



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



**“ PORCENTUAL ELEMENTAL DE LA ALEACIÓN
DE NÍQUEL TITANIO DE LOS
INSTRUMENTOS MECANIZADOS
E-FLEX BLUE®, E-FLEX ONE® Y E-FLEX EDGE® ”**

TESIS

Para obtener el Título de Especialidad en

ENDODONCIA

Presenta

Francisco Javier Ayala Ayala

Asesor de tesis:

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

Asesor externo:

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

Morelia, Michoacán

Noviembre 2023

**“ PORCENTUAL ELEMENTAL DE LA ALEACIÓN
DE NÍQUEL TITANIO DE LOS
INSTRUMENTOS MECANIZADOS
E-FLEX BLUE[®], E-FLEX ONE[®] Y E-FLEX EDGE[®] ”**

Presenta
Francisco Javier Ayala Ayala

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

Colaboradores:
C.D.E.E. Gloria Angélica Torres García

Morelia, Michoacán

Noviembre 2023

RESUMEN

PROBLEMA. El porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] otorgan características especiales a los instrumentos que deben entenderse para obtener resultados más predecibles. **OBJETIVO GENERAL.** Analizar el porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] obtenidos mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). **HIPÓTESIS.** Los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] presentaran diferente resultado en el porcentaje de aleación elemental de Níquel Titanio entre ellos, al ser analizados mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS). **METODOLOGIA.** Se Seleccionó el punto de obtención de resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi) y otros elementos encontrados en la superficie de cada uno de los 5 instrumentos obtenidos de diferentes lotes, a una distancia aproximada de 1.5 mm de la punta, evitando coincidiera con el ángulo de la parte activa del instrumento, aumento de 25 X, mediante la utilización del Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo y Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS). **DISCUSIÓN.** Los instrumentos analizados de origen asiático (Changzhou, China), en lo referente al porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] tienen valores cercanos al reportado en la literatura siendo un 49% de Titanio y 51% de Níquel. En promedio los valores obtenidos fueron de: E-Flex Blue[®] una Media de Titanio de 49.6070119% y de Níquel de 50.3929881%, E-Flex One[®] una Media de Titanio de 49.37680122% y de Níquel de 50.62319878%, E-Flex Edge[®] una Media de Titanio de 48.90848344% y de Níquel de 51.09151656%.

PALABRAS CLAVE: Níquel, Titanio, E-Flex Blue, One, Edge.

SUMMARY

PROBLEM. The elemental percentage of the Nickel Titanium alloy in the E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® machined instrumentation systems gives special characteristics to the instruments that must be understood for more predictable results. **GENERAL OBJECTIVE.** Analyze the elemental percentage of the Nickel Titanium alloy of the E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® Mechanized Instrumentation Systems obtained by field emission scanning electron microscopy and X-ray diffraction spectroscopy. (EDS). **HYPOTHESIS.** The mechanized instrumentation systems E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® will present different results in the percentage of elemental Nickel Titanium alloy between them, when analyzed by field emission scanning electron microscopy and X-ray diffraction spectroscopy (EDS). **METHODOLOGY.** The point for obtaining results of elemental percentages of Nickel Titanium alloy (NiTi) and other elements found on the surface of each of the 5 instruments obtained from different batches was selected, at an approximate distance of 1.5 mm from the tip, avoiding coincided with the angle of the active part of the instrument, magnification of 25 **DISCUSSION.** The analyzed instruments of Asian origin (Changzhou, China), in relation to the elemental percentage of the Nickel Titanium alloy of the mechanized instrumentation systems E-Flex Blue®, E-Flex One® and E-Flex Edge® have close values than reported in the literature, being 49% Titanium and 51% Nickel. On average, the values obtained were: E-Flex Blue® an Average Titanium of 49.6070119% and Nickel of 50.3929881%, E-Flex One® an Average Titanium of 49.37680122% and Nickel of 50.62319878%, E-Flex Edge® an average of Titanium of 48.90848344% and Nickel of 51.09151656%.

KEYWORDS: Nickel, Titanium, E-Flex Blue, One, Edge.

AGRADECIMIENTOS

Esposa:

Gracias por su constante apoyo incondicional, gracias por apoyarme en cada elección y emprendimiento, gracias por siempre brindarme su comprensión, cariño y amor, te amo Mónica Berber.

A mi Madre:

Gracias por el hecho de que forme la persona que soy el día de hoy, gracias a su cariño y apoyo he llegado a realizar uno de mis anhelos más grandes de mi vida fruto del inmenso apoyo, amor y confianza que en mi se depositó y por lo cual le viviré eternamente agradecido

Mis hijos:

Francisco Javier y Mylena quien son el motor y razón para crecer y seguir superándome, los amo.

Profesores:

Agradezco de los conocimientos y enseñanza que cada uno de ustedes a contribuido en mi formación

Asesores y Colaboradores de tesis:

Ha sido un proyecto de muchos años, el resultado ha sido espectacular, mejor de lo que esperaba y una parte de este trabajo se lo debo a mis asesores Oliver Mauricio López y Edgar Hugo Trujillo, el trabajo de los colaboradores fue muy importante para lograr el objetivo final. Muchas gracias a todos.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	9
2. MARCO TEÓRICO	11
2.1 Historia del Níquel Titanio (NiTi)	11
2.2 Fabricación del NiTi.....	11
2.2.1 Propiedades del NiTi	12
2.2.2 Ventajas en el uso de instrumentos rotatorios de NiTi	15
2.2.3 Aleación de NiTi	16
2.3 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación del Níquel Titanio	17
2.4 Defectos Superficiales	23
2.5 Separación de Instrumentos	23
2.6 NiTi y Elementos Adicionales al NiTi encontrados en el estudio.....	24
2.7 E-Flex Blue®.....	26
2.8 E-Flex One®	27
2.9 E-Flex Edge®	28
3. ANTECEDENTES	29
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	38
5. OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS	39
6. HIPÓTESIS DE TRABAJO	39
7. DELIMITACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL	40

7.1 Delimitación Temporal	40
7.2 Delimitación Espacial	40
8. CRITERIOS DE SELECCIÓN	40
8.1 Universo de Estudio	40
8.2 Criterios de Inclusión	41
8.3 Criterios de Exclusión	41
8.4 Criterios de Eliminación	41
9. METODOLOGÍA	41
10. RESULTADOS	51
11. DISCUSIÓN	60
12. CONCLUSIONES	60
13. RECOMENDACIONES	61
14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA	61
FIGURAS	
1. Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio	20
2. Diseño del instrumento E-Flex Blue®	26
3. Criterios de Diseño del instrumento E-Flex One®	27
4. Diseño del instrumento E-Flex Edge®	28
5. Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo	40
6. Blister de limas Eighteeth utilizadas en el estudio	42

7. Ajuste de cinta adhesiva de carbono conductora de doble cara en el porta muestras	43
8. Extracción de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster	44
9. Eliminación del tope de goma de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster	45
10. Colocación de las limas en el porta muestras del Microscopio Electrónico de Barrido	46
11. Fijación del porta muestras sobre la platina del Microscopio Electrónico de Barrido	47
12. Introducción de los instrumentos al Microscopio Electrónico de Barrido	48
13. Selección del punto de obtención de los resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi)	49
14. Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo y monitor para la obtención de los resultados de Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS)	50

1.- INTRODUCCIÓN

Al simplificar los métodos ofrecidos por los fabricantes, han surgido las limas de endodoncia mecanizadas para preparar los conductos radiculares de manera más cómoda y práctica; se han convertido en una herramienta indispensable para reducir los errores, dando lugar a tratamientos cada vez más predecibles.

La metalurgia involucrada en su producción y sus constantes avances tecnológicos, cambios en la construcción y procesamiento del NiTiNOL nos permiten entender cómo funciona la herramienta para sacarle el máximo provecho.

Las aleaciones equiatómicas de NiTi contienen cantidades similares de átomos de Níquel y Titanio (55 % de Níquel y 45 % de Titanio) y pueden existir en tres fases microestructurales: Austenita, Martensita y Fase R. A alta temperatura, la Austenita se denomina matriz de fase, y la fase de Martensita a baja temperatura se denomina sub fase, y ambas son las principales estructuras cristalinas de las aleaciones de NiTi.

La estructura cristalina de la red cambia con la temperatura y el voltaje. La temperatura de transformación Austenita-Martensita oscila entre 16 y 31 °C, lo que indica que las aleaciones de NiTi comunes existen principalmente en forma Austenítica a temperatura ambiente y temperatura elevada.

La pseudomartensita se puede formar en un rango de temperatura pequeño y tiene un módulo de Young más bajo que la Austenita, también conocida como Fase R. El NiTiNOL de Fase R es flexible. La Martensita puede transformarse en Austenita elevando la temperatura. La aleación de NiTi es relativamente dura en estado austenítico y exhibe memoria de forma, mientras que en estado martensítico es flexible y maleable y se deforma fácilmente. La estructura de dos fases de la Martensita tiene

propiedades de amortiguación y absorción de energía, lo que puede hacer que la aleación de NiTi sea resistente a la fatiga y a la pérdida de memoria del metal.

El propósito de esta investigación es revisar el estado actual del arte en la metalurgia en lo que se refiere a la composición de la aleación de Níquel Titanio (NiTi) en la producción de instrumentos rotatorios de endodoncia, ha habido varias propuestas de empresas comerciales para cambiar sus propiedades, por ejemplo: la forma de la punta, la longitud de la parte activa, diferentes conicidades, calibre, sección transversal. diseño de secciones, etc.;

Las aleaciones de Níquel-Titanio recientemente desarrolladas son tratadas térmicamente para cambiar sus propiedades metalográficas, otorgándoles nuevas propiedades en un esfuerzo por mejorar sus características, tales como: resistencia a las fracturas por torsión y fatiga, mayor ductilidad y menor dureza sin comprometer la eficiencia de corte.

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 analizar el porcentaje elemental 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), así como buscar y analizar elementos adicionales al NiTi encontrados en los sistemas.

2.- MARCO TEÓRICO

2.1 Historia del Níquel Titanio (NiTi)

En 1975, Civjan¹ bajo el liderazgo de los Estados Unidos, Instituto de Investigación Dental del Ejército en el Centro Médico del Ejército Walter Reed, fue el primero en sugerir que las aleaciones de Níquel-Titanio tienen excelentes propiedades, necesarias para los instrumentos de endodoncia. Walia, Brantley y Gerstein² fueron los primeros en mencionar el uso de un nuevo sistema metalúrgico, el alambre de ortodoncia de NiTiNOL³ en la fabricación de limas endodónticas.

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).^{5,6}

2.2 Fabricación 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 registro 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 e hiperelásticas del NiTi, podemos concluir que la composición de la aleación oscila entre un 55 % de Ni y un 45 % de Ti en peso.⁷

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.^{8,9}

2.2.1 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.⁷

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, transporte, peldaños y riesgo de perforación.¹⁰

Posteriormente, el uso de Níquel-Titanio en instrumentos 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.¹¹

Actualmente, el mercado profesional ofrece constantemente nuevas alternativas a los instrumentos mecanizados, 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 rápida 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 instrumentos mecanizadas es la separación de los instrumentos, que puede ser causada por esfuerzos de torsión o fatiga cíclica, cuando se produce una separación del instrumento por torsión la herramienta gira en el conducto y, a medida que continúa el movimiento

de rotación, el instrumento se atasca en la pared del conducto, 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 separación del instrumento.

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.¹¹

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.¹⁰

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.⁹

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.⁸

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.⁹

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.¹⁰

La deformación plástica se caracteriza por la capacidad de deformarse permanentemente sin fracturarse.^{11,12}

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.^{13,14,15,16}

2.2.2 Ventajas en el uso de instrumentos rotatorios de NiTi

Reducir el tiempo de tratamiento de endodoncia.

Los métodos instrumentales que utilizan sistemas manuales requieren más instrumentos 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.^{17,18,19}

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^{19,20}

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^{21,22} 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^{23,24,25}

2.2.3 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 ^{26,27}

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 ²⁸ resistencia a la corrosión ^{26,29} efecto memoria de forma y superelasticidad. Las dos últimas propiedades juegan un papel clave en la determinación de las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios de NiTi. El primero es el efecto de memoria de forma, que permite que la herramienta 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 a 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 ^{4,30,31}

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 sólidos y la de líquidos 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.³²

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 intermetálicas.

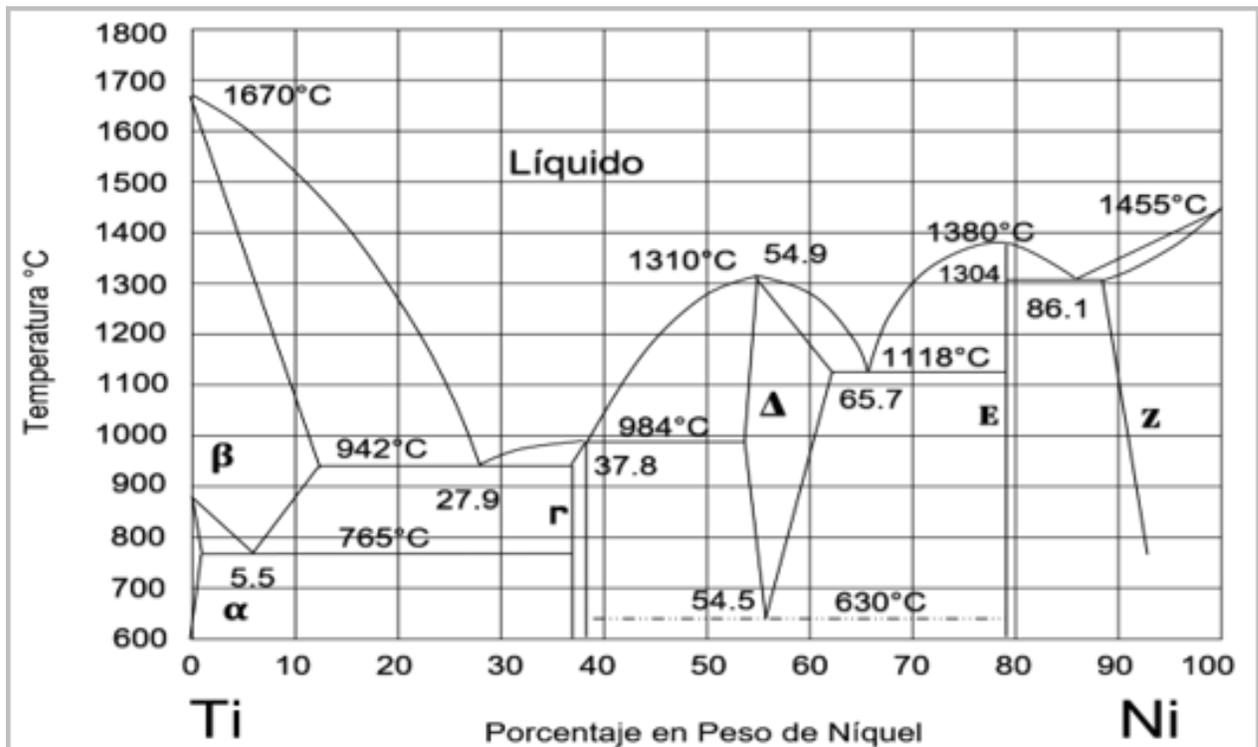


Fig.1 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio.

Estudios realizados por Liu en 2015 ³³ 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). ³⁴

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 ³⁵ 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 ³⁶

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 ³⁷

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 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.³⁸

2.4 Defectos Superficiales

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.¹¹

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.⁶

2.5 Separación de Instrumentos

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.¹¹

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.¹¹

Movimientos. Ha evolucionado el movimiento alternativo de rotación horizontal con diferentes ángulos asimétricos de corte de las limas de Níquel Titanio, con mayores conicidad, estos movimientos estaban reservados a limas manuales, sin embargo,

posteriormente se introdujeron motores específicos.³⁹ Algunas limas de NiTi están diseñadas para motores eléctricos, que proporcionan una 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.⁶

2.6 NiTi y elementos adicionales al NiTi encontrados en el estudio.

Níquel. Símbolo: Ni. Número atómico: 28. Masa atómica presente en la naturaleza: 58.71. Es un metal blanco plata, duro, sin embargo, es maleable y dúctil. La mayor parte se emplea en acero inoxidable y aleaciones resistentes a la corrosión. Existe en el 0.008% de la corteza terrestre, algunos tipos de meteoritos tienen Níquel, está presente también en plantas, animales, agua de mar, petróleo y carbón. Se funde a 1455°C, hierve a 2840°C y cuando está dividido totalmente es color negro. Algunos alimentos contienen Níquel como el chocolate, grasas, vegetales contaminados, los fumadores tienen alta exposición. En pequeñas exposiciones es esencial, pero en altas cantidades es peligroso para la salud. Algunas de las secuelas son: Altas probabilidades de desarrollar cáncer de pulmón, nariz, laringe y próstata. Enfermedades respiratorias y cardíacas, malformaciones y reacciones alérgicas.⁴⁰

Titanio. Símbolo: Ti. Número atómico: 22. Peso atómico: 47.90. Químicamente su comportamiento es similar al Silicio y Zirconio. El Dióxido de Titanio (TiO₂) comúnmente es color negro o castaño conocido como Rutilo, este dióxido se utiliza en pinturas para exteriores, como agente blanqueador, opacador de esmalte de porcelana debido al brillo, dureza y resistencia. El Titanio y Dióxido de Titanio son bajos en toxicidad, una sobre exposición puede causar daño pulmonar, dolor de pecho e irritación.⁴⁰

Carbono: Número atómico: 6. Masa atómica: 12,01115 g/mol. Densidad: 2,26 g/ml. Forma un mayor número de compuestos en combinación con más elementos. Existe en dos formas alotrópicas cristalinas: Diamante y grafito. otras formas son el carbón vegetal, coque y negro de humo. El carbón químicamente puro se forma de la descomposición térmica de la sacarosa en ausencia de aire. A temperaturas elevadas se combina con el oxígeno para formar monóxido o dióxido de carbono. Tiene una toxicidad muy baja. El carbono como elemento no es peligroso, sin embargo, la exposición al negro de carbono puede provocar daños temporales o permanentes en pulmón y corazón.⁴⁰

Sodio.- Símbolo: Na. Número atómico: 11. Peso atómico: 22.9898. Es un metal suave, con bajo punto de fusión, el metal alcalino más importante. Es componente de la sal común, mantiene un balance de los sistemas de fluidos físicos para el funcionamiento de nervios y músculos, puede dañar los riñones y podría provocar hipertensión arterial.⁴⁰

Oxígeno.- Símbolo: O. Número atómico: 8. Peso atómico: 15.9994. Es el elemento esencial en la respiración de la gran mayoría de las células vitales, el elemento que más abunda en la corteza terrestre. Algunas de sus aplicaciones son: Fundición, refinación y fabricación de aceros y metales, fabricación de productos químicos por oxidación controlada, apoyo en Medicina y vida biológica, Propulsión de cohetes y fabricación de productos de vidrio y en la minería. Es un gas incoloro, inoloro e insípido, condensado es un líquido azul claro. En exceso es nocivo, produce daño pulmonar el respirar de 50 a 100% del oxígeno a presión normal durante un periodo prolongado. Se almacena a temperaturas bajas.⁴⁰

Cloro.- Símbolo: Cl. Número Atómico: 17. Peso atómico: 35.453. Es uno de los elementos llamados halógenos. Es altamente reactivo, se forma de manera natural. Se

utiliza en agua para reducir los niveles de microorganismos (desinfección). Entra al cuerpo al ser respirado en aire contaminado, en alimentos y bebidas, sin embargo, no permanece en el cuerpo debido a su reactividad. Los efectos en la salud son equivalentes a la cantidad presente, tiempo, frecuencia de exposición y concentración.
40

2.7 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 ⁴¹

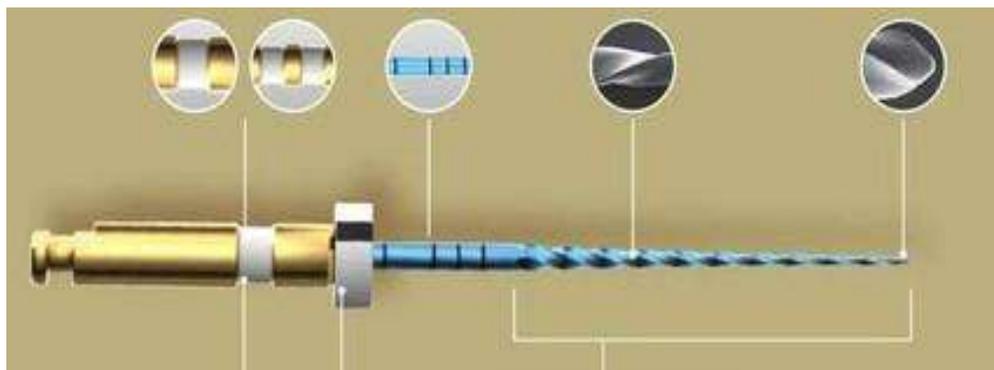


Fig. 2 Diseño del instrumento E-Flex Blue®
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

2.8 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. ⁴¹

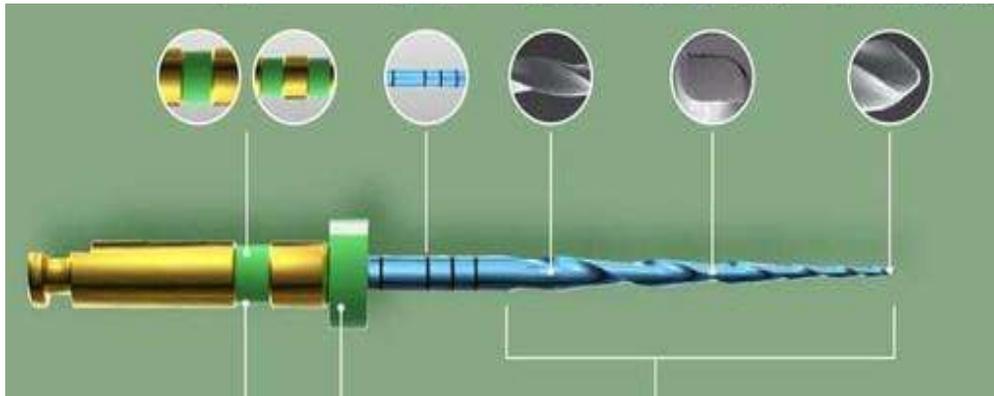


Fig. 3 Diseño del instrumento E-Flex One®
(tomada de: <https://www.eightteeth.com/Endo-File/>)

2.9 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. ⁴¹

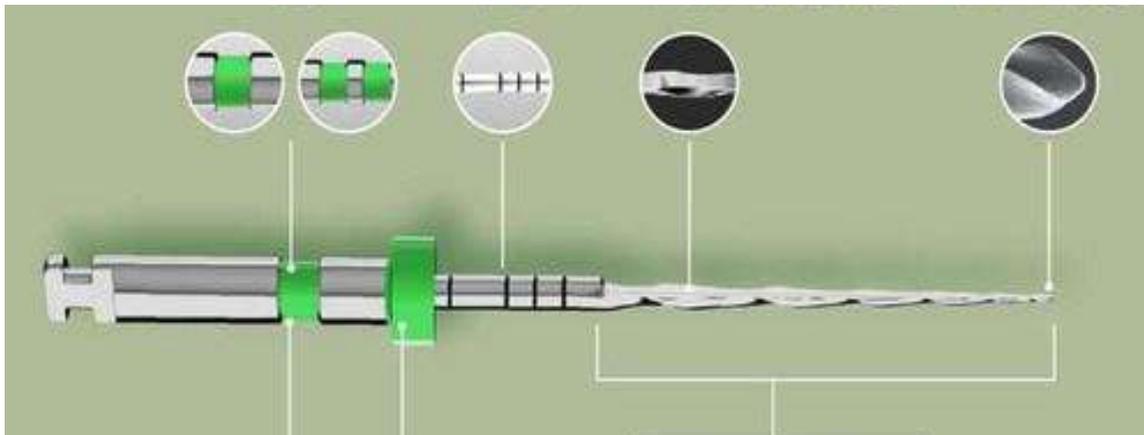


Fig. 4 Diseño del instrumento E-Flex Edge®
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

3.- ANTECEDENTES

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®).

Los instrumentos basados 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. Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para instrumentos de NiTi. 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®). Los instrumentos basados 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. Esta revisión analiza las diversas transiciones de fase y tratamientos térmicos a los que se someten los instrumentos de NiTi.

Estos dispositivos con tratamiento térmico también tienen una mejor resistencia a la fatiga cíclica que el NiTiNOL convencional. 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®). Los instrumentos basados en aleaciones austeníticas tienen propiedades superelásticas 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.

Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para instrumentos 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®). Los instrumentos basados 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. Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para instrumentos de NiTi. 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®).

Los instrumentos basados 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. Esta revisión analiza varias transformaciones de fase y tratamientos térmicos para instrumentos de NiTi.⁴²

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 los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio (NiTi). Se seleccionaron ocho instrumentos rotatorios 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 los instrumentos rotatorios de NiTi fabricadas con aleaciones convencionales consisten principalmente

en austenita a temperatura ambiente; la martensita estable y la fase R se encuentran en los instrumentos termomecanizadas. ⁴³

En otro estudio tuvieron como objetivo caracterizar la composición elemental, microestructura y dureza de los instrumentos. Seleccionaron diez marcas comerciales, se incrustaron a lo largo de su eje longitudinal en resina epoxi y los cortaron, dieron un pulido, colocaron pasta de diamante, limpiaron con ultrasonido y recubrieron por pulverización con carbón conductor y examinaron en SEM.

Las mismas muestras se utilizaron para evaluar la dureza Vickers, tomaron la parte central y analizaron los resultados de la composición elemental cuantitativo y se clasificaron en cuatro grupos: ProTaper[®], Liberator[®], ProFile[®] y K3[®]. Los resultados de dureza Vickers se clasificaron en tres grupos: ProFile[®], Liberator[®], Hyflex[®], Hero[®] y Ergoflex[®]. Los resultados concluyeron que los instrumentos fabricados con NiTi tenían de 54,2 y 56,2%, son parte del rango de composición nominal. Los valores de dureza oscilaron entre 312 y 376 VHN. La forma típica de hacer instrumentos de Níquel Titanio incluye la fundición al vacío de un lingote forjado en caliente, luego laminado y trefilado para reducir el diámetro. Posteriormente se lleva un proceso en frío hasta un 30- 50% para lograr el diámetro final, para lograr el segundo estado el instrumento es sometido a tratamiento térmico de 450 a 550°C.⁴⁴

Otro estudio analizó una muestra de 5 sistemas rotatorios: ProTaper Gold[®], ProTaper Universal[®], Premium Taper Gold[®], Go-Taper Flex[®] y U-File[®]. En los cuales se comparó su diseño geométrico en general y acabado de superficie, por medio del microscopio electrónico de barrido, así como la relación de Níquel Titanio por medio de espectroscopia de dispersión de energía, las temperaturas de sus fases de transformación por colorimetría diferencial de barrido, su fatiga cíclica y torsional, y área

del conducto trabajada. Como resultados obtuvieron una diferencia del 5% entre los sistemas.

En cuanto a su superficie radial, la simetría de sus espirales, y la relación casi equiatómica de Níquel Titanio; todos los instrumentos presentaron similitud. La diferencia fue en su tratamiento de acabado superficial y la anatomía de sus puntas. En temperaturas de 20% por examen de DSC, ProTaper Gold[®] y Pro-Taper Flex[®], mostraron estar en fase martensítica, mientras que Premium Taper Gold[®], Protaper Universal[®] y U-Files[®] mostraron características de martensítica. Llegaron a la conclusión de que las diferencias influyeron en cuanto a sus resistencias, pero la superficie trabajada del conducto fue equivalente entre todos los sistemas.⁴⁵

En la publicación de Seracchianise del 2022, se hace una comparación de las propiedades mecánicas y metalúrgicas de 5 instrumentos reciprocantes, entre ellos: Reciproc[®] (VDW[®], Germany), Reciproc Blue[®] (VDW[®]), EdgeOne Fire[®] (EdgeEndo, NM[®]), and Wave One Gold[®] (Dentsply Maillefer[®],). En cuanto al análisis metalúrgico se analizó la composición de la aleación Níquel Titanio, y la temperatura de fase de transformación, por medio de espectroscopia de rayo X de energía dispersa y escáner calorimétrico.

Obteniendo como resultado en todos los instrumentos un porcentaje de Níquel de 52% - 53% y 47%-48% de Titanio, y como fase, martensítica. La diferencia estuvo en las temperaturas de transformación de fase. En este estudio llegaron a la conclusión de que la recientemente introducida lima OneRECI[®] (Coltene[®]) con una composición equiatómica de Níquel Titanio en fase martensítica, mostro mejores avances mecánicos en comparación con los otros instrumentos estudiados.⁴⁶

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 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.⁴⁷

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 estos instrumentos. 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.⁴⁸

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 instrumento giratorio, brindando diferentes sensaciones táctiles. Por otro lado, se ha prestado especial atención a todos los instrumentos 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.⁴⁹

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.⁵⁰

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.⁵¹

4.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] otorgan

características especiales a los instrumentos que deben entenderse para obtener resultados más predecibles.

5. OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS

Objetivo General:

Analizar el porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] obtenidos mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).

Objetivos Específicos:

Analizar el porcentaje de otros elementos además del Níquel y Titanio encontrados en los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] obtenidos mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).

6.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

HT: Los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] presentaran diferente resultado en el porcentaje de aleación elemental de Níquel Titanio entre ellos, al ser analizados mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo y espectroscopía de difracción de rayos X. (EDS).

$A \neq B \neq C$

7. DELIMITACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL

7.1 Delimitación Temporal:

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

7.2 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. 5 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

8.1 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[®]

8.2 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[®]

8.3 Criterios de Exclusión:

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

8.4 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 su 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. 6 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. 7 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. 8 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.

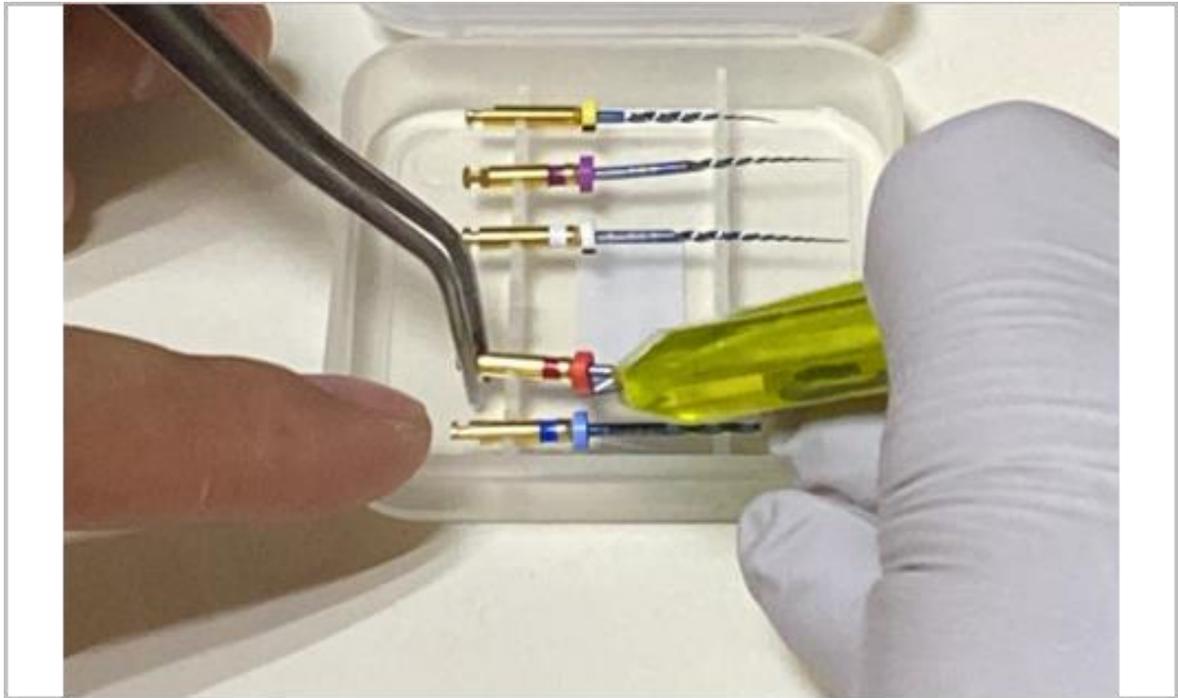


Fig. 9 Eliminación del tope de goma de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

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. 10 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.

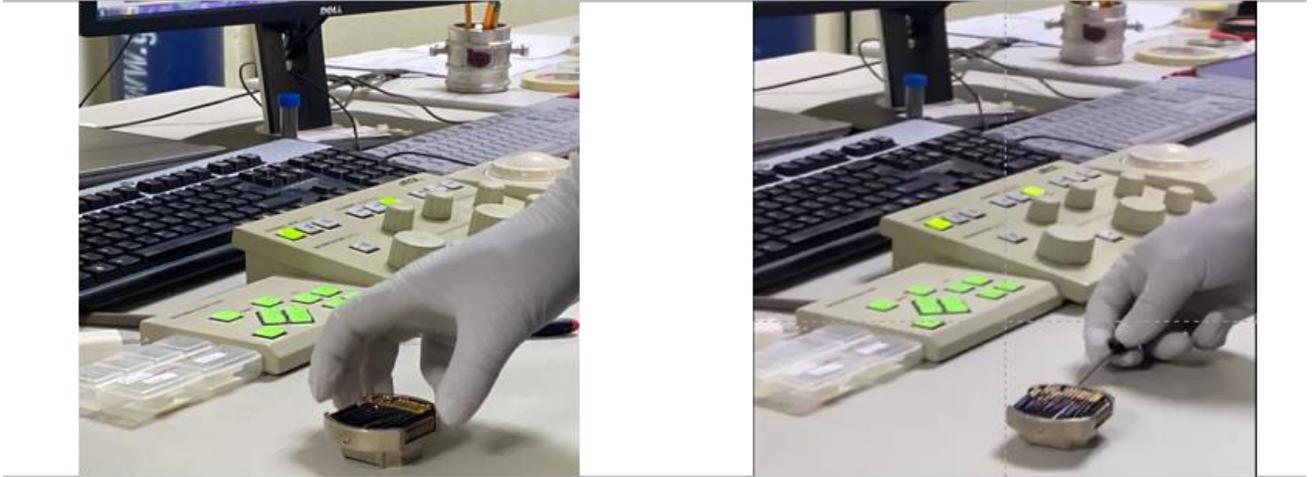


Fig. 11 Fijación del porta muestras sobre la platina del Microscopio Electrónico de Barrido. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

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).

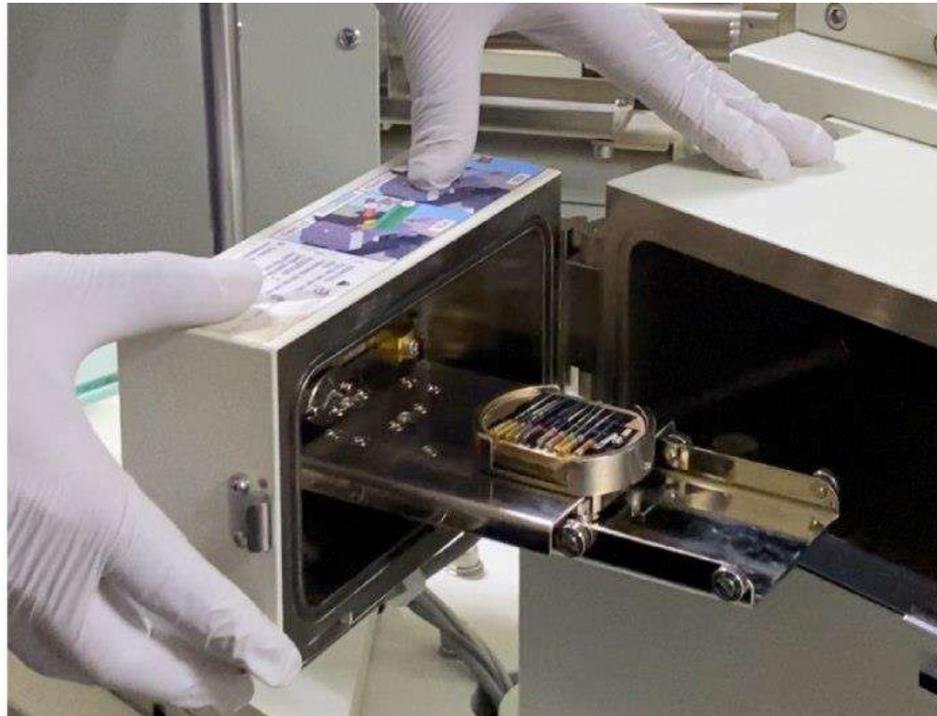


Fig. 12 Introducción de los instrumentos al Microscopio Electrónico de Barrido. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

FASE EXPERIMENTAL PARA EL ANALISIS DE PORCENTAJES ELEMENTALES DE LA ALEACIÓN NIQUEL TITANIO Y OTROS ELEMENTOS ENCONTRADOS.

Se Seleccionó el punto de obtención de resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi) y otros elementos encontrados en la superficie de cada uno de los 5 instrumentos obtenidos de diferentes lotes, a una distancia aproximada de 1.5 mm de la punta, evitando coincidiera con el ángulo de la parte activa del instrumento, aumento de 25 X, mediante la utilización del Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo y Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS)

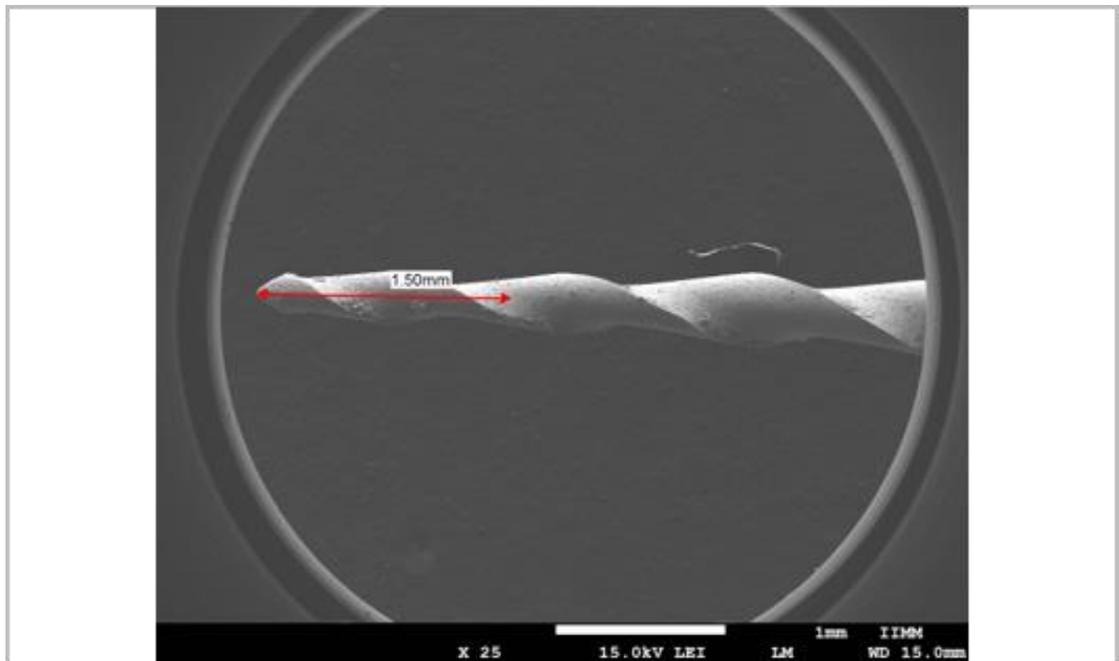


Fig. 13 Selección del punto de obtención de los resultados de porcentajes elementales de aleación de Níquel Titanio (NiTi). Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

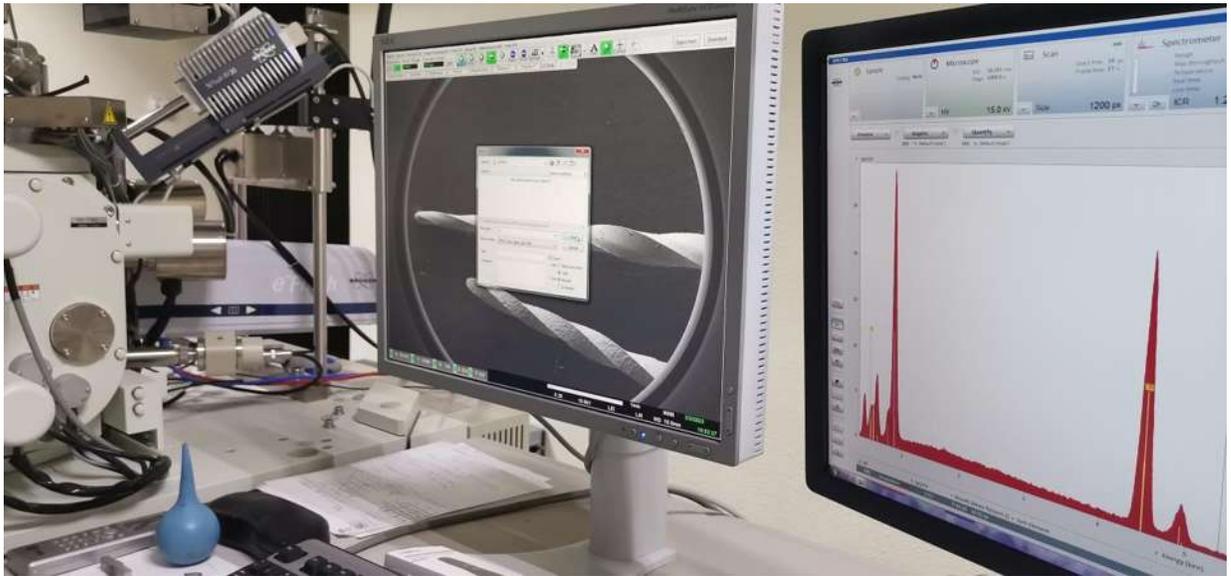


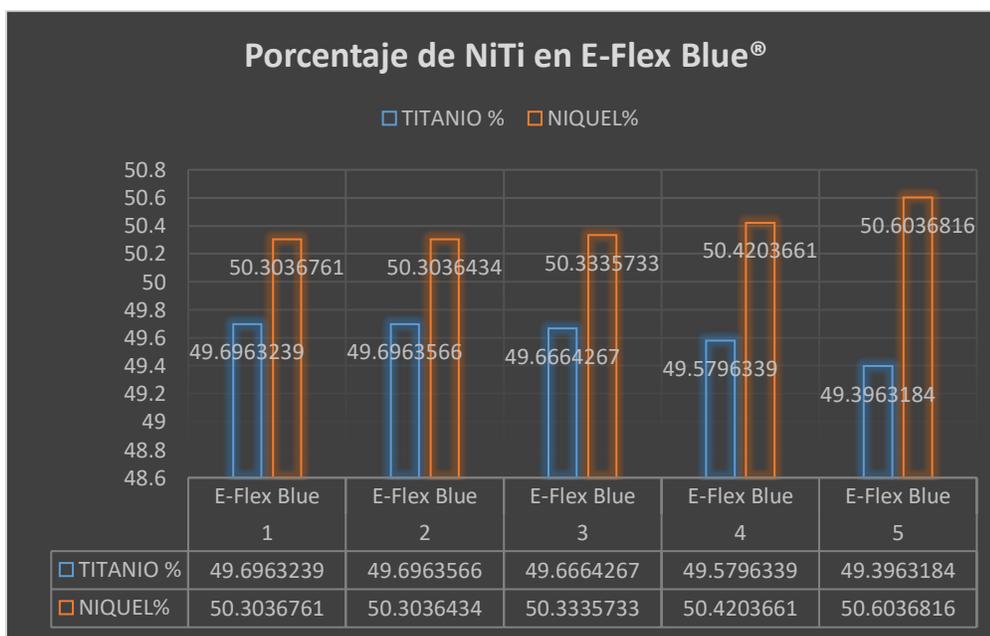
Fig. 14 Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo y monitor para la obtención de los resultados de Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS). Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

10. RESULTADOS

Resultados de la fase experimental del análisis porcentual elemental de la aleación de NiTi. Realizado con análisis químico específico SEM-EDS (Energy Dispersive Spectroscopy) con microscopía electrónica de barrido de emisión de campo.

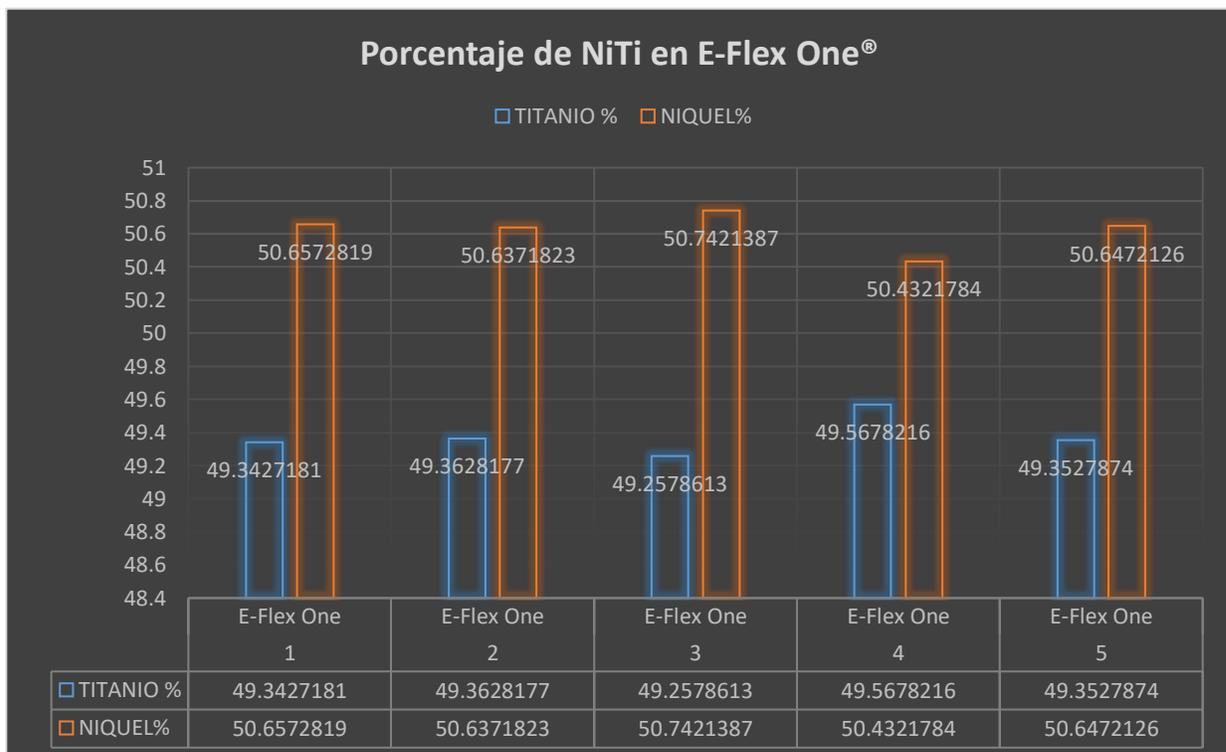
E-Flex Blue®. Todas las muestras arrojaron un resultado representado en gráfica, la posición de los picos indica la Emisión de Rayos X característica de los elementos presentes. La presencia de Ti y Ni es evidente en el total de las muestras. Se confirma una composición de **Titanio** en una **Media** de 49.6070119% y de **Níquel** de 50.3929881%, **Mediana de Titanio** 49.6664267% y **Níquel** de 50.3335733%, en un **Rango de Titanio** de 49.3963184% - 49.6963566% y **Níquel** de 50.3036434% - 50.4203661%. La **Desviación Estándar** de 0.127112679.

Lima No.				TITANIO %	NIQUEL%
1	Eighteenth	E-Flex Blue	Blue	49.6963239	50.3036761
2	Eighteenth	E-Flex Blue	Blue	49.6963566	50.3036434
3	Eighteenth	E-Flex Blue	Blue	49.6664267	50.3335733
4	Eighteenth	E-Flex Blue	Blue	49.5796339	50.4203661
5	Eighteenth	E-Flex Blue	Blue	49.3963184	50.6036816



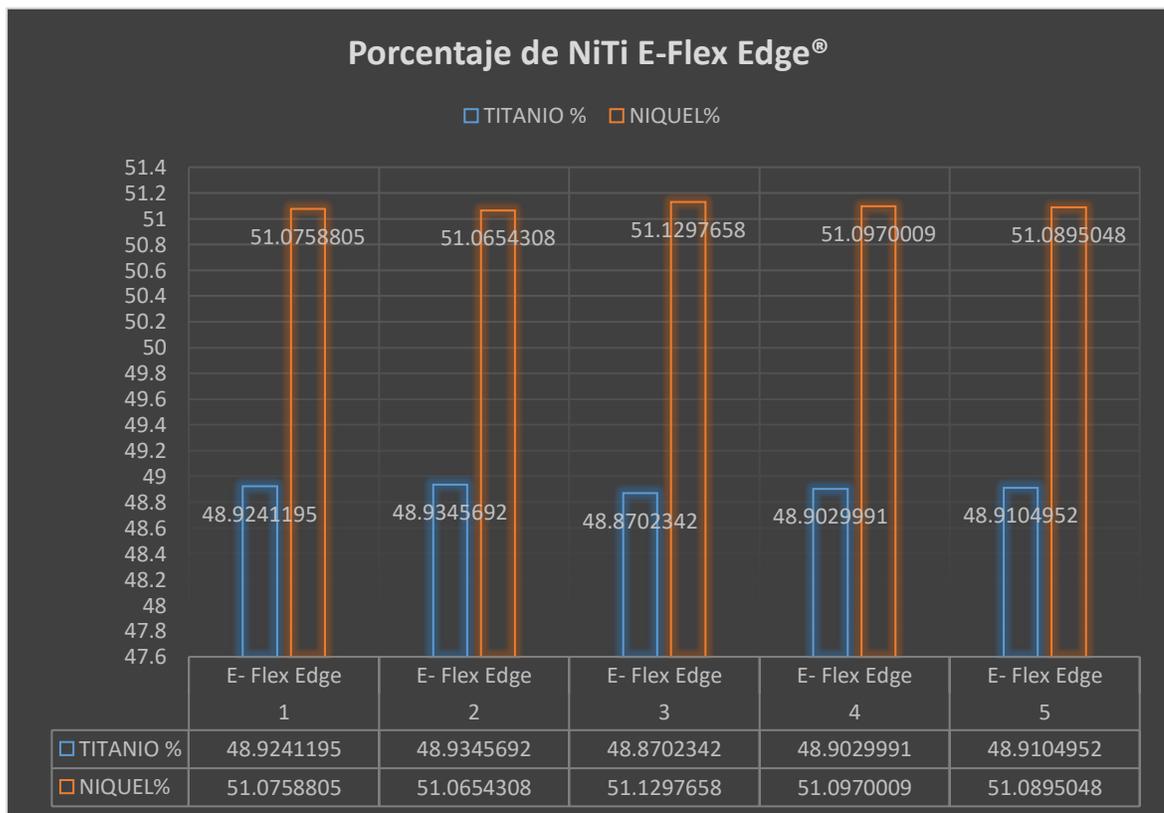
E-Flex One®. Todas las muestras arrojaron un resultado representado en gráfica, la posición de los picos indica la Emisión de Rayos X característica de los elementos presentes. La presencia de Ti y Ni es evidente en el total de las muestras. Se confirma una composición de **Titanio** en una **Media** de 49.37680122% y de **Níquel** de 50.62319878%, **Mediana** de **Titanio** 49.3527874% y **Níquel** de 50.6472126%, en un **Rango de Titanio** de 49.2578613% - 49.5678216% y **Níquel** de 50.4321784% - 50.7421387%. La **Desviación Estándar** de 0.114640036.

Lima No.				TITANIO %	NIQUEL%
1	Eighteenth	E-Flex One	Blue	49.3427181	50.6572819
2	Eighteenth	E-Flex One	Blue	49.3628177	50.6371823
3	Eighteenth	E-Flex One	Blue	49.2578613	50.7421387
4	Eighteenth	E-Flex One	Blue	49.5678216	50.4321784
5	Eighteenth	E-Flex One	Blue	49.3527874	50.6472126



E-Flex Edge®. Todas las muestras arrojaron un resultado representado en gráfica, la posición de los picos indica la Emisión de Rayos X característica de los elementos presentes. La presencia de Ti y Ni es evidente en el total de las muestras. Se confirma una composición de **Titanio** en una **Media** de 48.90848344% y de **Níquel** de 51.09151656 %, **Mediana** de **Titanio** 48.9104952% y **Níquel** de 51.0895048%, en un **Rango de Titanio** de 48.8702342% - 48.9345692% y **Níquel** de 51.0654308% - 51.1297658%. La **Desviación Estándar** de .02460733.

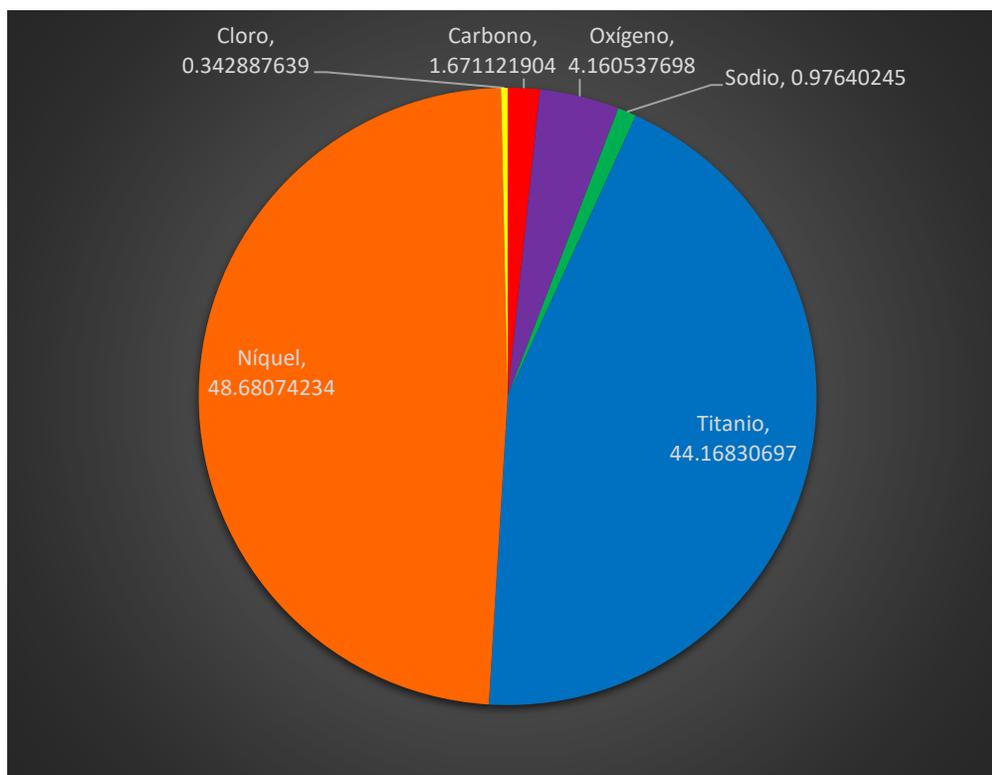
Lima No.				TITANIO %	NIQUEL%
1	Eighteeth	E- Flex Edge	Gold	48.9241195	51.0758805
2	Eighteeth	E- Flex Edge	Gold	48.9345692	51.0654308
3	Eighteeth	E- Flex Edge	Gold	48.8702342	51.1297658
4	Eighteeth	E- Flex Edge	Gold	48.9029991	51.0970009
5	Eighteeth	E- Flex Edge	Gold	48.9104952	51.0895048

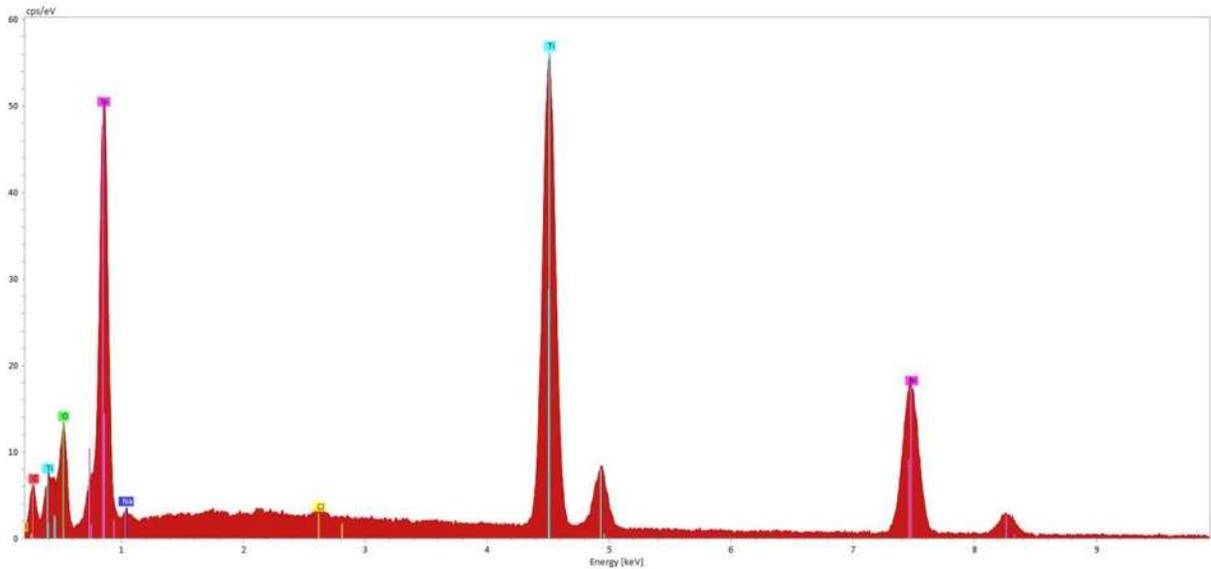


Resultados de la fase experimental del análisis porcentual de elementos encontrados en los instrumentos adicionales al Níquel Titanio.

E-Flex Blue®

Elemento	At. No.	Line s.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom [%]	abs. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	K-Serie	2943	1.40944985	1.671121904	6.31500861	0.065014774
Oxígeno	8	K-Serie	7690	3.50906133	4.160537698	11.80295489	0.143532418
Sodio	11	K-Serie	1380	0.82351281	0.97640245	1.927698974	0.073314741
Titanio	22	K-Serie	75933	37.2522278	44.16830697	41.86986812	0.934683849
Níquel	28	K-Serie	30298	41.0580858	48.68074334	37.64548661	1.350373537
Cloro	17	K-Serie	1006	0.2891967	0.342887639	0.438982792	0.025564577
			Sum	84.3415343	100	100	

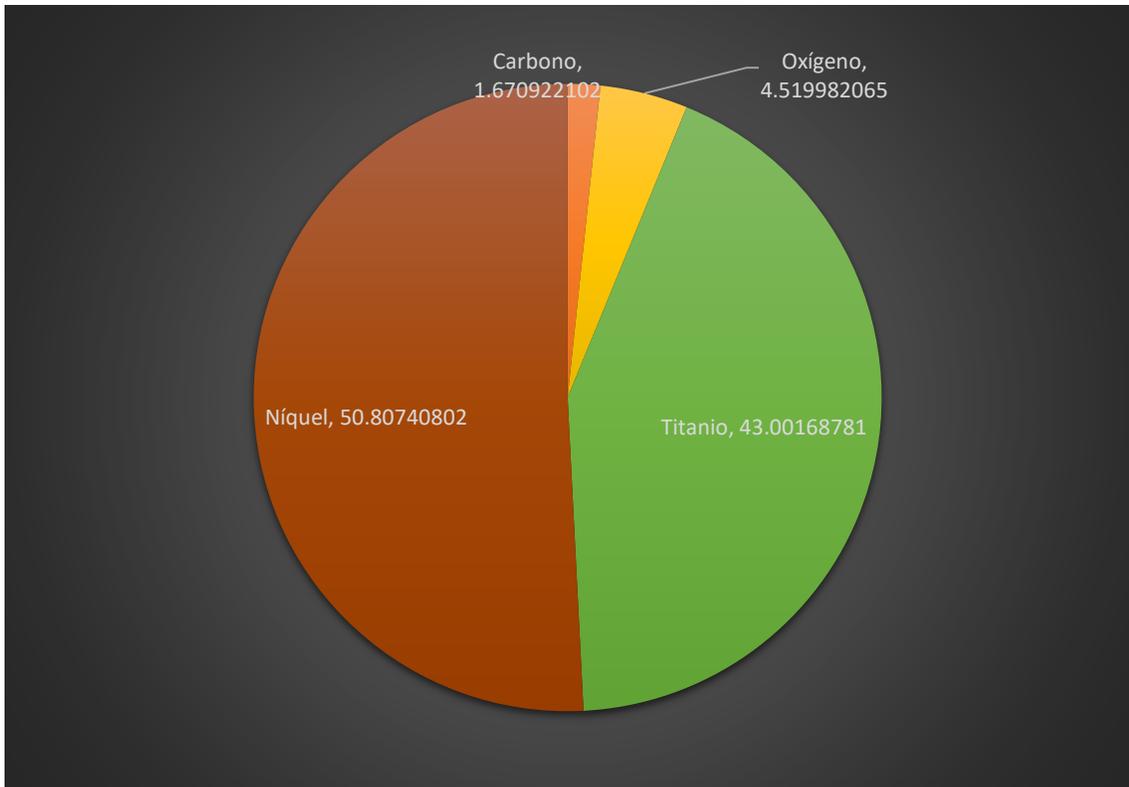


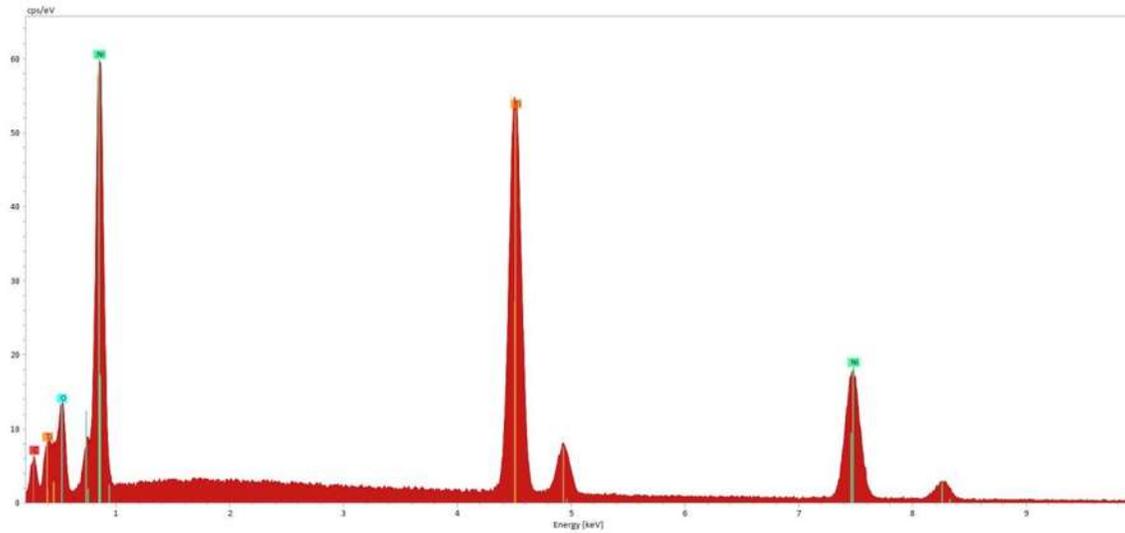


Resultados de Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS), en relación al porcentaje de Níquel, Titanio y otros elementos encontrados en los instrumentos E-Flex Blue®

E-Flex One®

Element	At. No.	Line s.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom [%]	abs. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	K-Serie	2943	1.41243305	1.6709221	6.36575681	0.06497499
Oxígeno	8	K-Serie	8264	3.82074786	4.51998206	12.9272463	0.15401732
Titanio	22	K-Serie	75827	36.3493935	43.0016878	41.0964556	0.90444184
Níquel	28	K-Serie	30010	42.9475809	50.807408	39.6105414	1.43427854
			Sum	84.5301554	100	100	

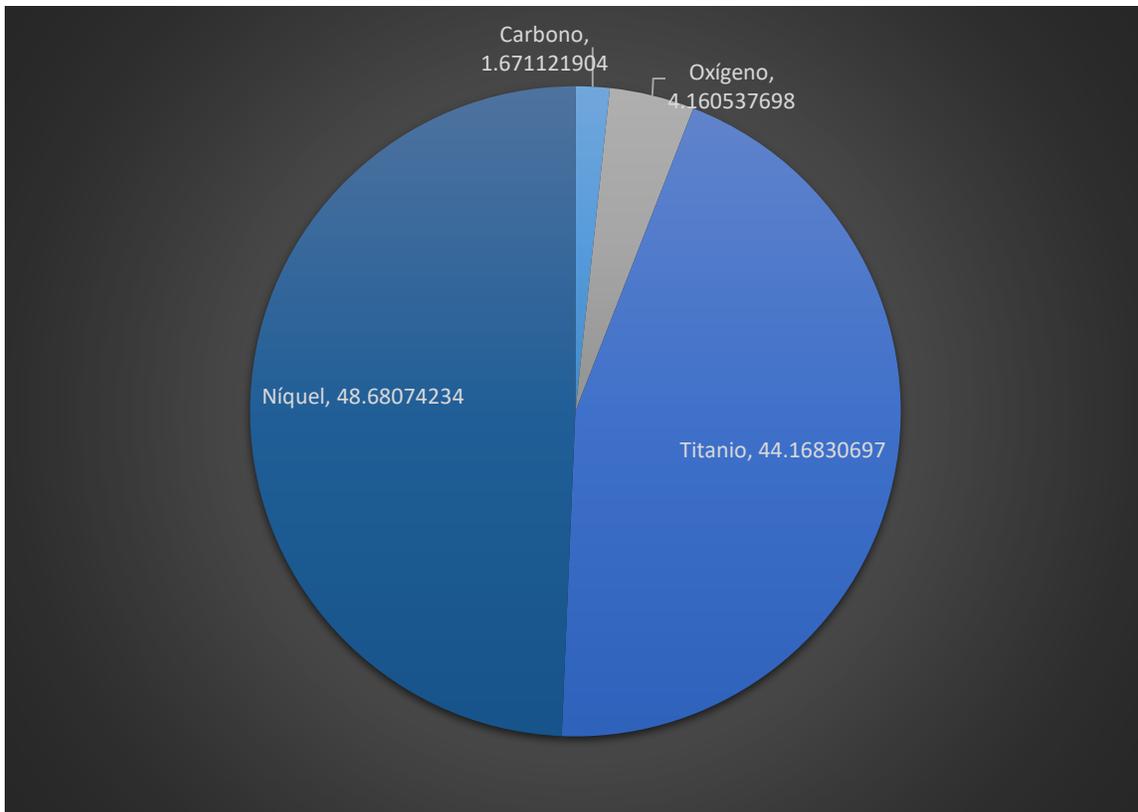


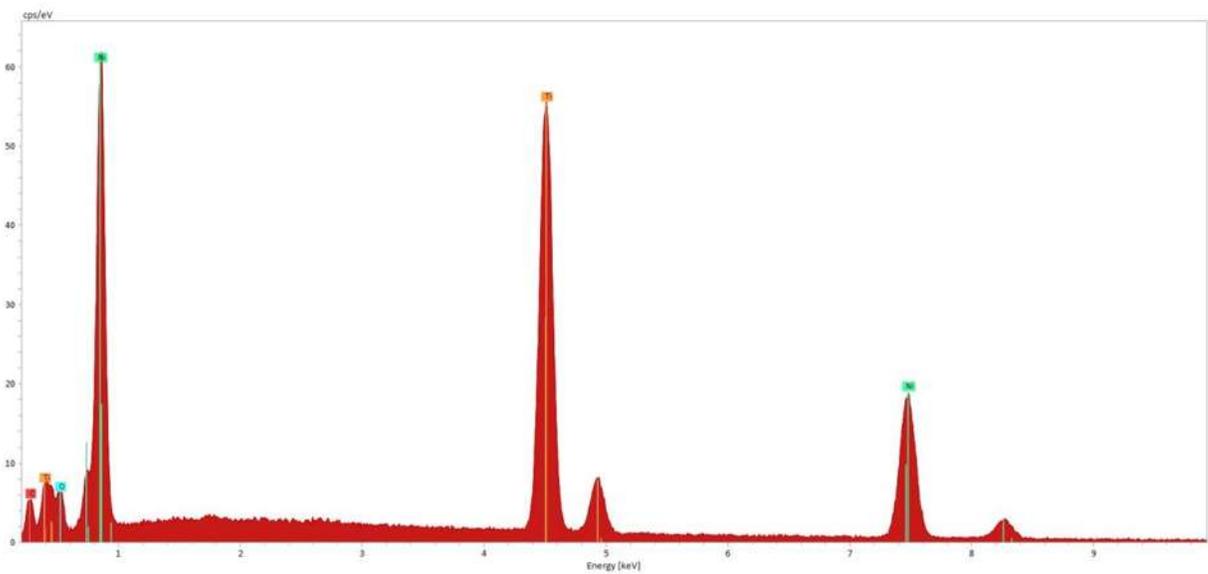


Resultados de Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS), en relación al porcentaje de Níquel, Titanio y otros elementos encontrados en los instrumentos E-Flex One®

E-Flex Edge®

Element	At. No.	Line s.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom [%]	abs. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	K-Serie	2729	1.32330541	1.5757721	6.42014071	0.06188397
Oxígeno	8	K-Serie	3115	1.44821572	1.7245134	5.2746444	0.06616443
Titanio	22	K-Serie	76760	34.2552852	40.7906763	41.6904969	0.82809793
Níquel	28	K-Serie	31308	46.9514169	55.9090382	46.614718	1.57507742
			Sum	83.9782232	100	100	





Resultados de Espectroscopía de Difracción de Rayos X. (EDS), en relación al porcentaje de Níquel, Titanio y otros elementos encontrados en los instrumentos E-Flex Edge[®]

11. DISCUSIÓN

Los instrumentos analizados de origen asiático (Changzhou, China), en lo referente al porcentaje elemental de la aleación de Níquel Titanio de los sistemas de instrumentación mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] tienen valores cercanos al reportado en la literatura siendo un 49% de Titanio y 51% de Níquel. En promedio los valores obtenidos fueron de:

E-Flex Blue[®] una Media de Titanio de 49.6070119% y de Níquel de 50.3929881%

E-Flex One[®] una Media de Titanio de 49.37680122% y de Níquel de 50.62319878%

E-Flex Edge[®] una Media de Titanio de 48.90848344% y de Níquel de 51.09151656%

En base a su aleación se considera en un estándar aceptable al presentado por instrumentos antecesores o de costos de manufactura y distribución más elevados.

Los elementos adicionales a Ni-Ti encontrados fueron Carbono, Oxígeno, Sodio y Cloro, considerados como normales ya que el carbono se encuentra presente en la cinta de fijación doble cara utilizada previa a la introducción de los instrumentos al microscopio.

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 las pruebas a las limas endodónticas como fatiga cíclica, fatiga torsional, midrodureza, ataque químico, etc. Podrán dar a los profesionales, más elementos para seleccionar la lima endodóntica para cada caso en particular.

Aumentar el número de muestras podría representar datos estadísticos más confiables.

14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) Alloys. J. Dent Res 1975; 54(1) : 89-96.
2. 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.
3. Buehler WJ, Cross WB. 55-Nitinol uniques wire alloy with a memory. Wire J. 1969; 2: 41-49.
4. 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.
5. Thompson, S.A. An Overview of Nickel - Titanium Alloys Used in Dentistry. International Endodontic Journal. 2000; 33, 297-310.
6. Leonardo M.R. y Leonardo R.T. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel - Titanio. Brasil. Artes médicas Latinoamérica; 2002.
7. 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.
8. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen. Vías de la Pulpa. 12a ed. Elsevier; 2022; (6): 748-919.

9. 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.
10. Hülsmann M, Peters O, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 2005;10:30-76.
11. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New Thermomechanically Treated NiTi Alloys a Review. *International Endodontic Journal*. 2018; 51:1088-103.
12. 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.
13. 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.
14. Leroy AM, Bahia MG, Ehlacher A, Buono VT. An Analytical Mechanical Model to Describe the Response of Niti Rotary Endodontic Files in a Curved Root Canal. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2012; 32 (6):1594-600. doi: 10.1016/j.msec.2012.04.049.
15. Fernández Ponce de León, Y. F. y Mendiola A.C. Evolución de los Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Propiedades y Diseño. *Revista Estomatológica Herediana*. 2011; vol. 21(1): 51-54.
16. Chan WS, Gulati K, Peters OA. Advancing Nitinol: From Heat Treatment to Surface Functionalization for Nickel-Titanium (Niti) Instruments in Endodontics. *Bioactive Materials*. 2023; 22: 91-111.
17. 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.
18. Vautd 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.
19. 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.
20. Sadeghi S. Capacidad de modelado de instrumentos manuales rotatorios de NiTi versus de acero inoxidable en canales curvos simulados. *Medicina. Patol Oral. Cirugía Oral. bucal.* 2011; 16 :e454–e458. doi: 10.4317/medoral.16.e454.
21. Kandaswamy D., Venkateshbabu N., Porkodi I., Pradeep G. Capacidad de centrado del canal: un desafío endodóntico. *J. Conserv. Mella.* 2009; 12 :3–9.
22. 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.
23. 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.
24. Cheung GS, Liu CS Un estudio retrospectivo del resultado del tratamiento endodóntico entre las técnicas de limado manual rotativo de níquel-titanio y de acero inoxidable. *J. Endod.* 2009; 35 :938–943. doi: 10.1016/j.joen.2009.04.016.
25. Del Fabbro M., Afrashtehfar KI, Corbella S., El-Kabbaney A., Perondi I., Taschieri S. Eficacia in vivo e in vitro de instrumentos rotatorios de níquel-titanio frente a instrumentos manuales de acero inoxidable para el tratamiento del conducto radicular: revisión sistemática y Metanálisis. *J. Evid. Abolladura basada. Practica* 2018; 18 :59–69. doi: 10.1016/j.jebdp.2017.08.001.

26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. Ounsi HF, Nassif W., Grandini S., Salameh Z., Neelakantan P., Anil S. Evolution of Nickel-titanium Alloys in Endodontics. *J. Contemp. Mella. Practica* 2017; 18 :1090–1096.
31. Tabassum S., Zafar K., Umer F. Sistemas de archivo rotatorio de níquel-titanio: ¿Qué hay de nuevo? *Eur Endod. J.* 2019; 4 :111–117.
32. 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.
33. 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*
34. Panigrahi, B. B *Materials Letters*, Vol. 61, 'Sintering behaviour of Ti–2Ni and Ti–5Ni elemental powders', pp. 152–155 (2007)
35. Merlo N. y Arenas F. Sinterización y Desarrollo Microestructural de Aleaciones Intermetálicas De Titanio. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, Vol. 20, N°1, 2000, pp. 67-73

36. Froes F., Eylon D. *Int. Mats. Rev.*, 35 (3), (1990), p.162.
37. Zhang N, Khosrovabadi J. and Lindenhovious B., *Mats. Sci.&Eng. Vol A 150. N"2*, (1992).
38. 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>.
39. 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.
40. Lenntech B.V. Níquel (Ni) Propiedades químicas y efectos sobre la salud y el medio ambiente [Internet]. www.lenntech.es. Available from: <https://www.lenntech.es/periodica/elementos/ni.htm>
41. <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>. Copyright © 2023 Changzhou Sifary Medical Technology Co., Ltd. Todos los derechos reservados. Desarrollado por ShuangXi
42. 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.
43. 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.
44. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A Metallurgical Characterization of Ten Endodontic NiTi Instruments: Assessing the Clinical Relevance of Shape Memory and Superelastic Properties of NiTi Endodontic Instruments. *IEJ*. 2010; 43: 125- 134.
45. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Belladonna FG, Simões-Carvalho M, da

- Costa RP, Ginjeira A, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comparison of Five Rotary Systems Regarding Design, Metallurgy, Mechanical Performance, and Canal Preparation. *A Multimethod Research. Clin Oral Investig.* 2022;26(3):3299-3310.
46. Seracchiani M, Reda R, Zanza A, D'Angelo M, Russo P, Luca T. Mechanical Performance and Metallurgical Characteristics of 5 Different Single-file Reciprocating Instruments: A Comparative In Vitro and Laboratory Study. *Journal of Endodontics.* 2022; 48(8): 1073-1080.
47. 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.
48. 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.
49. 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.
50. 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.
51. 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.