas QDP NiTi K (calibre 50, 55 y 60). El análisis mostró una composición de 58,01% de Níquel y 41,9% de Titanio.¹⁵

Se caracteriza por tener mayor flexibilidad que los instrumentos de acero inoxidable, ya sean manuales o rotatorios, esto se debe a su capacidad de súper elasticidad y memoria de forma, las cuales son aprovechadas para mantener la posición original del foramen apical, en conductos curvos, así como reducir otros errores causados por transportaciones.^{16,17}

Propiedades del NiTi. Los avances tecnológicos han integrado la metalurgia a la endodoncia para producir instrumentos rotatorios superelásticos, más flexibles y resistentes a la fractura y a la deformación plástica. Además de sus propiedades físicas,



las limas de Níquel-Titanio presentan una buena biocompatibilidad, una elevada resistencia a la corrosión y a la torsión, que no cambia con la esterilización.¹⁵

Civjan fue el primero en proponer el uso de Níquel-Titanio en la década de 1970 para proporcionar una mayor flexibilidad y resistencia a la torsión de los instrumentos de endodoncia en comparación con las limas de acero inoxidable; estas propiedades están destinadas a reducir los errores debidos a la rigidez del acero inoxidable, p. transporte, peldaños y riesgo de perforación.¹⁸

Posteriormente, el uso de Níquel-Titanio en herramientas manuales y la evidencia científica positiva en torno a su uso llevaron al desarrollo de esta tecnología. Acelera la preparación del conducto radicular en comparación con las limas mecanizadas. La introducción de aleaciones de Níquel-Titanio en la fabricación de limas endodónticas condujo a una nueva generación de limas motorizadas que dan forma a los avances actuales en endodoncia al mejorar la instrumentación y reducir el tiempo de trabajo, la fatiga y el estrés del operador.¹⁹

Actualmente, el mercado profesional ofrece constantemente nuevas alternativas a las herramientas mecanizadas, que son ligeramente diferentes en diseño y fabricación, con diferentes características en forma transversal, conicidad y ángulo de corte según cada empresa comercial, para garantizar una mayor flexibilidad y construcción de conicidad. Rápido y eficiente. De esta forma, las propiedades super elásticas a base de Níquel-Titanio pueden conservar la forma original del conducto radicular, marcando una revolución en la endodoncia con estos instrumentos. Sin embargo, a pesar de estas ventajas, todavía surgen problemas que dificultan el éxito de la endodoncia. Estos problemas surgen de la responsabilidad del operador que no hace una elección efectiva entre los diversos casos mecanizados en el mercado para manejar su caso.



Los endodoncistas deben tener un conocimiento detallado de todos los aspectos relacionados con los instrumentos mecanizados para optimizar su uso y evitar errores y mal funcionamiento durante la operación, uno de los cuales es la fractura.

A pesar de las características anteriores, uno de los riesgos del uso de herramientas mecanizadas es la fractura, que puede ser causada por esfuerzos de torsión o fatiga cíclica. Cuando se produce una fractura por torsión la herramienta gira en el canal y, a medida que continúa el movimiento de rotación, el canal se atasca en la pared del canal, lo que hace que la lima alcance su límite elástico. La fractura por fatiga cíclica o flexión es causada por aspectos relacionados con la anatomía del diente, particularmente conductos radiculares curvos, que someten al instrumento a ciclos de tensión y compresión más allá de su punto máximo de flexión, resultando en fractura.

Resistencia a la Fatiga Cíclica y Flexión. La fatiga cíclica disminuye con la amplitud de la tensión de tracción máxima en la superficie del instrumento que se produce en el punto de flexión máxima durante la formación del conducto. Esta amplitud aumenta con el incremento del diámetro, los instrumentos más pequeños con una conicidad pequeña tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica y en estos casos el movimiento alternativo tiene mayor resistencia comparado con el movimiento rotacional continuo.¹⁹

La fatiga de flexión es producto del módulo elástico de la aleación. Es la característica de superelasticidad que tienen los instrumentos al someterse a tensiones mecánicas causadas por curvaturas o fricción con la dentina durante el procedimiento endodóntico.¹⁸

La pseudoelasticidad y la memoria de forma dependen de la temperatura y del esfuerzo



Al hablar de la deformación elástica nos referimos a la deformación que sufre el instrumento por la tensión aplicada, pero sin pasar su límite plástico, lo que le permite a la lima un retorno a su forma anterior.⁵

Cuando se apreció la deformación plástica de las espiras de corte al doblar instrumentos a 90°, las fuerzas necesarias para doblar la lima a 45° disminuyeron un 50% con el NiTi. Las propiedades térmicas durante la fabricación de los instrumentos pueden aprovecharse para modificar sus cualidades, entre ellas la flexibilidad.¹⁷

Un alto porcentaje de instrumentos en etapa martensítica a temperatura ambiente, aumenta la flexibilidad de las limas y mejora en cuanto a la resistencia a la fatiga cíclica. Muchos son los factores que pueden influir en la resistencia a la fatiga cíclica por flexión, entre ellos: la conicidad, diseño transversal, y el tipo de aleación.¹⁶

Superelasticidad. Se define como la capacidad que tiene la aleación para almacenar tensiones de deformación hasta el 8% sin sufrir una deformación plástica, permaneciendo dentro de su límite elástico, esto debido a la creación de una fase inducida por tensión.¹⁷

A temperatura ambiente puede dividirse en cuatro etapas: La primera etapa es la deformación elástica de la austenita (fase cristalina NiTi a temperatura ambiente). La segunda etapa es la transformación de la martensita inducida por la tensión. La tercera etapa es la deformación elástica de la martensita. La deformación plástica de la martensita, en cualquier caso, el instrumento hasta la tercera etapa puede recuperar su forma original sin deformación permanente.¹⁸

La deformación plástica se caracteriza por la capacidad de deformarse permanentemente sin fracturarse.^{19,20}



Control de Memoria. La memoria de forma es la capacidad de formar enlaces de electrones enérgicos, fuertes y direccionales que atraen a los átomos desplazados de regreso a su posición original.²¹

Ventajas en el uso de instrumentos rotatorios de NiTi.

1. Reducir el tiempo de tratamiento de endodoncia. Los métodos instrumentales que utilizan sistemas manuales requieren más herramientas y un mayor tiempo de operación. Por el contrario, la mayor eficiencia de corte de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio y el uso de instrumentos de mayor conicidad permiten a los médicos mejorar estos parámetros endodónticos.^{22,23}

2. Simplificación de los procedimientos durante la instrumentación. Las propiedades especiales del instrumento NiTi permiten una simplificación significativa de la técnica del instrumento en comparación con los pasos de procedimiento habituales realizados con técnicas manuales ^{24,25}

Debido a que los instrumentos rotatorios tienen mejores propiedades mecánicas que los instrumentos manuales, los conductos radiculares se pueden modelar siguiendo su trayectoria original sin cambiar su anatomía original ^{26,27}

Tratamientos más predecibles y eficaces. La superelasticidad de las aleaciones de NiTi garantiza que los instrumentos de endodoncia con una mayor conicidad se puedan utilizar sin riesgo de fractura por flexión excesiva o fatiga cíclica, mejorando así la forma del conducto radicular y, por lo tanto, la oclusión del conducto radicular. Por todas estas razones, la tasa de éxito endodóntico con instrumentos rotatorios NiTi es significativamente mayor que con instrumentos manuales ²⁸



Aleación de NiTi. Los endodoncistas y fabricantes consideran que el NiTiNOL es el material de elección para la producción de instrumentos endodónticos rotatorios, principalmente debido a las propiedades inherentes del material.

El NiTiNOL fue descubierto en 1959 por William J. Buehler, un metalúrgico estadounidense del Laboratorio de Regulación Naval, fusionó 55 % de níquel con 45 % de titanio para crear una aleación con superelasticidad y propiedades de memoria de forma. También se espera su uso en el campo de la medicina, especialmente en ortodoncia y endodoncia ^{29,30}

El éxito de las aleaciones de NiTi radica en sus propiedades biológicas y mecánicas, que hacen que las aleaciones de NiTi sean únicas y especialmente adecuadas para la producción de instrumentos rotatorios endodónticos: biocompatibilidad ³¹ resistencia a la corrosión ³² efecto memoria de forma y superelasticidad.

Las dos últimas propiedades juegan un papel clave en la determinación de las propiedades mecánicas de las limas rotativas de NiTi. El primero es el efecto de memoria de forma, que permite que la lima de NiTi "recuerde" una determinada forma y la restaure a su forma original cuando se calienta debido a una transición de fase entre dos fases cristalinas: Fase α (granel) es estable por debajo de cierta temperatura crítica. y estable por encima de la temperatura crítica de la fase austenita. La otra es la superductibilidad, por la cual las aleaciones de NiTi pueden deformarse reversiblemente a tensiones muy altas (hasta un 8 %) cuando se someten a tensión mecánica, produciendo una fase inducida por tensión llamada martensita inducida por tensión (SIM). Sin embargo, cuando se retira la carga, la nueva SIM se vuelve inestable y el NiTi vuelve a su forma original ³³



2.3 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Titanio Níquel

Las aleaciones de Titanio generan fase líquida en la sinterización ya que su estudio y conocimiento son importantes por la posibilidad que ofrecen de aumentar la densificación final y disminución de la porosidad.

La sinterización en estado sólido exige un tiempo prolongado para llegar a una estructura homogénea, aunque podría prevenir la formación de poros grandes debido al efecto de capilaridad. Por otra parte, la presencia de una fase líquida proporciona una mayor homogenización en el mismo o incluso en menos tiempo.

Por lo tanto la sinterización transcurre en dos etapas y es una alternativa interesante para lograr una buena homogenización y una mejor densificación en intermetálicos. Con el fin de prevenir que las piezas sufran deformaciones y preservar la forma diseñada, se debe controlar la tasa de calentamiento y utilizar temperaturas de sinterización tanto para la primera como la segunda etapa muy cercanas a aquella del eutéctico más bajo.

La sinterización en fase líquida tiene lugar cuando, durante en la etapa de sinterización, aparece una fase líquida que coexiste con las partículas sólidas. La presencia de esta fase líquida acelera los procesos de transferencia de masa y además puede actuar como vehículo para distribuir homogéneamente los elementos de aleación. En la mayoría de los casos se utiliza una mezcla de polvos de diferente composición química, de manera que el líquido puede aparecer como consecuencia de la fusión de uno de los componentes de la mezcla o de la formación de un eutéctico en los puntos de contacto entre ambos. Alternativamente a la mezcla de polvos, puede utilizarse un único polvo prealeado que durante la sinterización se calienta a una temperatura intermedia



entre la de solidus y la de liquidus dando lugar a una fusión parcial (sinterización supersólidos).

La fase líquida puede estar presente durante toda la etapa de sinterización (fase líquida permanente) ó solo durante un determinado periodo de tiempo (fase líquida transitoria), dependiendo de la solubilidad entre líquido y las partículas sólidas. En sistemas no miscibles la fase líquida será siempre permanente, sin embargo, cuando exista solubilidad entre el sólido y el líquido, se podrá formar una fase líquida permanente ó transitoria en función de si la cantidad disponible de ésta excede ó no los límites de solubilidad. Pero además de la termodinámica, los aspectos cinéticos también juegan un papel importante. En casos de solubilidad mutua podría darse incluso una sinterización en ausencia de fase líquida si la velocidad de calentamiento es lo suficientemente baja.

En el caso típico de que la fase líquida moje a la fase sólida y además haya un cierto grado de solubilidad entre ambas fases, el proceso tendrá lugar en tres etapas [45,46]. En primer lugar el líquido formado se extiende sobre la superficie de las partículas sólidas disolviendo los contactos entre partículas e induciendo un reapilamiento debido a las fuerzas capilares en el interior del líquido que favorece la densificación. A este proceso se solapa el de la siguiente etapa, la de solución reprecipitación, que es consecuencia de la solubilidad entre ambas fases, y que contribuye a acelerar los fenómenos de difusión en masa. Y una vez que la fase líquida desaparece, los procesos de difusión en estado sólido son los responsables de la densificación final.

Como ya se ha comentado para obtener la homogenización de una microestructura mediante un proceso de difusión en estado sólido requiere de un tiempo de sinterización largo, por lo que la introducción de una fase líquida acelera esa homogenización. Esto se logra por el aumento de la cinética en el transporte de masa al disolverse el sólido

en el líquido. Sin embargo, en el caso de la existencia de reacciones exotérmicas entre los componentes iniciales puede originar inestabilidad dimensional del compacto.³⁴

Aleaciones de Níquel – Titanio. El Níquel es un elemento betágeno eutectoide que hace que descienda la temperatura de transformación de α a β . Dependiendo de la cantidad añadida pueden ocasionar la retención de algo de fase β a temperatura ambiente y en función del diagrama de fases generan, por tanto, la formación de nuevas fases, especialmente intermetálicos

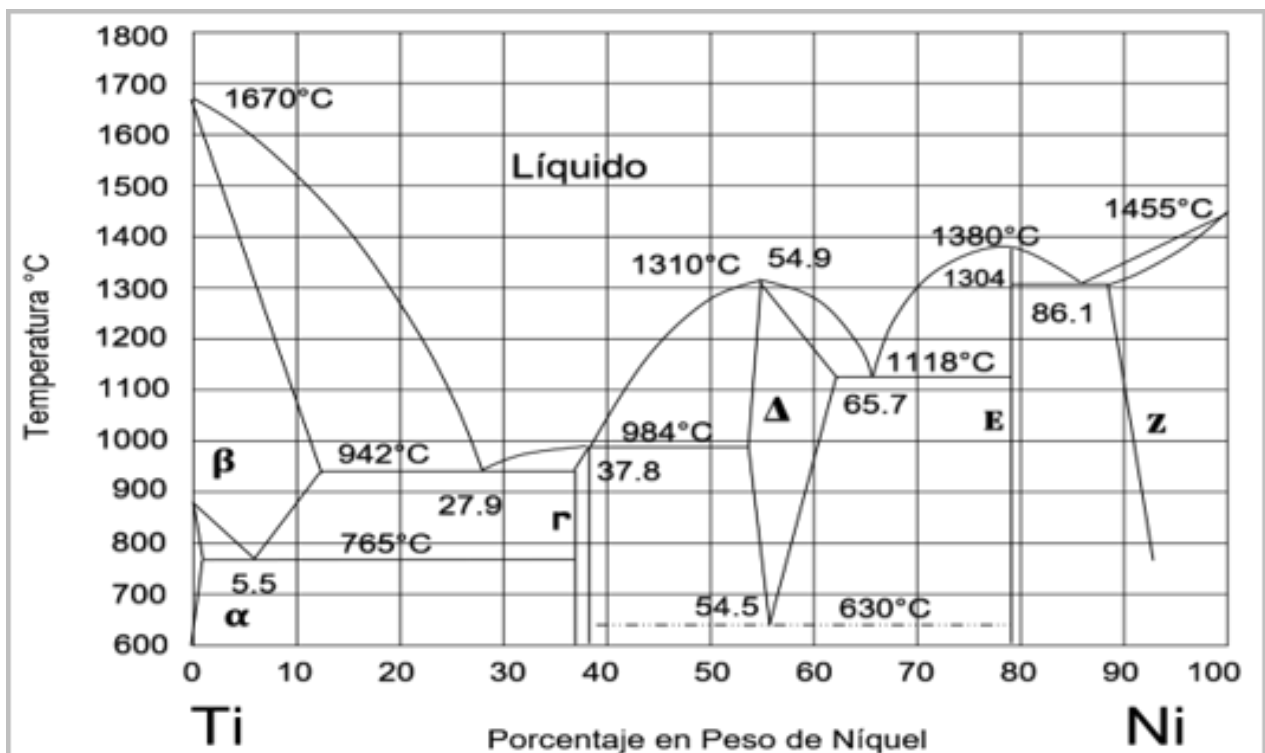


Fig.1 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio.



Estudios realizados por Liu en 2015 ³⁵ demuestran que la adición de Níquel (del 2,5-10% en peso) genera distintas respuestas en la sinterización del Titanio, con la formación de fase líquida a temperatura de sinterización y finalmente una fase líquida transitoria. Dice que la presencia de fase líquida mejora los resultados de la densidad final para distintas temperaturas de sinterización. Muestra como este sistema se beneficia de la presencia de una fase líquida persistente durante la sinterización. Comenta también la fuerte presencia de intermetálico Ti^2Ni que altera la morfología del grano a una forma más angular, aumenta la dureza y reduce la ductilidad del material. Basándose en el estudio llevado a cabo se puede confirmar que la adición de níquel es beneficiosa, obteniendo la generación de altas densidades de sinterizado (hasta ~ 99,5% del teórico).

Además, el Níquel es conocido por ser rápido difusor de titanio (Lutjering y Williams, 2007) ³³ y esto ayuda a la sinterización. Esto ha estimulado un estudio detallado sobre la respuesta de sinterización de bajo contenido en níquel en aleaciones de Ti-Ni (Panigrahi, 2007). ³⁶

Cabe señalar otro estudio sobre el compuesto equiatómico NiTi, se encuentra enmarcado dentro de uno de los conceptos más innovadores en el campo de los biomateriales, realizado por Merlo y Arenas en el 2000 ³⁷ en el que abordan la influencia de diferentes tipos de sinterización (en estado sólido, fase líquida y sinterización en dos etapas) sobre la microestructura de compuestos intermetálicos. Este compuesto intermetálico posee el efecto de memoria de forma (shape-memory effect SME) y supera a otras aleaciones en cuanto al límite de fatiga y poder de restauración. Una posible aplicación de tales propiedades está en la sustitución de ligamentos. En los últimos años se han encontrado muchas aplicaciones para estos compuestos en el desarrollo de implantes en medicina y en odontología. (como lo son las prótesis dentales superplásticas, grapas, implantes entre otros ³⁸



La sinterización de esta mezcla de polvos de NiTi presenta ciertas dificultades a la hora de conseguir una buena densidad final y homogenización de la estructura. Según investigaciones anteriores ³⁹

Estos compuestos intermetálicos se caracterizan por mantener un alto grado de porosidad y poca homogeneidad después del proceso de sinterización, que puede ser producto de distintos factores: la porosidad original en el compacto en verde, la distinta velocidad de difusión que tienen los átomos de diferentes elementos (conocido como Efecto Kirkendall) y la densificación del material sinterizado que se relaciona, entre otras cosas, con el efecto de capilaridad que ocurre al formarse la fase líquida.

Para obtener la homogenización de una microestructura mediante un proceso de difusión en estado sólido requiere de un tiempo de sinterización largo, por lo que la introducción de una fase líquida acelera esa homogenización. Esto se logra por el aumento de la cinética en el transporte de masa al disolverse el sólido en el líquido; sin embargo, en el caso de estos sistemas la existencia de reacciones exotérmicas entre los componentes iniciales puede originar inestabilidad dimensional del compacto.

La aleación Equiatómica de NiTi contiene cantidades similares de átomos de níquel y titanio (55 % de Níquel y 45 % de Titanio) y puede existir en tres fases microestructurales: austenita, martensita y la fase R. A una temperatura alta, la austenita se denomina fase madre, la martensita a una temperatura baja se denomina fase hija, y ambas son las principales estructuras cristalinas de la aleación de NiTi. La estructura cristalina de la red se puede cambiar por la temperatura y el estrés. La temperatura de transformación de austenita a martensita es de 16 a 31 °C, lo que indica que la aleación de NiTi convencional existe principalmente en forma de austenita a temperatura ambiente y corporal. La pseudomartensita se puede formar en un rango muy pequeño de rango de temperatura, y su módulo de Young de pseudomartensita es



más bajo que el de la austenita, que también se denomina fase R. La aleación de NiTi en fase R sería flexible. Cuando se calienta la temperatura, la martensita puede volver a austenita. La aleación de NiTi en estado austénico es relativamente rígida y tiene memoria de forma, y en la fase martensítica es flexible y dúctil y se puede deformar fácilmente. La estructura de fase gemela de la martensita se caracteriza por la absorción de energía y un efecto amortiguador, que puede hacer que la aleación de NiTi resista la fatiga y pierda la memoria del metal.⁴⁰

2.4 Defectos de Manufactura en la Superficie de los Instrumentos NiTi

Las irregularidades y los defectos en los instrumentos de endodoncia de NiTi que se originan en el proceso de fabricación pueden provocar el colapso estructural y la fractura de estos instrumentos durante el tratamiento. Para evaluar la causa del desgaste y la fractura de los instrumentos, así como el aumento de la incidencia de fracturas, se han utilizado métodos destructivos y no destructivos para el análisis de superficies y estructuras internas de instrumentos de NiTi nuevos y usados.

Los fabricantes utilizan alambre grueso trabajado en frío, lo que aumenta la incidencia de defectos superficiales. Permite la eliminación electroquímica controlada del material superficial, lo que da como resultado una superficie más lisa y brillante. Elimina las irregularidades de la superficie, las grietas, las tensiones residuales causadas por el preafilado y mejora la eficacia del corte y la resistencia a la corrosión.²⁴

Algunos de los defectos superficiales son: Cráteres, microfisuras y fallas en el pulido en las superficies cortantes. Ya que el acabado superficial no se le da tanta atención al momento de analizar los instrumentos, hay que considerar que la ausencia de un pulimiento físico o químico superficial hará que se presenten áreas de desgaste irregular, las que facilitarían la fractura del instrumento.²²

2.4.1 Cráteres

Es un hundimiento o una concavidad que suele tener forma circular.

Es cuando la corrosión de una variedad extremadamente localizada provoca pequeñas perforaciones en el sustrato de la aleación.^{41,42}

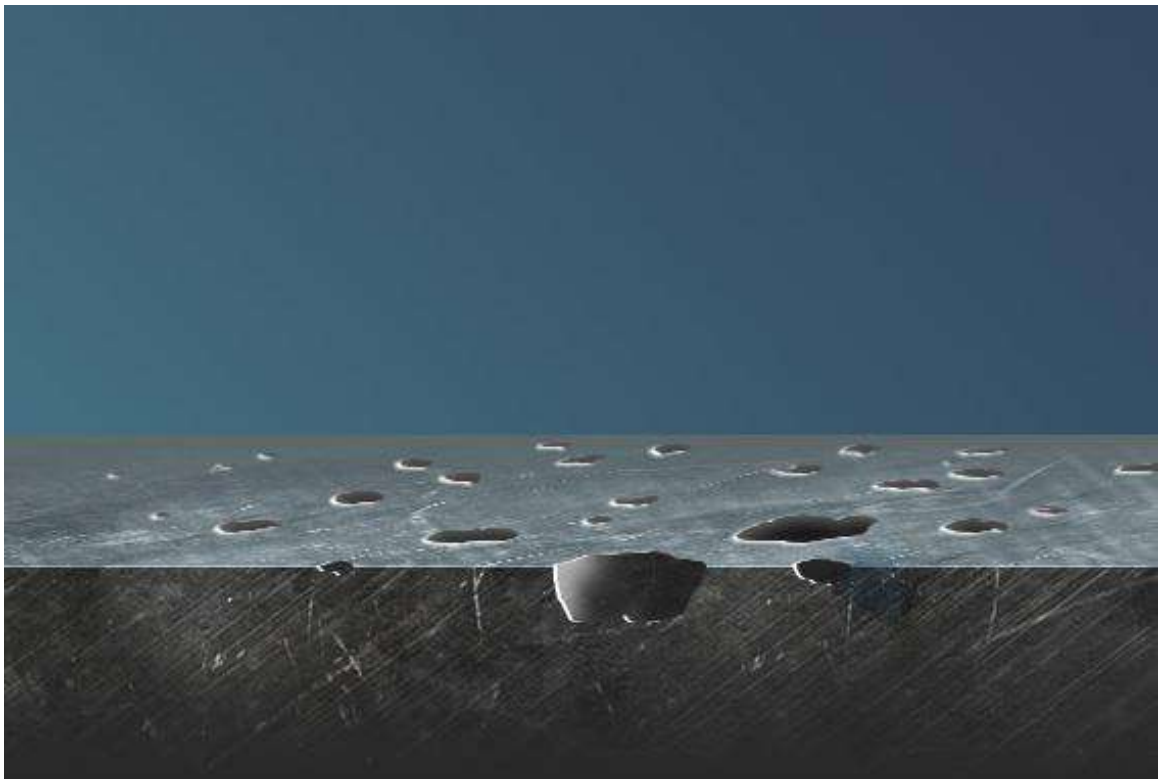


Fig. 2 Cráteres identificados en superficies metálicas. (tomada de: <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.)

2.4.2 Mermas

La materia prima tiene un desperdicio al manufacturar el producto terminado. Es un defecto de fabricación que corta la superficie causando una fina lámina que sobresale. ^{41,42}



Fig. 3 Mermas identificadas en superficies metálicas. (tomada de: <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.)

2.4.3 Porosidad

La porosidad o fracción de huecos es una medida de espacios vacíos en un material, y es una fracción del volumen de huecos sobre el volumen total, entre 0-1, o como un porcentaje entre 0-100 %. El término se utiliza en varios campos, incluyendo farmacia, cerámica, metalurgia, materiales, fabricación, ciencias de la tierra, mecánicas de suelos e ingeniería. ⁴¹

La porosidad es un defecto que se genera cuando se liberan gases que son absorbidos por el metal fundido. A medida que el metal se enfría, los gases se liberan del metal, formando poros. Pueden ser: Visibles (1) o No visibles (2) a la superficie.

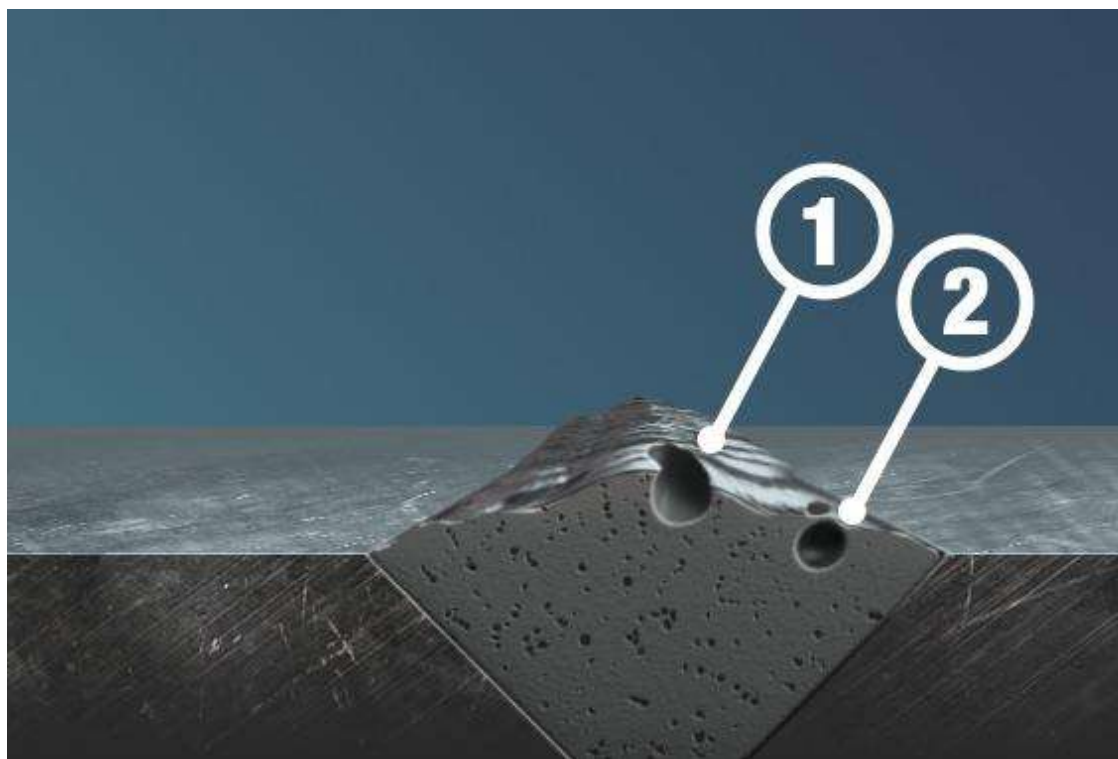


Fig. 4 Porosidad identificada en superficie metálica. (tomada de: <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.)

Los poros presentan diferentes propiedades entre ellos, las más importantes son su forma y tamaño, su localización, su conectividad y sus propiedades químicas relacionadas con la superficie.

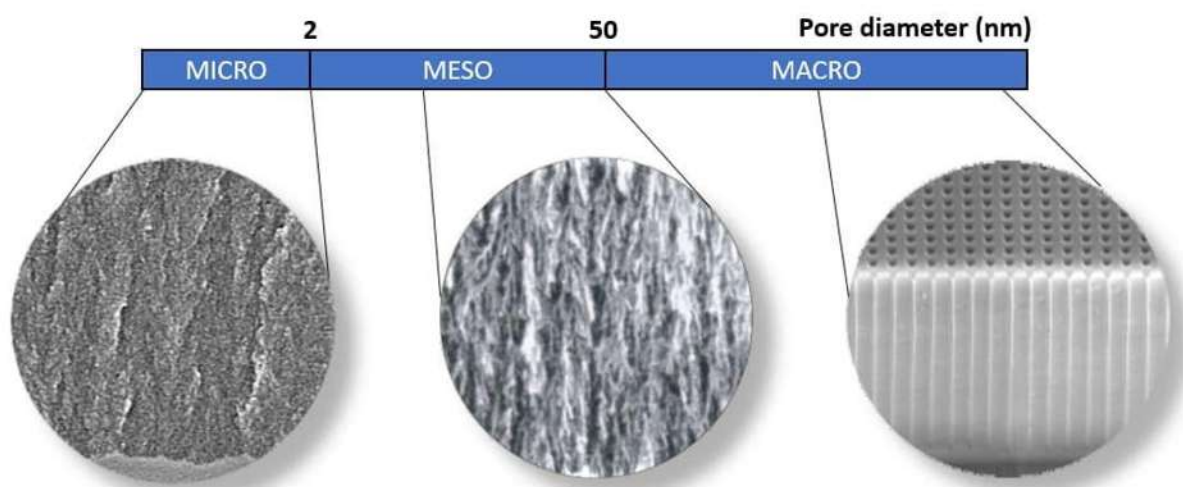


Fig. 5 Forma y tamaño de porosidad en superficies metálicas. (tomada de: <https://www.radver.com/articulos-fundicion-metales>)

2.4.4 Grietas

Es un defecto de temple común, que se debe a muchas razones. Dado que los defectos del tratamiento térmico comienzan con el diseño del producto, el trabajo de prevenir las grietas debe comenzar con el diseño del producto. Es necesario seleccionar correctamente los materiales, realizar razonablemente el diseño estructural, presentar los requisitos técnicos apropiados para el tratamiento térmico, organizar adecuadamente la ruta del proceso y seleccionar una temperatura de calentamiento, tiempo de retención, medio de calentamiento, medio de enfriamiento, método de enfriamiento y modo de operación razonables.

El carbono es un factor importante que afecta la tendencia al agrietamiento por enfriamiento. Con el aumento del contenido de carbono, el punto M_s disminuye y aumenta la tendencia al agrietamiento por enfriamiento. Por lo tanto, bajo la condición de cumplir propiedades básicas como dureza y resistencia, se debe seleccionar un contenido de carbono más bajo en la medida de lo posible para asegurar que no sea fácil de agrietar.



Fig. 6 Grieta identificada en superficie metálica. (tomada de: <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.)

2.4.5 Rugosidad (Acabado de superficie)

Es el conjunto de irregularidades que posee una superficie. La mayor o menor rugosidad de una superficie depende de su acabado superficial. Este, permite definir la microgeometría de las superficies para hacerlas válidas para la función para la que hayan sido realizadas. Es un proceso que, en general, habrá que realizar para corregir los errores de forma y las ondulaciones que pudiesen presentar las distintas superficies durante su proceso de fabricación (fundición, forja, laminación, etc). Para medir la rugosidad de las piezas se utilizan instrumentos electrónicos llamados rugosímetros, que miden la profundidad de la rugosidad media (R_z) y el valor de la rugosidad media (R_a) expresada en micras y muestran la lectura de la medida en una pantalla o en un documento gráfico.

Acabado superficial en sus siglas RMS, que se puede ofrecer después de un proceso de fundición. Entre menor es el número más tersura lisa se obtiene. A pesar de que no existe una norma publicada sobre los valores de RMS, si existen los parámetros que lo definen, a continuación se muestra una imagen donde se puede apreciar el rango de los valores RMS que ha publicado la sociedad Americana de Fundición. Con los acabados superficiales de 20 a 900 RMS.⁴²

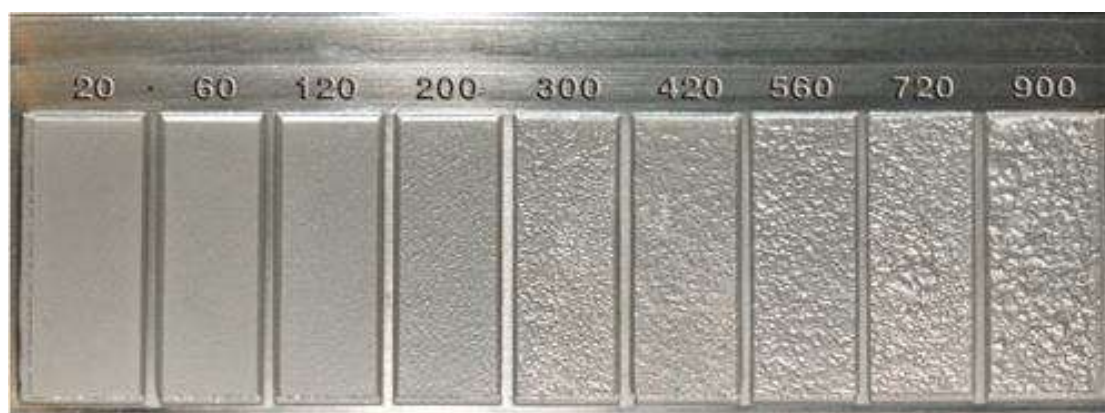


Fig. 7 Rango de valores de rugosidad en superficie metálica. (tomada de: <https://www.radver.com/articulos-fundicion-metales>)

2.4.6 Material Extraño Laminado

Es un defecto que se produce durante el proceso de fabricación en el que el material forzado queda atrapado bajo un rodillo mecánico e incrustado en la superficie de la aleación.

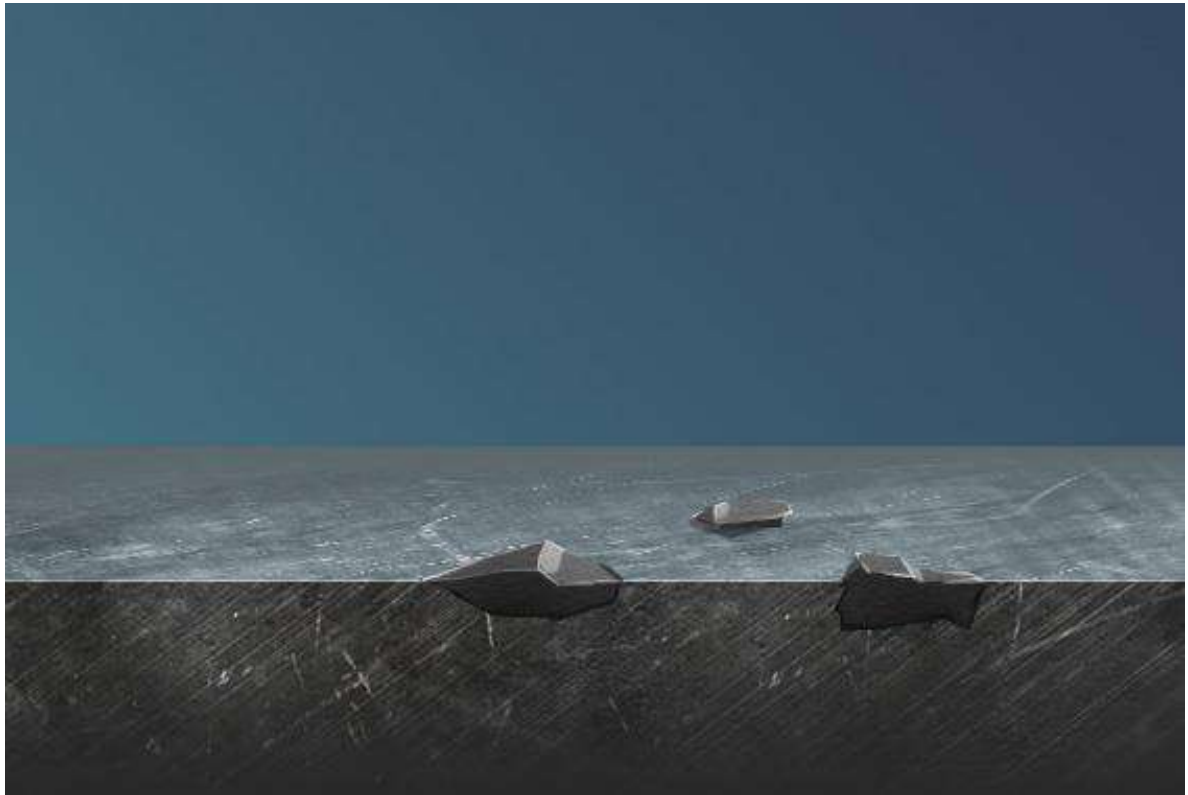


Fig. 8 Material extraño laminado en superficie metálica. (tomada de: <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.)

2.4.7 Marcas de Trefilado

Se entiende por trefilar a la operación de conformación en la reducción de sección de un alambre o varilla.

Muchas de las varillas, alambres, tubos de pared estrecha y perfiles especiales se producen mediante un trefilado en frío. Dependiendo del producto que se busque obtener, se realiza un trefilado simple, con mandril fijo o con mandril flotante.

Basándonos en una definición más exacta, el trefilado consiste en el estirado del alambre en frío. Ello se da a través de una serie determinada de pasos sucesivos, mediante hileras o trefilas de carbono de tungsteno. La reducción de sección es lo que le otorga al material una determinada acritud, lo cual favorece sustancialmente la calidad y las posibilidades de sus características mecánicas.

Beneficios del Trefilado: El proceso de trefilado en distintos materiales aporta una serie de ventajas. Estas, son propias específicamente del conformado en frío. Son las siguientes: Mayor precisión dimensional, mejor calidad superficial, aumento sustancial en la dureza, aumento sustancial en la resistencia, capacidad de producir secciones que son muy finas. ^{41,42}

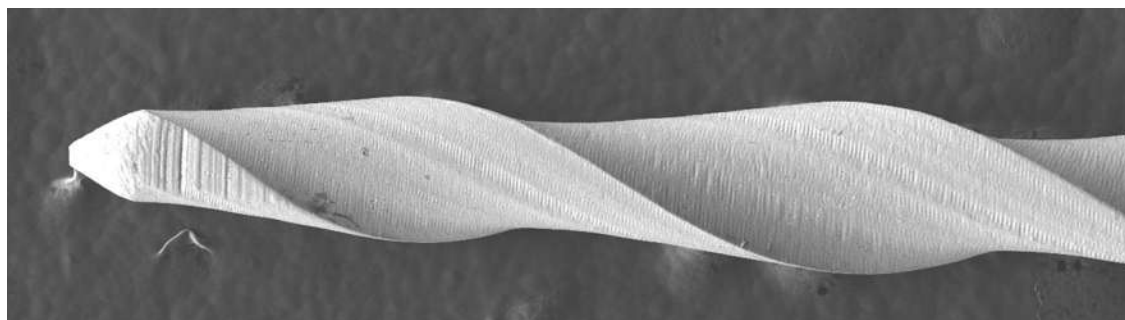


Fig. 9 Marcas de trefilado en instrumento de Níquel Titanio. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.



2.5 Fatiga Cíclica y Torsional de los Instrumentos NiTi

Las facturas de los instrumentos rotatorios de NiTiNOL surgen por diferentes causas: una de ellas es el fallo causado por la torsión y la otra es la fatiga cíclica.¹⁹

Límite Torsional. Las fracturas por torsión, se producen cuando la punta del instrumento penetra en el conducto radicular, se traba, se detiene mientras el resto de la lima sigue girando. Superando así el límite elástico y plástico del instrumento.¹⁹

Movimientos. Ha evolucionado el movimiento alternativo de rotación horizontal con diferentes ángulos asimétricos de corte de las limas de Níquel Titanio, con mayores conicidades, estos movimientos estaban reservados a limas manuales, sin embargo, posteriormente se introdujeron motores específicos.⁴³

Algunas limas de NiTi están diseñadas para motores eléctricos, que proporcionan una velocidad constante que fluctúa en velocidad constante. Otros motores también ofrecen control automático de torque, una función que permite accionar la herramienta en el sentido de las agujas del reloj y detenerla automáticamente cuando se alcanza la fuerza torsional predeterminada.¹⁴

Desde su introducción comercial a principios de la década de 1990, los instrumentos de Níquel-Titanio (NiTi) han revolucionado el proceso de instrumentación del conducto radicular en la endodoncia no quirúrgica. Las primeras marcas estaban hechas de una aleación austenítica de NiTi con propiedades superelásticas.⁴⁴

En los últimos años, muchos fabricantes introdujeron instrumentos hechos de NiTi martensítico, y algunos realmente hicieron uso de la propiedad de memoria de forma



de la aleación de NiTi. Estas variantes con tratamiento térmico se han promulgado con afirmaciones de eficiencia mejorada y mayor seguridad del instrumento.¹⁹

La separación de los instrumentos es una complicación bien reconocida de la terapia de conductos radiculares, especialmente para los instrumentos rotatorios de NiTi. Las limas de NiTi accionadas por motor pueden fallar o romperse como resultado de una sobrecarga torsional y/o fatiga cíclica.⁴⁵

La rotura por fatiga de las limas de NiTi normalmente ocurre más fácilmente en curvaturas severas y afecta a los instrumentos usados en exceso.⁴⁶

Se han publicado formas de prevenir esta complicación que incluyen el uso del abordaje “corona abajo”, tener un acceso en línea recta, uso único de las limas, evitar su uso en canales severamente curvados y desechar los instrumentos una vez que muestran signos de deformación.⁴⁷

2.6 E-FLEX BLUE®

Son instrumentos de Tecnología de Tratamiento Térmico Blue (azul), su Ni-Ti cuenta con efecto térmico de memoria dando mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica para garantizar tratamientos más seguros.

Proporciona una fuerza superior mientras se mantiene la flexibilidad para pasar todos los conductos. Cuenta con un filo de corte agudo que mejora la eficiencia.

Punta (batt) segura sin corte que reduce la formación de escalón y extrusión apical y minimiza la desviación del conducto.

Conicidad gradual que aumenta gradualmente desde la punta hasta el mango para evitar succión y bloque ⁴⁸

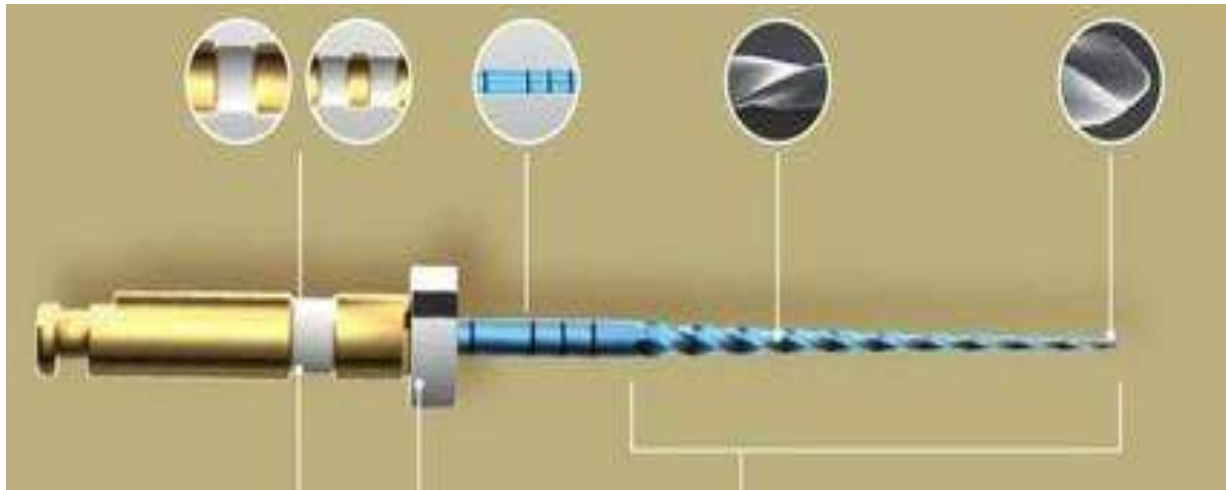


Fig. 10 Diseño del instrumento E-Flex Blue®
(tomada de: <https://www.eightteeth.com/Endo-File/>)

2.7 E-FLEX ONE®

Una sola lima con eficiencia superior.

Cuenta con Tratamiento Térmico Blue (azul) garantizando mayor flexibilidad y seguridad.

Color de estandarización ISO en el mango.

Presenta un cambio de inclinación que aumenta gradualmente desde la punta hasta el mango para evitar succión y bloqueo

Ni Ti con efecto térmico de memoria que mejora la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica para garantizar tratamientos seguros.

Cuenta con un filo de corte agudo que mejora la eficiencia de corte.

Sección transversal en doble S para eliminación eficiente de residuos.

Punta (batt) segura sin corte que reduce la formación de escalón y extrusión apical y minimiza la desviación del conducto. ⁴⁸

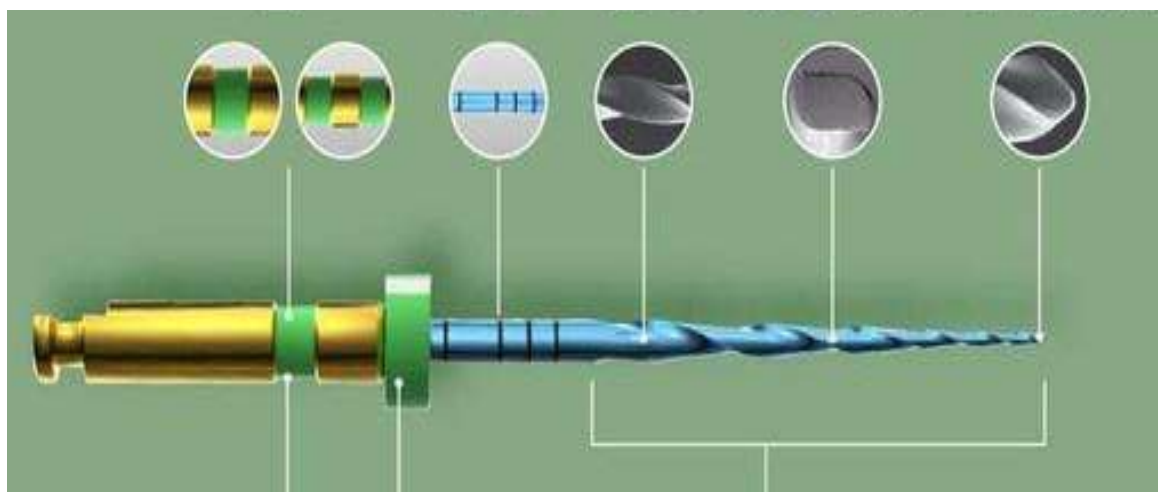


Fig. 11 Diseño del instrumento E-Flex One®
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

2.8 E-FLEX EDGE®

NiTi con efecto térmico de memoria que mejora la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica para garantizar tratamientos seguros.

Sistema de una sola lima con eficiencia de corte superior, cuenta con un semi lado plano como característica especial, dando más espacio para bypass y eliminar residuos disminuyendo significativamente el efecto de atornillado.

Sistema estandarizado ISO indicando la conicidad en el mango.

Aumenta gradualmente desde la punta hasta el mango para evitar succión y bloqueo

Punta (batt) segura sin corte que reduce la formación de escalón y extrusión apical y minimiza la desviación del conducto. ⁴⁸

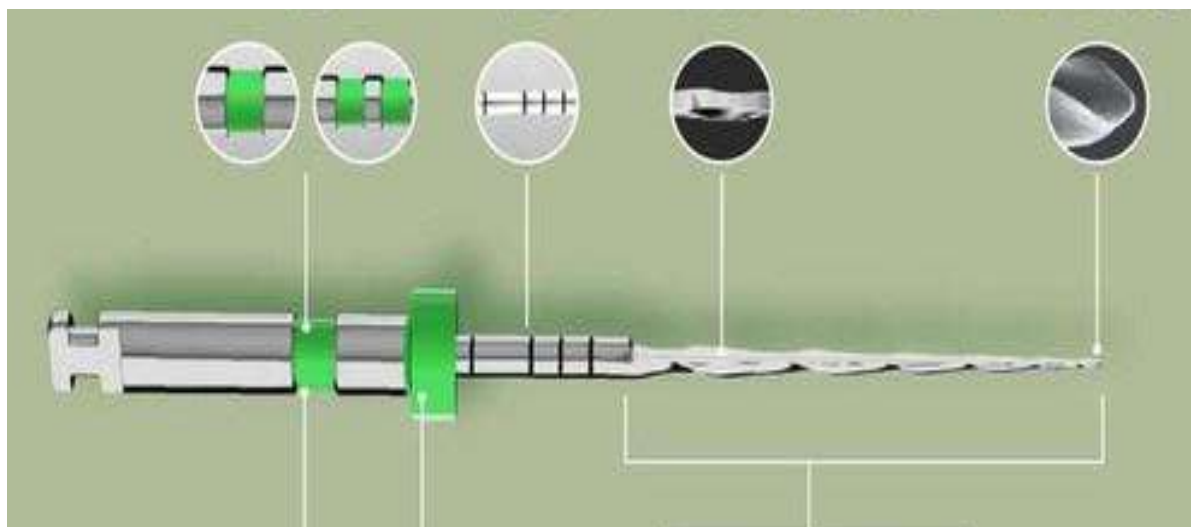


Fig. 12 Diseño del instrumento E-Flex Edge®
(tomada de: <https://www.eightteeth.com/Endo-File/>)



3.- ANTECEDENTES

Muchas limas endodónticas de NiTi impulsadas por motor han sido herramientas indispensables y eficaces para limpiar y dar forma a los conductos radiculares para los profesionales, es importante conocer la fase cristalina, el diseño de la parte de corte y los tipos de separación, el diseño geométrico, tratamiento superficial de fabricación como electropulido, tratamiento térmico y la metalurgia de los instrumentos antes de su utilización en pacientes, en la práctica clínica, se debe seleccionar un sistema adecuado según la anatomía del conducto radicular, las características del instrumento y la experiencia de los operadores.

Además del mantenimiento de la anatomía del canal y de tener un pequeño riesgo de fractura, las limas de endodoncia deben ser efectivas para la remoción de dentina. Por lo tanto, también se deben considerar parámetros como la masa y el diseño de la sección transversal, el ángulo helicoidal y de inclinación, el número y la profundidad de las estrías y el diseño de la punta. Además, las irregularidades en la superficie de los instrumentos pueden provocar fracturas durante el uso clínico, debido a las grietas que se inician a partir de defectos superficiales. Es importante destacar que las fracturas pueden ocurrir sin ningún defecto visible o deformación previa.

La evaluación concomitante de la superficie y el núcleo de los instrumentos (análisis estructural) utilizando metodologías existentes requiere que la muestra sea destruida. Por lo tanto, no se puede utilizar un solo instrumento y, en consecuencia, existe el riesgo de sesgo.

Hanan AR y cols. en el 2015 publican un artículo en relación a la presencia de desechos, defectos y deformaciones de los instrumentos alternativos endodónticos antes y después de la preparación químico-mecánica (MCP) se analizó mediante microscopía



electrónica de barrido (SEM). Los siguientes 26 instrumentos se dividieron en 2 grupos: Waveone (n=13) y Reciproc (n=13) y se examinaron mediante SEM (aumento de 150x) antes de la preparación del canal a 2 y 4 mm de la punta. Los instrumentos se utilizaron en la preparación de conductos radiculares mesiales de 26 molares mandibulares permanentes humanos extraídos.

A continuación, los instrumentos se lavaron en un baño de ultrasonidos y se sometieron a un nuevo análisis microscópico de residuos y deformaciones mediante una puntuación que utilizó como criterio la presencia o ausencia de bordes irregulares, surcos, microcavidades y rebabas. Tras el análisis SEM y con las puntuaciones de los examinadores, los datos recolectados fueron sometidos a análisis estadístico descriptivo mediante la prueba de Kruskal-Wallis y Mann Whitney al 5% de nivel de significación.

Todos los instrumentos examinados presentaron residuos antes y después de su uso. Se encontró una diferencia estadísticamente significativa para defectos y deformaciones entre los grupos ($p < 0,05$). La presencia de defectos y deformidades fue mayor en los instrumentos WaveOne, y los instrumentos Reciproc presentaron menor índice.⁴⁹.

Alapati en el 2003 mencionan en una publicación que las apariencias de las secciones de la punta de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio ProFile 0.04 taper y Lightspeed de 25 mm de largo, tamaño ISO 25, se compararon con un microscopio electrónico de barrido en la condición en que se recibieron y después de uno, tres y seis usos clínicos simulados. para preparar canales mesiales de molares mandibulares extraídos.



Para los instrumentos ProFile usados, hubo algo de aplanamiento del rollo de material característico y un desgaste aparente menor en los bordes de las flautas, pero hubo pocos cambios en las regiones de la punta de los instrumentos Lightspeed usados.

Los depósitos en las superficies de los instrumentos se atribuyeron a los procesos de fabricación y la preparación in vitro de los conductos radiculares en los dientes extraídos.⁵⁰

Arantes y cols. en el 2014 publican que se evaluó el análisis SEM de instrumentos de endodoncia de un sistema rotatorio de Ni-Ti, antes y después de su uso, considerando sus defectos y deformaciones. Veinte instrumentos Twisted File®, BioRaCe®, Mtwo® y EndoWave® se micrografiaron con un aumento de 190x. Las limas fueron lavadas y micrografiadas nuevamente para observar alteraciones en cuanto a la presencia o ausencia de bordes irregulares, surcos, microcavidades y raspaduras.

Se realizaron preparaciones de conductos radiculares simulados utilizando estos instrumentos. Los instrumentos se limpiaron y recibieron un análisis microscópico después de cinco usos. Después del análisis, las pruebas se probaron utilizando la prueba exacta de Fisher y Kappa para evaluar la concordancia entre los examinadores. Hubo diferencia estadísticamente significativa con respecto a las deformaciones entre Twisted File® y otros instrumentos ($p < 0,05$). No hubo diferencia estadísticamente significativa en las cepas entre los otros grupos ($p > 0,05$).

Todos los instrumentos Twisted File® mostraron los mismos defectos; sin embargo, los daños fueron menores que los encontrados en BioRace® y Mtwo®. El Endowave® no mostró los mismos defectos.



De acuerdo con los datos concluimos que la presencia de defectos fue mayor en los instrumentos Twisted File® que los instrumentos marca BioRace® Mtwo®, la tasa de defectos fue menor y los instrumentos Endowave® no presentaron defectos. En cuanto a la presencia de desgaste después de cinco usos entre los grupos, todos los instrumentos presentaron cambios en sus cuchillas de corte. El Endowave® no mostró los mismos defectos.

De acuerdo con los datos concluimos que la presencia de defectos fue mayor en los instrumentos Twisted File® que los instrumentos marca BioRace® Mtwo®, la tasa de defectos fue menor y los instrumentos Endowave® no presentaron defectos. En cuanto a la presencia de desgaste después de cinco usos entre los grupos, todos los instrumentos presentaron cambios en sus cuchillas de corte. El Endowave® no mostró los mismos defectos.⁵⁰

Zafar y cols. en el 2020 publica un artículo que indicaba como objetivos de un estudio: Evaluar la rugosidad de la superficie (SR) de varios instrumentos endodónticos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) (ProTaper Next [PTN], WaveOne Gold [WOG] y ProTaper Gold [PTG]) antes y después de la instrumentación del conducto radicular. Materiales y métodos: Para cada tipo (PTN, WOG y PTG), la instrumentación endodóntica se realizó utilizando conductos radiculares mesiales curvos (curvatura: 20-40 grados) de molares mandibulares extraídos después de determinar la longitud de trabajo.

Cada lima de NiTi se limpió y esterilizó después de la preparación de cuatro conductos radiculares y se caracterizaron las propiedades de la superficie antes y después de la instrumentación endodóntica utilizando un perfilador de superficie tridimensional de



modo de contacto. Los datos se analizaron estadísticamente utilizando el paquete estadístico para las ciencias sociales para los parámetros SR, incluido el valor promedio de rugosidad de la superficie (S_a), la raíz cuadrática media de la rugosidad (S_q) y la altura de pico a valle (S_z).

Resultados: La evaluación previa a la instrumentación reveló una diferencia significativa para las tres variables SR ($p < 0,05$) para la hoja de corte y el área de la flauta. Los instrumentos WOG mostraron los valores más altos de SR ($p = 0,000$). La evaluación posterior a la instrumentación reveló diferencias significativas en los valores de SR en la hoja y la flauta entre los tres grupos ($p < 0,05$), con WOG y PTG exhibiendo los valores más altos en las secciones de la hoja y la flauta, respectivamente. Conclusiones: Los parámetros de SR de las limas de NiTi PTN, WOG y PTG intactas varían y eso aumentó después de la instrumentación endodóntica.⁵¹

Leroy y cols. en el 2014 nos dice que la fabricación de aleaciones de NiTi por maquinado en limas endodónticas promueve el endurecimiento por trabajo, cuyos defectos contribuyen a la degradación de las propiedades mecánicas de estas aleaciones. El trabajo en frío y los tratamientos térmicos son variables importantes a controlar durante la fabricación de productos de limas endodónticas. En superelasticidad en ciclos repetidos, la reorientación de la martensita bajo estrés conduce a una acumulación gradual de defectos.

Podría esperarse que estas dislocaciones se generen en la interfase entre diferentes colonias de martensita. Una mayor densidad de dislocaciones influye en los procesos de reorientación y crecimiento de grietas: las limas se vuelven quebradizas. El fenómeno de la fatiga cíclica repetida del metal, causada por las curvaturas del canal, puede ser el factor más importante en la separación del instrumental.



Se podrían adelantar algunas sugerencias para mejorar la vida útil de las limas de endodoncia:

- Aplicar algunos tratamientos térmicos (recuperación) antes del mecanizado para disminuir el endurecimiento por trabajo de la aleación
- Elija las condiciones de mecanizado adaptadas a este NiTi SMA
- El fabricante podría utilizar un procedimiento de electropulido para reducir el daño del mecanizado en la superficie de la lima.⁵²

Ferreira y cols. en el 2003. publican un artículo que describían, Objetivos: Los objetivos del presente estudio fueron examinar las topografías superficiales de limas intactas de níquel-titanio HyFlex CM y HyFlex EDM y comparar las alteraciones en las topografías superficiales de estas limas después de la preparación del conducto radicular de conductos de molares severamente curvados. Métodos: En el presente estudio se incluyeron ocho limas HyFlex CM (25/0,08) y 8 HyFlex EDM (25/0,08). En total, se prepararon con HyFlex CM y EDM (n = 32 en cada grupo) 64 conductos de molares severamente curvados, con ángulos de curvatura que oscilaban entre 50° y 70°.

Se realizaron análisis cuantitativos y cualitativos de la deformación de la superficie de las limas mediante perfilometría óptica tridimensional antes y después de la preparación del conducto radicular. Los datos se analizaron con la prueba t de Student al 5% de nivel significativo utilizando el software SPSS 21.0. Resultados: En el grupo HyFlex EDM, la evaluación cualitativa reveló la presencia de grietas y microcavidades después del uso de la lima para la preparación del conducto radicular, mientras que en el grupo HyFlex CM solo se observó una deformación superficial menor.

Los valores promedio de rugosidad, rugosidad cuadrática media de la raíz y altura de pico a valle del grupo HyFlex EDM fueron significativamente más altos que los del grupo HyFlex CM antes y después de la preparación del conducto radicular ($P < 0,05$). Los



valores de rugosidad de la superficie aumentaron significativamente desde el punto de vista estadístico en el grupo HyFlex CM después de la preparación del conducto radicular ($P < 0,05$). Por el contrario, el aumento en el grupo HyFlex EDM no fue estadísticamente significativo ($P > 0,5$). Conclusiones: Dentro de las limitaciones del presente estudio, las limas HyFlex CM mostraron alteraciones superficiales significativamente mayores en comparación con las limas HyFlex EDM después de la preparación de conductos radiculares severamente curvados.

Alatapi y cols. en el 2003 nos dicen que los puntos marcados en los ejes de las limas se utilizaron como puntos de referencia. Las áreas de escaneo se ubicaron a 3 mm coronal de la punta de cada lima. Mediante el uso de una lente de objetivo 10, las áreas de escaneo se obtuvieron de la hoja de corte y la parte adyacente de la flauta. Las dimensiones de las áreas de escaneo fueron 210 210 mm.

Se evaluaron tres parámetros de amplitud en el análisis cuantitativo: la rugosidad promedio (S_a), la raíz de la rugosidad cuadrática media (S_q) y la altura de pico a valle (S_z). RESULTADOS: En el grupo HyFlex CM, la evaluación cualitativa de la hoja de corte y la parte de la ranura adyacente de las limas mostró deformaciones superficiales menores (Fig. 1C y D). En el grupo HyFlex EDM, la evaluación cualitativa reveló la presencia de grietas y microcavidades después de la preparación del conducto radicular (Fig. 1A y B).

La media y las desviaciones estándar de los valores S_a , S_q y S_z se muestran en la Tabla 1. Los valores S_a , S_q y S_z del grupo HyFlex EDM fueron significativamente más altos que los del grupo HyFlex CM antes y después de la preparación del conducto radicular ($p < 0,05$). En ambos grupos, los parámetros de amplitud probados (S_a , S_q y S_z) aumentaron después de la preparación del conducto radicular. Estos parámetros aumentaron de forma estadísticamente significativa en el grupo HyFlex CM después de



la preparación del conducto radicular ($P < 0,05$). Por el contrario, el aumento en el grupo HyFlex EDM no fue estadísticamente significativo ($P > 0,5$). Discusión. Muchas de las limas utilizadas en endodoncia se fabrican mediante un procedimiento de rectificado. El procedimiento de esmerilado durante la producción de limas de NiTi provoca la formación de áreas irregulares como fosas, fisuras y pliegues metálicos.⁵³

Kuhn en el 2001 dice que las áreas irregulares en las superficies de las limas actúan como punto de partida para las grietas, y estas grietas pueden causar fracturas debido a la fatiga cíclica al progresar.⁵⁴

Se ha informado que la rugosidad de la superficie de las limas puede afectar la vida de fatiga de las limas rotatorias de NiTi. Se ha demostrado que las limas con superficie menos rugosa tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica.⁵⁵

Para un uso seguro de las limas en la práctica clínica, es muy importante conocer los valores de rugosidad de la superficie después de la producción y el cambio de estos valores de rugosidad después del uso. En una revisión exhaustiva de la literatura, no se pudo encontrar ningún estudio que examinara las propiedades de la superficie antes y después del uso de las limas rotativas HyFlex CM y HyFlex EDM NiTi mediante perfilometría óptica 3D. Por esta razón, en el presente estudio el objetivo fue analizar las propiedades de la superficie intacta de los sistemas de lima rotatoria HyFlex CM y HyFlex EDM NiTi y los cambios en las propiedades de la superficie de las limas después de la preparación del conducto radicular severamente curvado. Se utilizaron SEM y AFM para examinar los cambios en la superficie posteriores al uso de las limas de NiTi.

56

SEM no pudo proporcionar ni las imágenes tridimensionales de las muestras analizadas ni los datos cuantitativos directos sobre la rugosidad de la superficie. Es muy importante



que las muestras tengan una superficie plana para la confiabilidad de los resultados obtenidos en el análisis AFM.

Debido a que las limas de NiTi tienen superficies inclinadas y curvas, el análisis mediante AFM es muy difícil. Además, AFM solo se puede utilizar para examinar superficies muy pequeñas.

La perfilometría óptica tridimensional permite el análisis cualitativo y cuantitativo de las limas de NiTi, independientemente de si son curvas, planas o superficie inclinada o rugosa. Por esta razón, en el presente estudio para analizar cualitativa y cuantitativamente la rugosidad de la superficie de las limas antes y después del uso, se utilizó la perfilometría óptica tridimensional sin contacto.⁵⁷

De acuerdo con los resultados obtenidos, se encontró que la superficie de las limas HyFlex EDM intactas era significativamente más áspera desde el punto de vista estadístico que la de las limas HyFlex CM intactas. Por tal motivo, se rechazó la primera hipótesis del presente estudio. Según los parámetros cualitativos, se puede observar que las limas HyFlex CM y EDM tienen superficies más rugosas debido a sus procesos de producción. Del mismo modo, Teurker et al ⁵⁸ y Fatma y Ozgur ⁵⁹ examinaron la topografía de la superficie antes y después del uso de las limas de NiTi e informaron que las limas de NiTi intactas tenían propiedades superficiales irregulares que se originaban en sus procedimientos de producción. Lopes et al encontraron irregularidades en las superficies de las limas de NiTi BioRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) pulidas y sin pulir mediante perfilometría óptica tridimensional. Además, los autores también informaron que las ranuras en los bordes de corte de las limas tienen un efecto negativo en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas, y las ranuras más profundas podrían ser responsables de una menor resistencia a la fatiga cíclica.



Según los resultados del presente estudio, se descubrió que la superficie de las limas HyFlex EDM usadas era significativamente más áspera desde el punto de vista estadístico que la de las limas HyFlex CM usadas. Por tal motivo, se rechazó la segunda hipótesis del presente estudio. Similar a los resultados del presente estudio, Yamazaki-Arasaki et al ⁶⁰ utilizaron AFM para analizar la deformación en las superficies de ProTaper Universal (Dentsply Maillefer), K3 (SybronEndo, Orange, CA), Twisted File (SybronEndo) y Limas BioRaCe después de su uso en canales artificiales por 12 veces.

Los autores informaron que la topografía de las superficies cambió y se produjo erosión en las superficies. Además, Inan et al ⁶¹ utilizaron AFM para examinar las propiedades de la superficie de las limas rotatorias ProTaper Universal NiTi después del uso clínico. Los autores informaron que, en comparación con las intactas, las limas Pro-Taper Universal usadas clínicamente tenían un mayor nivel de deformación superficial y abrasión, y el valor de rugosidad de la superficie de las limas usadas aumentó. De acuerdo con los resultados cualitativos del presente estudio, en el grupo Hy-Flex CM, la evaluación cualitativa de la hoja de corte y la parte de la flauta adyacente de las limas mostró deformaciones superficiales menores.

En el grupo HyFlex EDM, la evaluación cualitativa reveló la presencia de grietas y microcavidades después de la preparación. Similar al presente En los resultados del estudio, se informaron deformaciones de las cuchillas de corte, deformaciones plásticas y formaciones de microfisuras mediante el uso de SEM después del uso clínico de las limas de NiTi ⁶²

En el presente estudio, las limas HyFlex CM y EDM mostraron un aumento en los valores de rugosidad de la superficie después de la preparación del conducto radicular severamente curvado. Aunque el aumento en la rugosidad de la superficie fue



estadísticamente significativo para las limas HyFlex CM, el aumento no fue estadísticamente significativo para Hy-Flex EDM. Por tal motivo, se rechazó la tercera hipótesis del presente estudio. Paralelamente al presente estudio, Iacono et al.⁸¹ examinaron las propiedades de la superficie de las limas HyFlex EDM usando SEM después de la preparación de 10 conductos radiculares.

Los autores informaron que, excepto por deformaciones leves en las superficies de las limas HyFlex EDM 10/.05, no hubo deformación en ninguna de las limas HyFlex EDM 25/.12 y 25/.08. En el presente estudio, las propiedades de la superficie de las limas HyFlex EDM, en comparación con las limas HyFlex CM, estaban mejor protegidas después de su uso para la preparación de conductos radiculares muy curvados. Las instrucciones de uso recomendadas por el fabricante difieren en los archivos HyFlex EDM y HyFlex CM NiTi. Se cree que el uso de la lima HyFlex CM 25/.08 al mismo tiempo para el ensanchamiento previo de la corona provoca un aumento de la rugosidad de la superficie. También se cree que un mayor ensanchamiento coronal con HyFlex EDM 25/.12 en comparación con HyFlex CM puede haber resultado en una mejor conservación de las propiedades superficiales de las limas HyFlex EDM 25/.08.

En otro estudio examinaron cualitativa y cuantitativamente los cambios en las hojas de corte y las ranuras de las limas WaveOne (Dentsply Maillefer) después de su uso en bloques de resina. Los autores informaron deformaciones en las cuchillas de corte y ranuras de las limas y aumento en los valores de rugosidad de la superficie después del uso en el canal artificial. Se cree que la mejor protección de las propiedades de la superficie de las limas EDM HyFlex después de su uso en canales muy curvados se origina en la tecnología EDM utilizada en la producción de las limas EDM HyFlex. Aunque ambas limas probadas en este estudio estaban hechas de aleación CM, la tecnología EDM contribuyó a la protección de los valores de rugosidad de la superficie.



Objetivo: Describir un nuevo método para la evaluación de alteraciones a nanoescala en la topografía superficial de instrumentos de endodoncia de níquel-titanio utilizando un método óptico de alta resolución y verificar la precisión de la técnica. **Metodología:** Se utilizó perfilometría óptica tridimensional sin contacto para evaluar los defectos en un instrumento recíproco de tamaño 25 y conicidad de 0,08 (WaveOne®), que se sometió a una prueba de fatiga cíclica en un conducto radicular simulado en un bloque de resina transparente.

Para la investigación se estableció un procedimiento original para el análisis de áreas similares ubicadas a 3 mm de la punta del instrumento antes y después de la preparación del canal para permitir la repetibilidad y reproducibilidad de las medidas con precisión. Todas las observaciones y análisis se realizaron en áreas de $210 \times 210 \mu\text{m}$ proporcionadas por el software del equipo.

Resultados:

El análisis de imágenes tridimensionales de alta resolución mostró claras alteraciones en la topografía superficial de la hoja de corte y la flauta examinadas del instrumento, antes y después del uso, con presencia de irregularidades superficiales como deformaciones, escombros, surcos, grietas, escalones y microcavidades. **Conclusiones:** La perfilometría óptica proporcionó una evaluación cualitativa precisa a nanoescala de superficies similares antes y después de la prueba de fatiga. La estabilidad y repetibilidad de la técnica permite una comprensión más completa de los efectos del desgaste en la superficie de los instrumentos de endodoncia. **Metodología** Se utilizó perfilometría óptica tridimensional sin contacto para evaluar los defectos en un instrumento recíproco de tamaño 25 y conicidad de 0,08 (WaveOne®), que se sometió a una prueba de fatiga cíclica en un conducto radicular simulado en un bloque de resina transparente.



Para la investigación se estableció un procedimiento original para el análisis de áreas similares ubicadas a 3 mm de la punta del instrumento antes y después de la preparación del canal para permitir la repetibilidad y reproducibilidad de las medidas con precisión. Todas las observaciones y análisis se realizaron en áreas de $210 \times 210 \mu\text{m}$ proporcionadas por el software del equipo.

Resultados El análisis de imágenes tridimensionales de alta resolución mostró claras alteraciones en la topografía superficial de la hoja de corte y punta examinadas del instrumento, antes y después del uso, con presencia de irregularidades superficiales como deformaciones, escombros, surcos, grietas, escalones. y microcavidades.

Conclusiones La perfilometría óptica proporcionó una evaluación cualitativa precisa a nanoescala de superficies similares antes y después de la prueba de fatiga t. La estabilidad y repetibilidad de la técnica permite una comprensión más completa de los efectos del desgaste en la superficie de los instrumentos de endodoncia.

Se ha encontrado que la fatiga Flexural es el mecanismo predominante para la falla de los instrumentos de NiTi

En un estudio anterior, se informó que el 93% de las fallas de los instrumentos se debieron a este tipo de fatiga (Cheung et al. 2005). ⁶³

Las tasas de crecimiento de grietas por fatiga son significativamente más altas en las aleaciones de NiTi que en otros metales de resistencia similar (Dauskardt et al. 1989) ⁸⁴ y una vez que se inicia una microfisura, se propaga rápidamente y se convierte en un mecanismo de falla irreversible. (Pook 2007, Plotino et al. 2009) ^{64,65}

Las características de la superficie de los instrumentos de NiTi sometidos a pruebas de fatiga cíclica se han evaluado principalmente mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) o microscopía de fuerza atómica (AFM) (Valois et al. 2005) ⁶⁶



A pesar de su uso generalizado en estudios de laboratorio, los inconvenientes atribuidos a SEM incluyen el riesgo de destrucción de la muestra causado por el proceso de preparación, la necesidad de condiciones ambientales específicas durante el análisis y la incapacidad de evaluar cuantitativamente las características de la superficie (Van Waes et al. 1997) ⁶⁷

Se pueden emplear técnicas tridimensionales para el examen de instrumentos de endodoncia mediante microscopía de sonda de barrido, como AFM, para evaluar cuantitativamente los cambios en la topografía de la superficie de las limas de NiTi (Valois et al. 2005, 2008). ^{68,69}

Sin embargo, el método requiere una superficie ultraplana y rígida para que la sonda de escaneo no provoque deformaciones en la superficie, lo que permite obtener imágenes precisas de resolución atómica (Field et al. 2010). Además, en los análisis se utilizan áreas muy pequeñas de la superficie (hasta 20 x 20 μm), lo que reduce la representatividad de las mediciones y evita el mapeo preciso de áreas grandes. Además, los ciclos de medición son largos, lo que aumenta el tiempo y el costo de las investigaciones (Field et al. 2010). ⁷⁰

Desde su introducción, las aleaciones de Níquel-Titanio (NiTi) han seguido revolucionando el campo de la endodoncia. Ofrecen ventajas significativas sobre las limas de acero inoxidable convencionales en términos de propiedades mecánicas. Sin embargo, a pesar de las excelentes propiedades mecánicas de las aleaciones de NiTi, existe cierto riesgo de fractura. Por ello, se han realizado varios estudios para investigar los mecanismos por los que se producen estos errores de programación. Desde la última década, se han introducido varios procedimientos de procesamiento patentados para mejorar aún más las propiedades mecánicas del NiTiNOL. Estos tratamientos



incluyen pulido térmico, pulido mecánico, electropulido y, más recientemente, tratamiento por descarga eléctrica.

El objetivo principal de estos tratamientos es dotar a la lima de una fase más martensítica a temperatura corporal normal y así conseguir el mayor beneficio de flexibilidad. Estas unidades tratadas térmicamente también tienen una mejor resistencia a la fatiga cíclica que las aleaciones de Níquel-Titanio convencionales. Las aleaciones de NiTi se pueden dividir en unidades que contienen principalmente fases austeníticas (NiTi normal, alambre M, fase R) y fases martensíticas (alambre con memoria controlada, ProTaper Gold® y Vortex Blue®).

Las limas basadas en aleaciones austeníticas son súper dúctiles debido a la transformación martensítica inducida por tensión. Por el contrario, las aleaciones martensíticas se deforman fácilmente por transiciones de fase y pueden exhibir efectos de memoria de forma cuando se calientan. Estos dispositivos tratados térmicamente también tienen una mejor resistencia a la fatiga cíclica que el NiTiNOL convencional. El NiTiNOL se puede dividir en unidades que contienen principalmente fases austeníticas (NiTi convencional, hilo M, fase R) y unidades que contienen fases martensíticas (alambre con memoria controlada, ProTaper Gold® y Vortex Blue®). Las limas basadas en aleaciones austeníticas tienen propiedades superelásticas debido a la transformación martensítica inducida por tensión. En contraste, las aleaciones martensíticas se deforman fácilmente por transiciones de fase y pueden exhibir efectos de memoria de forma cuando se calientan. Por el contrario, las aleaciones martensíticas se deforman fácilmente por transiciones de fase y pueden exhibir efectos de memoria de forma cuando se calientan.

Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para herramientas de NiTi. El NiTiNOL se puede dividir en unidades que contienen fases predominantemente austeníticas (NiTi convencional, alambre M, fase R) y unidades



que contienen fases martensíticas (alambre con memoria controlada, ProTaper Gold® y Vortex Blue®). En contraste, las aleaciones martensíticas se deforman fácilmente por transiciones de fase y pueden exhibir efectos de memoria de forma cuando se calientan. Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para herramientas de NiTi. Las limas basadas en aleaciones austeníticas tienen propiedades superelásticas debido a la transformación martensítica inducida por tensión.⁷¹

Shim KS y cols. en el año 2017 publicaron un artículo con el objetivo de investigar el efecto del tratamiento termomecánico sobre las propiedades mecánicas y metalúrgicas de las herramientas rotativas de Níquel-Titanio (NiTi). Se seleccionaron ocho limas rotatorias de NiTi en tamaño ISO #25: ProFile®, K3® y One Shape® para aleaciones comunes; ProTaper Next®, Reciproc® y Wave One® para aleaciones M-wire; HyFlex® para cables de memoria controlados por CM (CM-); TF® Esta es una aleación de fase R. Se realizaron ensayos de fractura por torsión y fractura por fatiga cíclica.

El producto se analizó por calorimetría diferencial de barrido (DSC). El módulo de elasticidad de la línea CM y el grupo de líneas de fase R es el más bajo, seguido por el grupo de líneas M. El par máximo de la herramienta de la línea M es similar al de la herramienta convencional, mientras que el par máximo de las líneas de la fase CM y R es menor. El desplazamiento angular por error (ADF) de los instrumentos de fase R y CM es mayor que el de los instrumentos convencionales, mientras que el ADF de los instrumentos de fase M es menor. Las unidades de NiTi termomecanizadas son más resistentes a la fatiga cíclica. Los gráficos de DSC muestran que las herramientas de NiTi fabricadas con aleaciones convencionales consisten principalmente en austenita a temperatura ambiente; la martensita estable y la fase R se encuentran en herramientas termomecanizadas.



Los gráficos de DSC mostraron que las herramientas de NiTi fabricadas con aleaciones convencionales consistían principalmente en austenita a temperatura ambiente; Se encontraron martensita y fase R estables en herramientas tratadas termomecánicamente. Los gráficos de DSC mostraron que las herramientas de NiTi fabricadas con aleaciones convencionales consistían principalmente en austenita a temperatura ambiente; Se encontraron martensita y fase R estables en herramientas tratadas termomecánicamente.⁷²

En el estudio de Yahata y cols. Que tenía como Objetivo: investigar el efecto del tratamiento térmico sobre las propiedades de flexión y el comportamiento de transformación de los instrumentos endodónticos de níquel-titanio. Se mecanizó alambre de NiTiNOL superflexible (diámetro 1,00 mm) en forma cónica con un diámetro de punta de 0,30 mm y una conicidad de 0,06. La temperatura del tratamiento térmico se estableció entre 440° o 500°C durante 10 o 30 minutos. Se utilizó como control una muestra sin tratamiento térmico. El comportamiento de transición de fase se investigó mediante calorimetría diferencial de barrido.

El rendimiento de flexión de las probetas se evaluó mediante el ensayo de flexión en voladizo. Los datos se analizaron mediante análisis de varianza y la prueba de Tukey-Kramer ($P = 0,05$). Los Resultados mostraron que la temperatura de transición fue mayor para cada condición de tratamiento térmico en comparación con el control. Se observaron dos picos térmicos distintos durante el tratamiento térmico a 440 °C. Las muestras calentadas a 440 °C durante 30 min tenían las $M(s)$ y $A(f)$ más altas, mientras que se observaron temperaturas más bajas para las muestras calentadas posteriormente a 440 °C. °C durante 10 minutos, 500 °C durante 30 minutos, 500 °C durante 10 minutos y muestra de control. Las muestras calentadas a 440 °C durante 30 min tuvieron los valores de tensión de flexión más bajos ($P < 0,05$) en la región elástica (0,5 mm de desviación) y la región hiperelástica (2,0 mm de desviación).



El efecto del tiempo de tratamiento térmico es menor que la temperatura del tratamiento térmico. Llegando a la conclusión que el tratamiento térmico puede mejorar efectivamente la ductilidad de los dispositivos de endodoncia de níquel-titanio al cambiar el comportamiento de transición de fase.⁷³

Las aleaciones con memoria de forma se utilizan cada vez más en deformaciones cíclicas complejas en condiciones hiperelásticas. En estas aplicaciones, es muy difícil predecir tiempos de vida basados en leyes teóricas. En este trabajo, el rendimiento de fatiga de las limas rotatorias accionadas por motor de Níquel-Titanio se caracterizaron mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC) y pruebas mecánicas (flexión). Las técnicas DSC se utilizó para medir transformaciones precisas. Investigaron el grado de tensión de flexión combinando DSC y mediciones de propiedades mecánicas.

En estas limas trabajadas en frío, la alta densidad de dislocaciones afectó los procesos de reorientación y crecimiento de grietas. Algunos tratamientos térmicos estuvieron involucrados para promover algunos cambios en las propiedades mecánicas y las propiedades de transformación. El recocido alrededor de 400°C funcionó bien; la recuperación permitió un compromiso entre densidades adecuadas para brotación en fase R y densidades bajas para limitar la fragilidad de estas herramientas. En el uso clínico, es importante tener en cuenta las diferentes formas de los canales. Recomendaron con seguridad unos pocos ciclos para conductos muy curvos, pero para conductos rectos seguir las recomendaciones del fabricante.⁷⁴

El uso cada vez mayor de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio en la práctica dental requiere una comprensión profunda del concepto y diseño de su aleación, así como de sus propiedades avanzadas y limitaciones inherentes. La súper flexibilidad de NiTi permite una preparación del conducto radicular más específica, reduce la transmisión



y reduce la ocurrencia de deformación del conducto radicular. Además, también se pueden crear archivos con una conicidad más grande. Esto es especialmente importante para asegurar una irrigación adecuada y una buena adaptación del material de obturación durante el tratamiento de endodoncia. Se suponía que el diseño único del eje y la punta permitía el uso de un teléfono giratorio, brindando diferentes sensaciones táctiles. Por otro lado, se ha prestado especial atención a todas las herramientas para aumentar la eficiencia y el control del corte.

Los instrumentos rotatorios de NiTiNOL suelen utilizar un enfoque de corona hacia abajo con un movimiento de fresado continuo. Por lo tanto, con menos enderezamiento y cantidad de extrusión del ápice, se puede lograr una preparación del conducto radicular más redondeada. A pesar de la mayor flexibilidad de las limas NiTi, la separación puede seguir siendo un problema. Los fenómenos repetidos de fatiga cíclica del metal y la carga torsional variable son dos factores importantes en la falla del dispositivo. Sin embargo, con el conocimiento de la operación adecuada y la atención cuidadosa al equipo utilizado, el sistema NiTi es seguro con una falla mínima del instrumento.

A pesar de la mayor flexibilidad de las limas NiTi, la separación puede seguir siendo un problema. Los fenómenos repetidos de fatiga cíclica del metal y la carga torsional variable son dos factores importantes en la falla del dispositivo. Sin embargo, con el conocimiento de la operación adecuada y una cuidadosa atención al equipo utilizado, los sistemas de NiTiNOL son seguros con una falla mínima del instrumento. A pesar de la mayor flexibilidad de las limas NiTi, la separación puede seguir siendo un problema. Los fenómenos repetidos de fatiga cíclica del metal y la carga torsional variable son dos factores importantes en la falla del dispositivo. Sin embargo, con el conocimiento de la operación adecuada y una cuidadosa atención al equipo utilizado, los sistemas de NiTiNOL son seguros con una falla mínima del instrumento según Bermans y cols.⁷⁵



La historia de la endodoncia se divide en dos épocas, separadas por la introducción de la aleación de Níquel-Titanio (NiTi) como el material más adecuado para la fabricación de instrumentos rotatorios endodónticos. De hecho, su introducción cambió fundamentalmente el procedimiento de instrumentación de la endodoncia y los sistemas de conductos radiculares e incluso se considera una revolución tecnológica, el comienzo de la endodoncia moderna. El momento exacto de este fragmento es consistente con Walia et al. para publicación. Parte de un artículo titulado "Investigación inicial de las propiedades de flexión y torsión de las limas endodónticas de NiTiNOL", en el que los autores propusieron por primera vez el NiTiNOL como material para la fabricación de dispositivos de endodoncia, dado el gran éxito alcanzado con esta aleación al realizar la ortodoncia.⁷⁶

Desde la adopción de NiTiNOL como material de elección en la fabricación de instrumentos de endodoncia rotatorios, la tasa de éxito del tratamiento de conducto ha aumentado significativamente. Este éxito se debe principalmente a las propiedades del NiTiNOL: biocompatibilidad, superelasticidad y efecto memoria de forma. Estas características reducen el tiempo de tratamiento de endodoncia, simplifican el manejo de instrumentos y aumentan la previsibilidad y eficiencia del tratamiento de endodoncia. Sin embargo, la disección intracanal con instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio sigue siendo un problema endodóntico importante y puede resultar en tasas de resultados más bajas.

Como ha sido ampliamente documentado, las dos causas principales de la separación intracanal de los instrumentos de endodoncia son la fatiga cíclica y la carga torsional. Por lo tanto, para reducir el porcentaje de disociación en el conducto radicular, los investigadores y fabricantes se han centrado en los parámetros que afectan directa o indirectamente el rendimiento mecánico de los instrumentos rotatorios endodónticos.



Esta revisión describe el estado del arte del NiTiNOL en endodoncia, las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios endodónticos y las tensiones relativas que se les imponen durante la colocación de instrumentos endodónticos, destacando las limitaciones de la literatura actual.

Para reducir el porcentaje de disociación en el conducto radicular, los investigadores y fabricantes se han centrado en parámetros que afectan directa o indirectamente las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios endodónticos. Esta revisión describe el estado del arte del NiTiNOL en endodoncia, las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios endodónticos y las tensiones relativas que se les imponen durante la colocación de instrumentos endodónticos, destacando las limitaciones de la literatura actual.

Para reducir el porcentaje de disociación en el conducto radicular, la investigación y los fabricantes se han centrado en parámetros que directa o indirectamente afectan el rendimiento mecánico de los instrumentos rotatorios endodónticos. Esta revisión describe el estado del arte del NiTiNOL en endodoncia, las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios endodónticos y las tensiones relativas a las que operan los instrumentos endodónticos, destacando las limitaciones de la literatura actual.⁷⁷

4.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las irregularidades y los defectos en los instrumentos de endodoncia de NiTi que se originan en el proceso de fabricación pueden provocar el colapso estructural y la fractura de estos instrumentos durante el tratamiento, estos defectos pueden llevar al fracaso durante el procedimiento operatorio del tratamiento de conductos, conocer el acabado de superficie de los sistemas mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] es importante buscando obtener resultados más predecibles.



5. OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS

Objetivo General:

Analizar la presencia de Cráteres y Merms del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).

Objetivos Específicos:

Analizar la presencia de otros defectos encontrados además de Cráteres y Merms del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).

6. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] presentaran defectos de fabricación en el acabado de superficie como cráteres y merms, observadas mediante evaluación en imágenes obtenidas de microscopía electrónica de barrido de emisión de campo.

25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI)

7. DELIMITACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL

a) Delimitación Temporal:

El presente estudio se realizó entre los meses de enero a junio del 2023.

b) Delimitación Espacial:

Se realizó en las instalaciones del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.



Fig. 13 Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, lugar donde se realizó el estudio. Imagen propia.



8. CRITERIOS DE SELECCIÓN

a) Universo de Estudio:

Se utilizaron 5 instrumentos de 5 blisters o cajas de limas, de lotes diferentes, de cada uno de los sistemas mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®]

b) Criterios de Inclusión:

Limas endodónticas fabricadas con aleación de Níquel Titanio (5 de cada sistema, una de cada lote), de acción mecanizada, de empaques nuevos de los sistemas E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®]

c) Criterios de Exclusión:

Limas endodónticas fabricadas con cualquier otra aleación a la de Níquel Titanio y limas usadas.

d) Criterios de Eliminación:

Limas de endodoncia de blisters o cajas, en mal estado o dañadas y pertenecientes al mismo lote.

9. METODOLOGÍA

Se revisó literatura publicada por la casa comercial fabricante Eighteeth®, artículos científicos digitales e impresos, así como libros en relación a los instrumentos de acción mecanizada E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® que nos indicaran el porcentaje elemental de la composición de Níquel Titanio.

SELECCIÓN DEL UNIVERSO DE ESTUDIO: Se tomó una muestra al azar de cada uno de los 5 blisters obtenidos en empaques nuevos y sellados de fábrica de los 3 sistemas E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge®



Fig. 14 Blister de limas Eighteeth utilizadas en el estudio.

(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS:

Colocamos cinta adhesiva de carbono conductora de doble cara sobre el porta muestras de forma que cubra la superficie sobre la que se coloca el instrumento a evaluar.



Fig. 15 Ajuste de cinta adhesiva de carbono conductora de doble cara en el porta muestras. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Los instrumentos seleccionados y extraídos de cada blíster, fueron manipulados con cuidado para evitar contaminación.



Fig. 16 Extracción de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

De igual manera, cada tope de goma se cortó y retiró del instrumento con herramientas de corte de precisión, evitando el desplazamiento a lo largo de la muestra para que la composición registrada por el microscopio no se modificara.

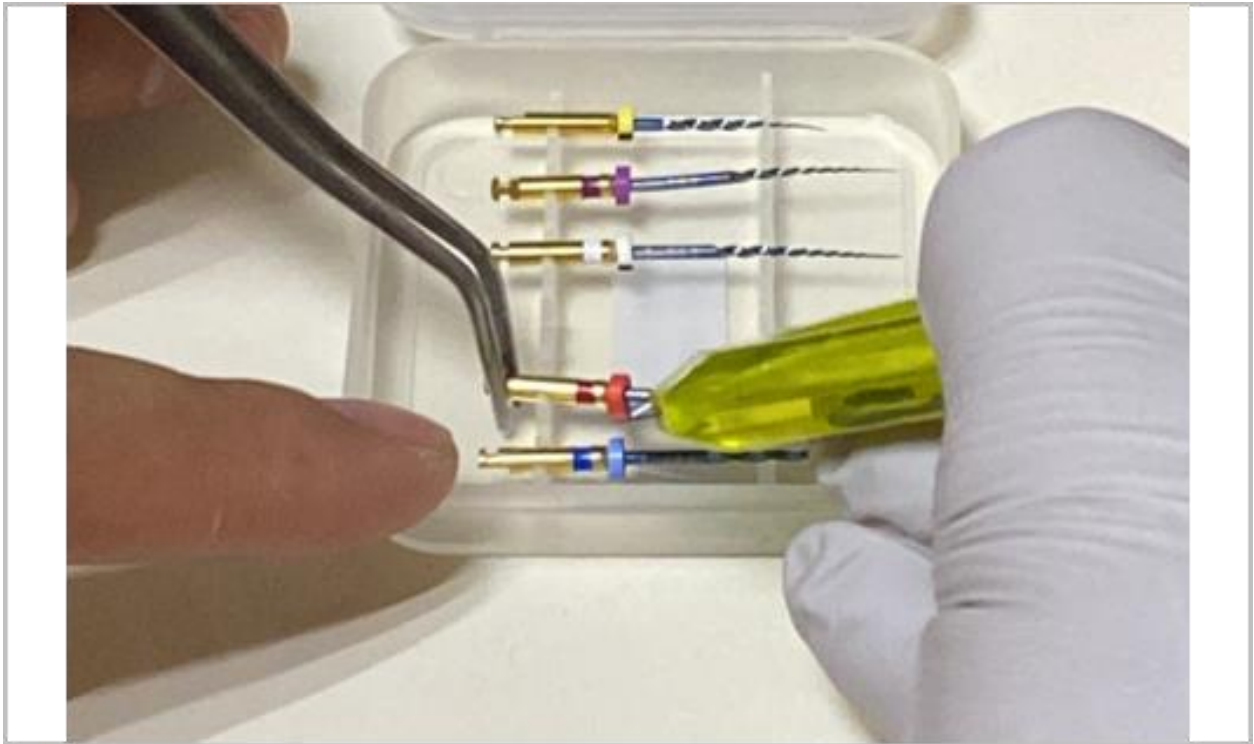


Fig. 17 Eliminación del tope de goma de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Colocamos las limas en el porta muestras del Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo JEOL JMS 7600F® cuidando seguir un orden para su registro y al desplazar la platina con facilidad lograr su ubicación.



Fig. 18 Colocación de las limas en el porta muestras del Microscopio Electrónico de Barrido. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Fijamos el porta muestras sobre la platina.



Fig. 19 Fijación del porta muestras sobre la platina del Microscopio Electrónico de Barrido. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

La platina con los instrumentos se introdujo a la bomba de vacío (cámara) comenzando la carga de aire de ultrapureza con gas Nitrógeno, esperando a que el microscopio cargue a -5 Pascales (Pa).



Fig. 20 Introducción de los instrumentos al Microscopio Electrónico de Barrido. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

FASE EXPERIMENTAL PARA EL ANALISIS DE LOS DEFECTOS DE ACABADO Y SUPERFICIE DE CADA INSTRUMENTO, LAS IMÁGENES SE OBTENDRÁN POR MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO DE EMISIÓN DE CAMPO JEOL JMS 7600F®.

Para valorar el acabado de la superficie de cada instrumento, se tomaron capturas de imágenes a una distancia de entre 1.0 mm. a 1.5 mm de la punta cuidando no coincidiera con la parte activa de la arista de corte a 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI)

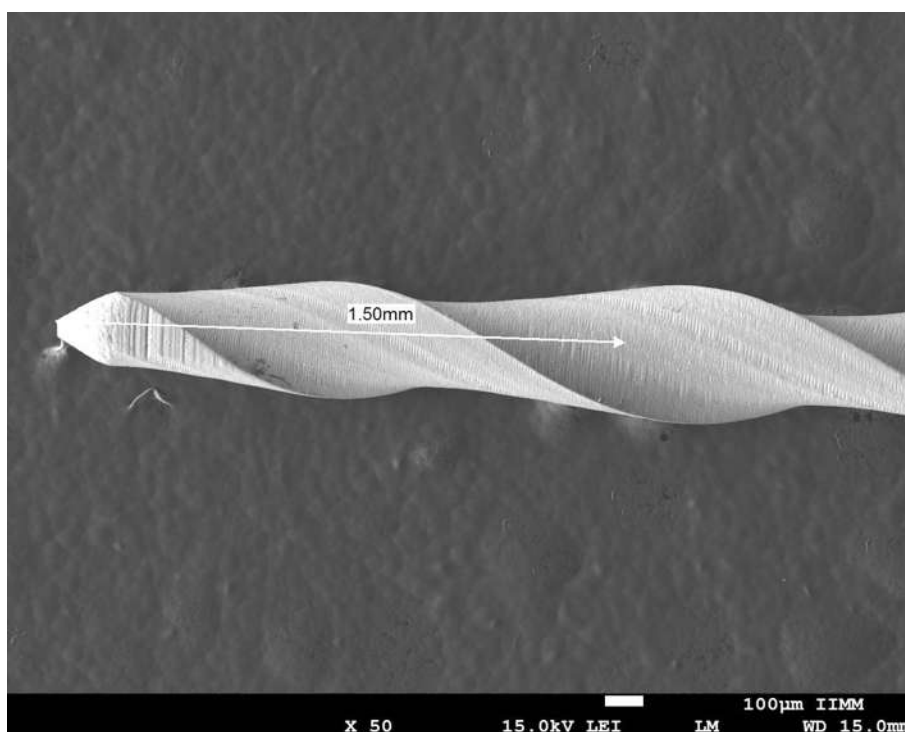


Fig. 21 Selección del punto de obtención de los resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi). Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

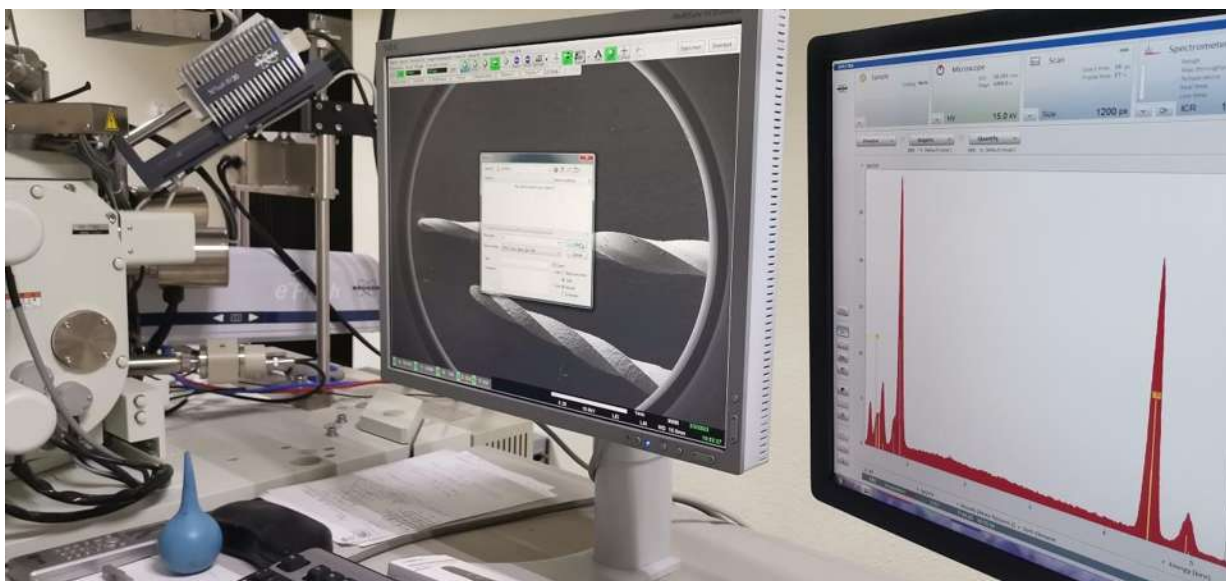


Fig. 22 Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

IMÁGENES ANALIZADAS

Fueron 15 muestras, 5 de cada sistema se analizaron con un Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo JEOL JMS 7600F® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X con Lower Secondary Electron Detector (LEI) y 1000X Secondary Electron Images (SEI) y pasaron por 5 observadores especialistas en endodoncia en ciego para observar si había defectos de fabricación. Los productos analizados fueron E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® de la empresa Eigtheeth®.

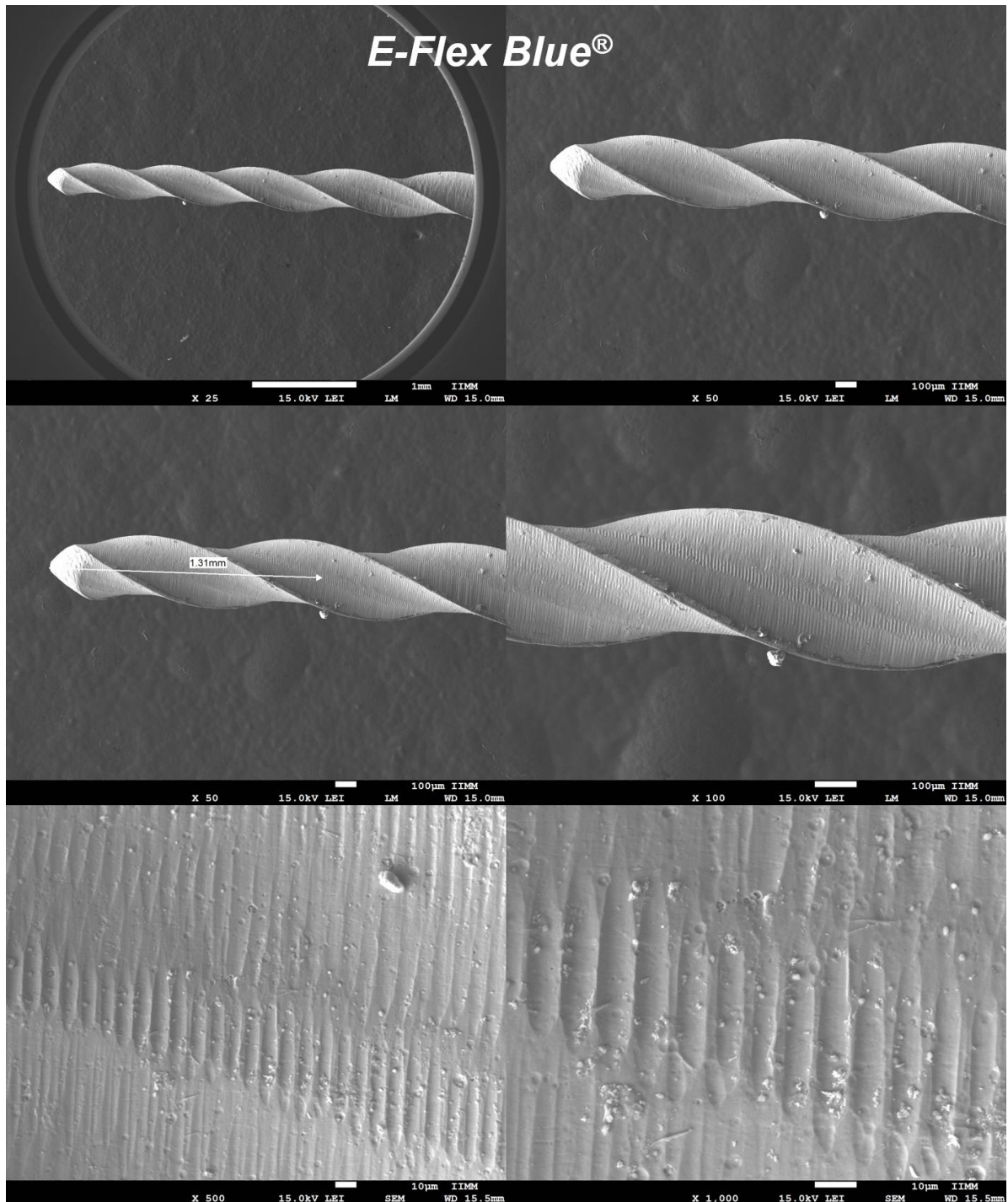


Fig. 23 Imágenes de los instrumentos E-Flex Blue® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X.

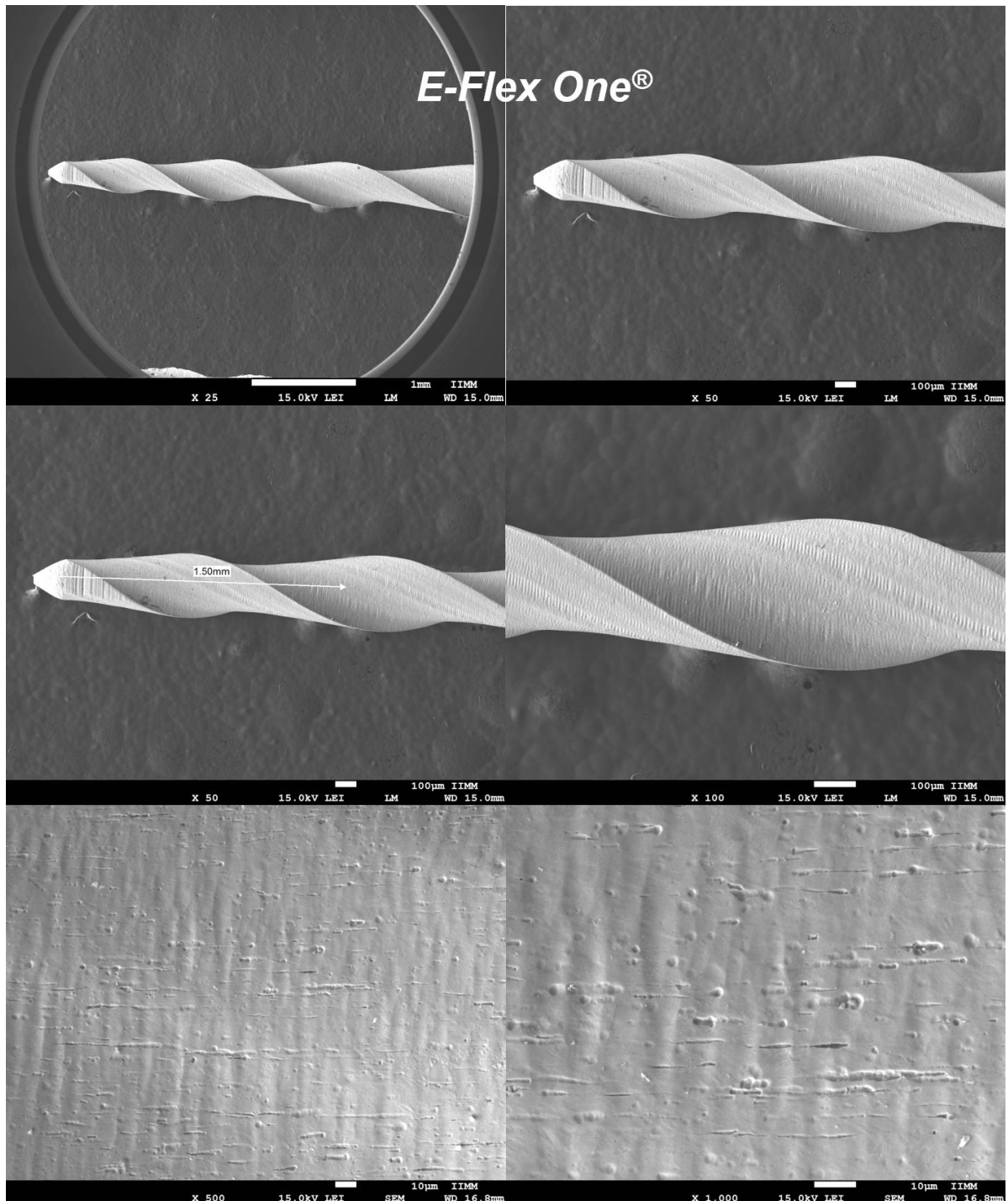


Fig. 24 Imágenes de los instrumentos E-Flex One® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X.

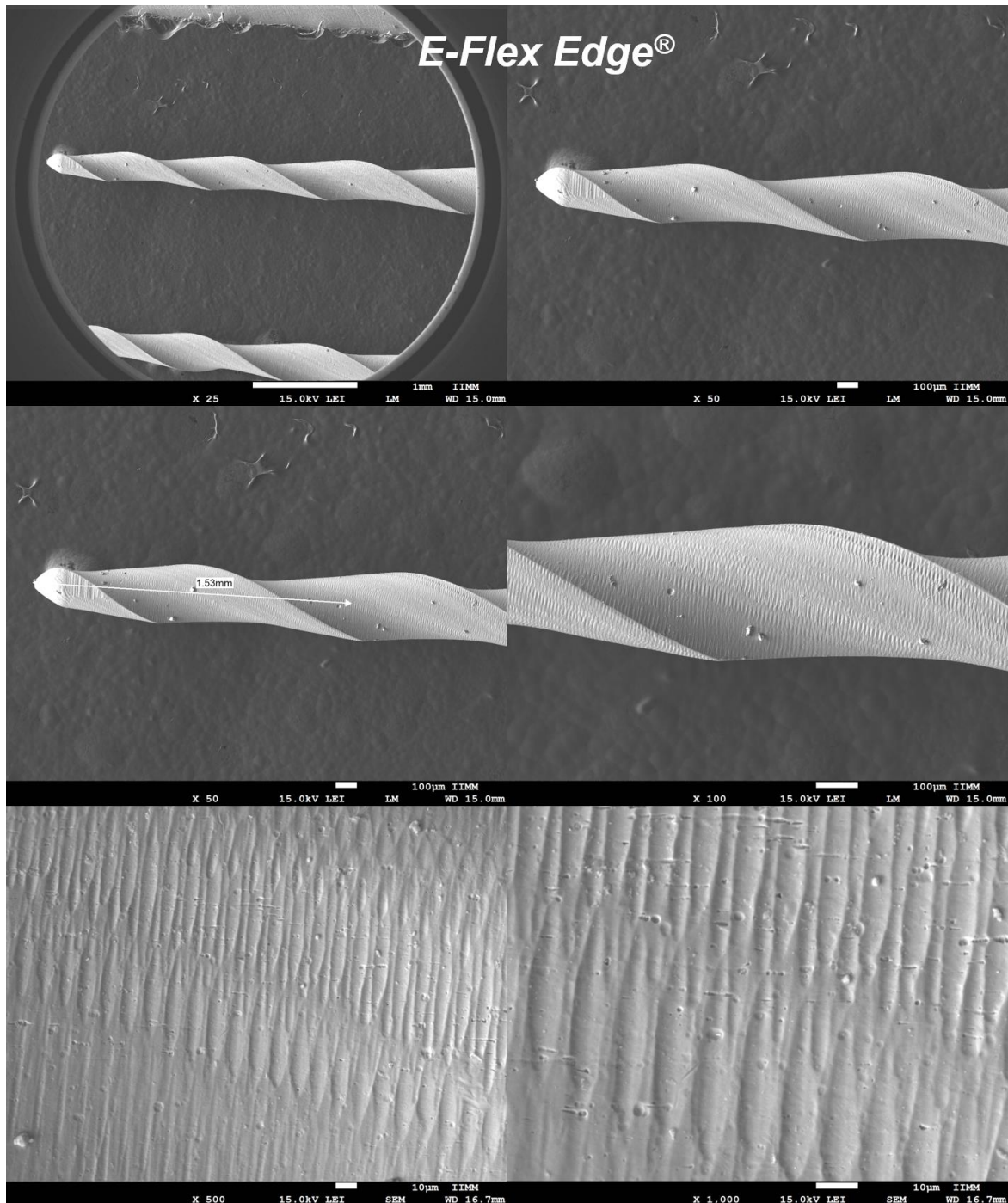
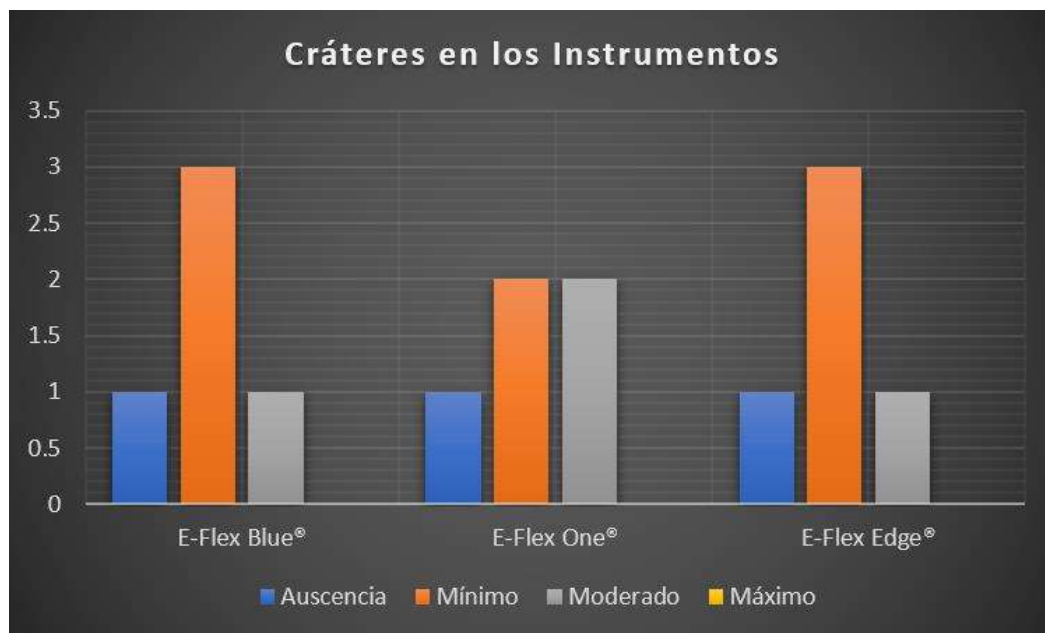


Fig. 25 Imágenes de los instrumentos E-Flex Edge® con aumentos de 25X, 50X, 250X, 500X y 1000X

10. RESULTADOS

En relación al análisis de la presencia de Cráteres del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 3 que había presencia mínima en E-Flex Blue® y E-Flex Edge® y 2 en E-Flex One®.

CRÁTERES	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue®	1	3	1	
E-Flex One®	1	2	2	
E-Flex Edge®	1	3	1	



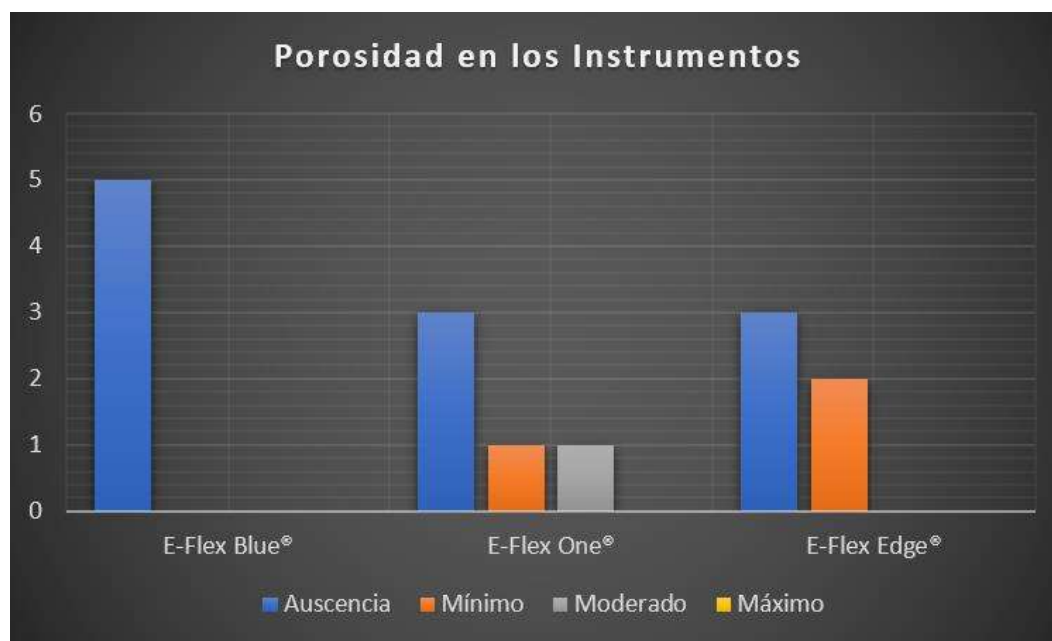
En relación al análisis de la presencia de Mermas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 3 que había presencia mínima en E-Flex Blue[®] y 4 reportaron ausencia en E-Flex One[®] y 3 en E-Flex Edge[®].

MERMAS	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue [®]		3	1	1
E-Flex One [®]	4	1		
E-Flex Edge [®]	3	1	1	



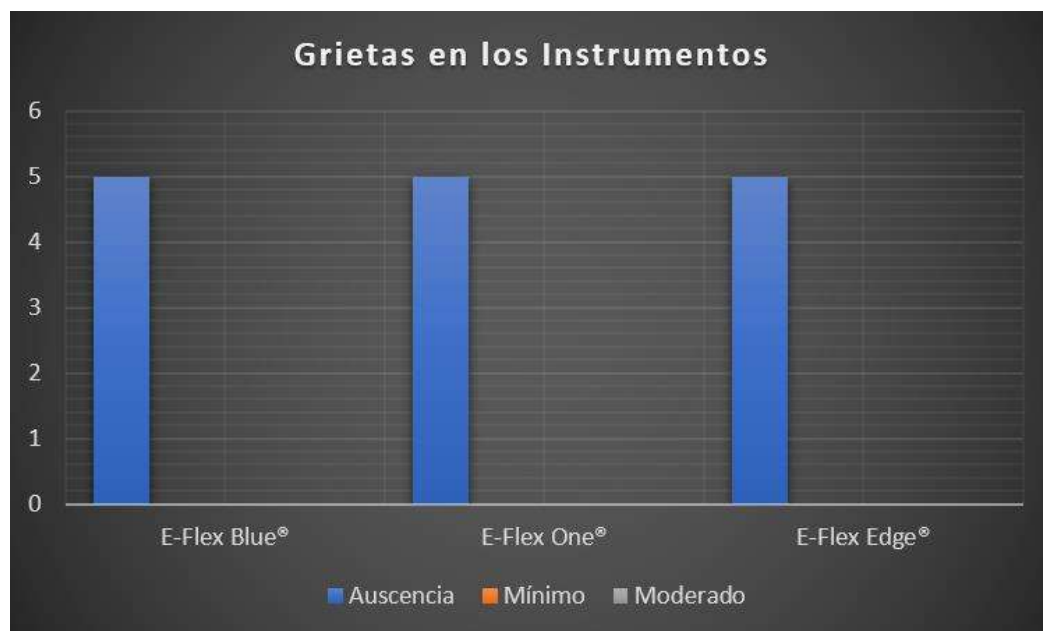
En relación al análisis de la presencia de Porosidad del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 5 que había ausencia en E-Flex Blue® y 3 reportaron ausencia en E-Flex One® y E-Flex Edge®.

POROSIDAD	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue®	5			
E-Flex One®	3	1	1	
E-Flex Edge®	3	2		



En relación al análisis de la presencia de Grietas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia coincidió que había ausencia en E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge®.

GRIETAS	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue®	5			
E-Flex One®	5			
E-Flex Edge®	5			



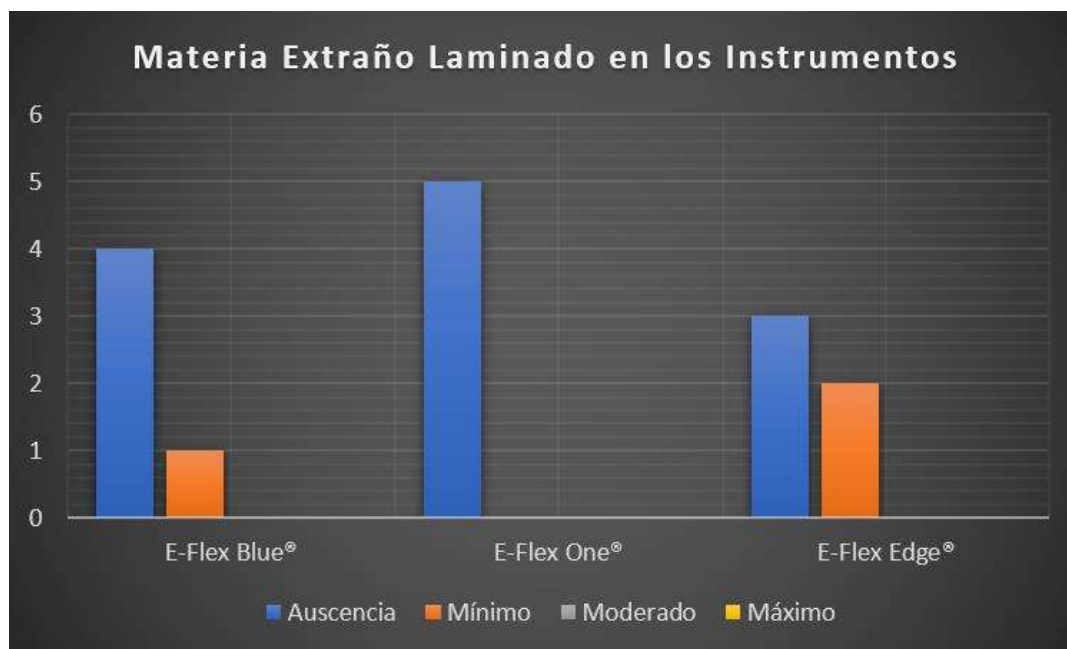
En relación al análisis de la presencia de Rugosidad del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 3 que había presencia mínima en E-Flex Blue[®] 5 en E-Flex One[®] y 3 moderado en E-Flex Edge[®].

RUGOSIDAD	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue [®]		3	2	
E-Flex One [®]		5		
E-Flex Edge [®]		2	3	



En relación al análisis de la presencia de Material Extraño Laminado del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 4 que había ausencia en E-Flex Blue[®] 5 en E-Flex One[®] y 3 en E-Flex Edge[®].

MATERIAL EXTRAÑO LAMINADO	Ausencia	Mínimo	Moderado	Máximo
E-Flex Blue [®]	4	1		
E-Flex One [®]	5			
E-Flex Edge [®]	3	2		



En relación a la orientación que siguen las marcas de trefilado del acabado de superficie, generado durante la fabricación de en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). El reporte de los 5 observadores especialistas en endodoncia fue: 5 que seguían una orientación perpendicular en relación al eje principal del instrumento en E-Flex Blue[®] 5, donde difirieron fue en E-Flex One[®] reportando 3 orientación perpendicular y 2 paralelo, y en E-Flex Edge[®] 3 perpendicular, 1 paralelo y 1 oblicuo.

ORIENTACIÓN MARCAS TREFILADO	Perpendicular Paralelo Oblicuo		
	Perpendicular	Paralelo	Oblicuo
E-Flex Blue [®]	5		
E-Flex One [®]	3	2	
E-Flex Edge [®]	3	1	1





11. DISCUSIÓN

Los instrumentos analizados de origen asiático (Changzhou, China), en lo referente a la presencia de Cráteres y Mermas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). Nos arroja como resultado ausencia o presencia mínima. En lo que se refiere a la presencia de otros defectos encontrados además de Cráteres y Mermas del acabado de superficie en los instrumentos de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge® en imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). Se analizó Porosidad, Grietas, Rugosidad, Material Extraño Laminado y Marcas por Trefilado, encontrando también ausencia o presencia mínima, pudiendo considerarse aceptable la manufactura de estos instrumentos.

12. CONCLUSIONES

Estudiar continuamente los instrumentos que se ofrecen en el mercado, sobre todo en lo que se refiere a las propiedades metalográficas es fundamental para conocer su comportamiento y contar con tratamientos cada vez más predecibles. El tratamiento térmico y de superficie realizado a instrumentos de uso contemporáneo, ha venido a cambiar las características del Níquel Titanio al que estábamos acostumbrados.



13. RECOMENDACIONES

Aumentar la muestra del universo de estudio de limas endodónticas en futuros estudios, permitirá obtener resultados cuantitativos más confiable, considerándose esta una prueba piloto que nos puede orientar a tomar decisiones en búsqueda de tratamientos más predecibles.

14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Análisis de fatiga cíclica de una nueva generación de instrumentos rotatorios de níquel titanio. J Endod. 2009; 35 :401–3.
2. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Características de fatiga cíclica y fractura de limas rotatorias de níquel-titanio rectificadas y retorcidas. J Endod. 2010; 36 :147–52.
3. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. Una investigación inicial de las propiedades de flexión y torsión de las limas de conducto radicular de Nitinol. J Endod. 1988; 14 :346–51.
4. Abu Mostafa A, AlOmari M, AlQashtini I, AlAbdullah S, AlJabr N, Domia R. La perfección de las limas endodónticas de Ni-Ti sin usar, ¿mito o realidad? Un estudio de microscopio electrónico de barrido (SEM). Revista de Odontología e Higiene Oral. 2015; 7 :16–21.
5. Thompson SA. Una descripción general de las aleaciones de níquel-titanio utilizadas en odontología Int Endod J. 2000;33:297–310.
6. Gutmann JL, Gao Y. Alteración de las propiedades metálicas y superficiales inherentes de los instrumentos de conducto radicular de níquel-titanio para mejorar el rendimiento, la durabilidad y la seguridad: una revisión enfocada Int Endod J. 2012;45:113–28.
7. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PM. Preparación mecánica de conductos radiculares: Conformación de objetivos, técnicas y medios Endod Top. 2005;10:30–76.



-
8. Baumann MA, Roth A. Efecto de la experiencia sobre la calidad de la preparación del canal con limas rotatorias de níquel-titanio Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;88:714–8.
 9. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Prueba de fatiga cíclica de instrumentos endodónticos de níquel-titanio J Endod. 1997; 23: 77–85.
 10. Szep S, Gerhardt T, Leitzbach C, Lüder W, Heidemann D. Preparación de conductos radiculares simulados severamente curvados utilizando instrumentos manuales convencionales y rotatorios accionados por motor Clin Oral Investig. 2001;5:17–25.
 11. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) Alloys. J. Dent Res 1975; 54(1) : 89-96.
 12. Buehler WJ, Cross WB. 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. Wire J. 1969; 2: 41-49.
 13. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endodon 1988; 4(7): 346-351.
 14. Leonardo M.R. y Leonardo R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel - Titanio. Brasil. Artes médicas Latinoamérica; 2002.
 15. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical Properties of a New and Improved Nickel-Titanium Alloy for Endodontic Use: An Evaluation of File Flexibility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008;105(6):798-800.
 16. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen. Vías de la Pulpa. 12a ed. Elsevier; 2022; (6): 748-919.
 17. De León, Yenny F. Fernández Ponce; AQUINLO, Carlos Mendiola. Evolución de los sistemas rotatorios en endodoncia: propiedades y diseño. Revista Estomatológica Herediana, 2011, vol. 21, no 1, p. 51-54.
 18. Hülsmann M, Peters O, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endodontic Topics 2005; 10:30-76.
-



-
19. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New Thermomechanically Treated NiTi Alloys a Review. *International Endodontic Journal*. 2018; 51:1088-103.
 20. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *J Endod*. 2017 Jul; 43(7):1157-1160. doi: 10.1016/j.joen.2017.01.040. Epub 2017 May 2. PMID: 28476464.
 21. Zanza A, Seracchiani M, Reda R, Miccoli G, Testarelli L, Di Nardo D. Metallurgical Tests in Endodontics: A Narrative Review. *Bioengineering*. 2022 Jan 12;9 (1): 30.
 22. Weiger R., Brückner M., ElAyouti A., Löst C. Preparación de conductos radiculares curvos con instrumentos rotatorios FlexMaster en comparación con instrumentos Lightspeed y limas manuales NiTi. *En t. Endod. J.* 2003; 36 :483–490. doi: 10.1046/j.1365-2591.2003.00678.x.
 23. Vaudt J., Bitter K., Neumann K., Kielbassa AM Estudio ex vivo sobre la instrumentación del conducto radicular de dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en comparación con instrumentos manuales de acero inoxidable. *En t. Endod. J.* 2009; 42 :22–33. doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01489.x.
 24. Govindaraju L., Jeevanandan G., Subramanian E. Evaluación clínica de la calidad de la obturación y el tiempo de instrumentación utilizando dos sistemas de lima rotatoria modificados con instrumentación manual en dientes primarios. *J. Clin. Diagnóstico Res.* 2017; 11 :Zc55–Zc58. doi: 10.7860/JCDR/2017/30069.10602.
 25. Sadeghi S. Capacidad de modelado de instrumentos manuales rotatorios de NiTi versus de acero inoxidable en canales curvos simulados. *Medicina. Patol*
 26. Kandaswamy D., Venkateshbabu N., Porkodi I., Pradeep G. Capacidad de centrado del canal: un desafío endodóntico. *J. Conserv. Mella.* 2009; 12 :3–9.
 27. Gergi R., Rjeily JA, Sader J., Naaman A. Comparación del transporte del canal y la capacidad de centrado de las limas retorcidas, el sistema Pathfile-ProTaper y las limas K manuales de acero inoxidable mediante tomografía computarizada. *J. Endod.* 2010; 36 :904–907. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.038.
-



-
28. Taşdemir T., Aydemir H., Inan U., Unal O. Preparación del canal con instrumentos rotatorios de Ni-Ti Hero 642 en comparación con una lima K manual de acero inoxidable evaluada mediante tomografía computarizada. En t. Endod. J. 2005; 38 :402–408. doi: 10.1111/j.1365-2591.2005.00961.x.
29. Buehler WJ, Wang FE Un resumen de la investigación reciente sobre las aleaciones de nitinol y su aplicación potencial en la ingeniería oceánica. Océano. Ing. 1968; 1 :105–120. doi: 10.1016/0029-8018(68)90019-X.
30. Kauffman GB, Mayo I. La historia del nitinol: el descubrimiento fortuito del metal con memoria y sus aplicaciones. química Educador. 1997; 2 :1–21. doi: 10.1007/s00897970111a.
31. Speck KM, Fraker AC de Ti-Ni y Ti-6Al-4V. Comportamiento de polarización anódica en soluciones fisiológicas simuladas. J. Dent. Res. 1980; 59 :1590–1595. doi: 10.1177/00220345800590100601.
32. Pedullà E., Grande NM, Plotino G., Palermo F., Gambarini G., Rapisarda E. Resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos alternativos de níquel-titanio después de la inmersión en hipoclorito de sodio. En t. Endod. J. 2013; 46 :155–159. doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02100.x.
33. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986; 90: 1-10.
34. Gang Ch, Powder metallurgical titanium alloys (TiNi and Ti-6Al-4V): injection moulding, press-and-sinter, and hot pressing. Department of Chemical and Materials Engineering The University of Auckland New Zealand 2014.
35. Hung-W L, Bishop D. P., Plucknett K. P.A comparison of Ti-Ni and Ti-SN binary Alloys processed using powder metallurgy. Materials Science & Engineering A, 2005.
36. Panigrahi, B. B Materials Letters, Vol. 61, 'Sintering behaviour of Ti–2Ni and Ti–5Ni elemental powders', pp. 152–155 (2007).
37. Merlo N. y Arenas F. Sinterización y Desarrollo Microestructural de Aleaciones Intermetálicas De Titanio. Revista Latinoamericanade Metalurgia y Materiales, Vol. 20,
-



N°1, 2000, pp. 67-73.

38. Froes F., Eylon D. *Int. Mats. Rev.*, 35 (3), (1990), p.162.

39. Zhang N, Khosrovabadi J. and Lindenhovious B., *Mats. Sci.&Eng. Vol A 150*. N°2, (1992).

40. Liang, Y., Yue, L. Evolución y desarrollo: instrumentos rotatorios de níquel-titanio endodónticos accionados por motor. *Int J Oral Sci* 14 , 12 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41368-021-00154-0>

41. Detección e Identificación de Defectos en el Acero durante la preparación de Superficies. <https://www.graco.com/es/es/contractor/solutions/articles/detecting-defects-in-steel-during-surface-preparation.html>.

42. Acabado superficial que se puede ofrecer después de un proceso de fundición <https://www.radver.com/articulos-fundicion-metales>.

43. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *Journal of Endodontics*. 2015 Nov; 41(11):1778–83.

44. Haapasalo M, Shen Y. Evolución de los instrumentos de níquel-titanio: del pasado al futuro. *Temas de Endod.* (2013) 29:3–17. doi: 10.1111/etp.12049.

45. Parashos P, Messer HH. Fractura del instrumento rotatorio de NiTi y sus consecuencias. *J Endod.* (2006) 32:1031–43. doi: 10.1016/j.joen.2006.06.008

46. Bahía MG, Buono VT. Disminución de la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio después del uso clínico en conductos radiculares curvos. *Cirugía Oral Oral Med Oral Patol Oral Radiol Endod.* (2005) 100:249–55. doi: 10.1016/j.tripleo.2004.10.013.

47. Di Fiore PM. Una docena de formas de prevenir la fractura del instrumento rotatorio de níquel-titanio. *J Am Dent Asociación.* (2007) 138:196–201. doi: 10.14219/jada.archive.2007.0136

48. <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>. Copyright © 2023 Changzhou Sifary



Medical Technology Co., Ltd. Todos los derechos reservados. Desarrollado por ShuangXi.

49. Hanan AR, Meireles DA, Sponchiado Júnior EC, Hanan S, Kuga MC, Bonetti Filho I. Surface characteristics of reciprocating instruments before and after use--a SEM analysis. *Braz Dent J*. 2015 Mar-Apr;26(2):121-7. doi: 10.1590/0103-6440201300208. Epub 2015 Apr 1. PMID: 25831101.
50. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Mitchell J. Observaciones con microscopio electrónico de barrido de limas rotatorias de níquel-titanio nuevas y usadas. *J Endod*. 2003; 29 (10):667–9.
51. Arantes WB, da Silva CM, Lage-Marques JL, Habitante S, da Rosa LC, de Medeiros JM. SEM analysis of defects and wear on Ni-Ti rotary instruments. *Scanning*. 2014 Jul-Aug;36(4):411-8. doi: 10.1002/sca.21134. Epub 2014 Jan 3. PMID: 24395626.
52. Zafar MS. Impact of Endodontic Instrumentation on Surface Roughness of Various Nickel-Titanium Rotary Files. *Eur J Dent*. 2021 May;15(2):273-280. doi: 10.1055/s-0040-1718469. Epub 2020 Oct 27. PMID: 33111285; PMCID: PMC8184277.
53. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, et al. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2003;29:667–9.
54. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27:516–20.
55. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, et al. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2016;42:965–8.
56. Inan U, Aydin C, Uzun O, et al. Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. *J Endod* 2007;33: 1334–7.
57. Ezteurk E, Geuder G. Correlation between three-dimensional surface topography and color stability of different nanofilled composites. *Scanning* 2015;37:438–45.



-
58. Teurker SA, SaVglam BC, Koc, ak MM, Koc,ak S. The effect of glide path on the surface quality of new and used rotary and reciprocating single files: OneShape versus Wave- One. *Scanning* 2014;36:608–13.
59. Fatma Y, Ozgur U. Evaluation of surface topography changes in three NiTi file systems using rotary and reciprocal motion: an atomic force microscopy study. *Microsc Res Techniq* 2014;77:177–82.
60. Yamazaki-Arasaki A, Cabrales R, Santos MD, et al. Topography of four different end- odontic rotary systems, before and after being used for the 12th time. *Microsc Res Techniq* 2012;75:97–102.
61. Inan U, Aydin C, Uzun O, et al. Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. *J Endod* 2007;33: 1334–7.
62. Caballero H, Rivera F, Salas H. Scanning electron microscopy of superficial defects in Twisted files and Reciproc nickel–titanium files after use in extracted molars. *Int Endod J* 2015;48:229–35.
63. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW (2005) Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal* 38,802–9.
64. Pook LP (2007) *Metal Fatigue - What It Is, Why It Matters*. Springer 161–5.
65. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G (2009) A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 35, 1469–76.
66. Valois CA, Silva LP, Azevedo RB (2008) Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: An atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics* 34, 859–62.
67. Van Waes H, Matter T, Krejci I (1997) Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 112, 666–9.
-



-
68. Valois CA, Silva LP, Azevedo RB (2008) Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: An atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics* 34, 859–62.
69. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB (2005) Atomic force microscopy study of stainless steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* 31, 882–5.
70. Field J, Waterhouse P, German M (2010) Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of Dentistry* 38, 182–90.
71. Tabassum S, Zafar K, Umer F. Nickel-Titanium Rotary File Systems: What's New? *Eur Endod J.* 2019 Oct 18;4(3):111-117. doi: 10.14744/eej.2019.80664. PMID: 32161896; PMCID: PMC7006588.
72. Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Biomed Res Int.* 2017;2017:4528601. doi: 10.1155/2017/4528601. Epub 2017 Nov 28. PMID: 29318149; PMCID: PMC5727669.
73. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2009 Jul;42(7):621-6. doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01563.x. Epub 2009 May 8. PMID: 19467049.
74. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002 Oct;28(10):716-20. doi: 10.1097/00004770-200210000-00009. PMID: 12398171.
75. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001 Oct;14(5):324-33. PMID: 11803999.
76. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. Una investigación inicial de las propiedades de flexión y torsión de las limas de conducto radicular de Nitinol. *J.*
-



Endod. 1988; 14 :346–351. doi: 10.1016/S0099-2399(88)80196-1.

77. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective-An Overview. *Bioengineering (Basel)*. 2021 Dec 16;8(12):218. doi: 10.3390/bioengineering8120218. PMID: 34940371; PMCID: PMC8698980.