



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



**“ MICRODUREZA DE 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

Juan Calderón López

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

**“ MICRODUREZA DE LOS SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN MECANIZADOS
E-FLEX BLUE[®], E-FLEX ONE[®] Y E-FLEX EDGE[®] ”**

Presenta
Juan Calderón López

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

Colaboradores:
C.D.E.E. Marco Antonio Hernández Gordillo
DCMCM. Eduardo Cortés Carrillo
DCM. Arnoldo Bedolla Jacuinde

Morelia, Michoacán

Septiembre 2023

RESUMEN

PROBLEMA. Al carecer de Normas de Estandarización en la fabricación de las limas mecanizadas, cada fabricante proporciona elementos que difieren total o parcialmente del resto, la Microdureza de los instrumentos no siendo la excepción, es por eso que conocer esta información de los instrumentos E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] es importante buscando obtener que los resultados de los tratamientos endodónticos sean cada vez más predecibles. **OBJETIVO.** Evaluar los resultados de la Microdureza de los instrumentos utilizando Microdurómetro de Vickers (HV). **HIPÓTESIS.** Los resultados de la Microdureza entre los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV). serán diferentes. **METODOLOGIA.** Para tener la certeza del acabado superficial de los instrumentos y poder realizar el estudio de microdureza, las limas seccionadas se observaron en microscopio óptico a 5X Zeiss[®] Axio Observer[®], obteniendo fotomicrografía de la parte activa, previo a las indentaciones por prueba de microdureza de Vickers. La determinación de la dureza se realizó de acuerdo con la norma ASTM E-92, utilizando un indentador Vickers Autovick[®] Mitutoyo HM-200 con una carga de 200 gramos y un tiempo de permanencia de 15 segundos en 5 puntos de muestreo por instrumento. Los instrumentos de prueba se colocaron en el porta muestras debiendo tener una superficie completamente plana y limpia. Un indentador de diamante cónico imprimió la muestra con un ángulo $\alpha = 136^\circ$ entre sus superficies. Después de retirar la carga, la pirámide permaneció bajo la carga P de 200 gramos y un tiempo de permanencia de 15 segundos en 5 puntos de muestreo por instrumento, usando un microscopio, se midió las dos diagonales de la huella izquierda. **RESULTADOS.** Se aprueba la hipótesis de trabajo en relación a que los resultados de la Microdureza entre los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV) fueron diferentes.

PALABRAS CLAVE: Microdureza, Vickers, E-FlexBlue, E-FlexOne, E-Flex Edge

SUMMARY

PROBLEM. Lacking Standardization Standards in the manufacture of mechanized files, each manufacturer provides elements that differ totally or partially from the rest, the Microhardness of the instruments being no exception, which is why knowing this information about the E-Flex Blue instruments[®], E-Flex One[®] and E-Flex Edge[®] is important in seeking to ensure that the results of endodontic treatments are increasingly predictable. **AIM.** Evaluate the Microhardness results of the instruments using Vickers Microhardness Tester (HV). **HYPOTHESIS.** The Microhardness results between the instruments of the E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] and E-Flex Edge[®] Mechanized Systems using Vickers Microhardness Tester (HV). They will be different. **METHODOLOGY.** To be certain of the surface finish of the instruments and to be able to carry out the microhardness study, the sectioned files were observed under an optical microscope at 5X Zeiss[®] Axio Observer[®], obtaining photomicrography of the active part, prior to the indentations by microhardness test. Vickers. The determination of hardness was carried out in accordance with the ASTM E-92 standard, using a Vickers Autovick[®] Mitutoyo HM-200 indenter with a load of 200 grams and a residence time of 15 seconds at 5 sampling points per instrument. The test instruments were placed in the sample holder and must have a completely flat and clean surface. A conical diamond indenter printed the sample with an angle $\alpha = 136^\circ$ between their surfaces. After removing the load, the pyramid remained under the load P of 200 grams and a residence time of 15 seconds at 5 sampling points per instrument, using a microscope, the two diagonals of the left footprint were measured. **RESULTS.** The working hypothesis is approved in relation to the fact that the Microhardness results between the instruments of the E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] and E-Flex Edge[®] Mechanized Systems using the Vickers Microhardness Tester (HV) were different.

KEYWORDS: Microhardness, Vickers, E-FlexBlue, E-FlexOne, E-Flex Edge

AGRADECIMIENTOS

Primero agradezco a la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo por haberme aceptado y abierto sus puertas para mí formación académica desde la licenciatura, así como a los docentes que formaron parte de ese trayecto y me brindaron sus conocimientos y su apoyo.

A mis asesores de tesis Oliver Mauricio López Garnica y Edgar Hugo Trujillo Torres por ser un gran pilar y apoyo en todo este proceso, guiándome y permitiéndome recurrir a su capacidad y conocimiento científico.

A mis colaboradores y revisores de tesis, que representan un papel importante y fueron indispensables para la realización de esta tesis.

Agradezco a mis padres Juan Calderón Delgado y María Magdalena López Silva (QEPD) por todo el cariño y apoyo brindado durante cada paso de mi carrera universitaria, por ser siempre mis principales motivadores y formadores de lo que ahora soy como persona y profesionista; sin ustedes y sus consejos, su amor y su cariño yo no habría llegado hasta donde estoy.

Agradezco a mí esposa Violeta y junto con mi hija Regina por estar siempre a mi lado e impulsarme día a día ser un mejor ser humano en todos los aspectos.

Agradezco a mis compañeros y amigos que fueron un gran apoyo durante los años de estudio y preparación en el posgrado, así como en los años posteriores fortaleciendo nuestra amistad y camaradería.

Por último y nuevamente agradecer a Edgar Hugo Trujillo Torres por qué has hecho todo por qué después de muchos años yo esté aquí, por esforzarte y alentarme a realizar esta tesis. No existen palabras suficientes para agradecerte todo lo que has hecho, lo que significa para mí y por tu gran amistad todos estos años.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	10
2. MARCO TEÓRICO	14
2.1 Historia del Níquel Titanio (NiTi)	14
2.1.1 Fases de Aleación	25
2.1.1.1 Fase Austenita	25
2.1.1.2 Fase Martensita	26
2.1.1.3 Fase R	27
2.2 Manufactura del NiTi	30
2.3 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación del Níquel Titanio	36
2.4 Fatiga Cíclica y Torsional de los Instrumentos NiTi	41
2.5 Dureza Vickers (Vickers Hardness Testing)	42
2.5.1 Norma ASTM E92 – 17	47
2.5.2 Norma ASTM E384 - 17	52
2.5.3 Vickers Autovick [®] Mitutoyo HM-200	56
2.6 E-Flex Blue [®]	58
2.7 E-Flex One [®]	59
2.8 E-Flex Edge [®]	60
3. ANTECEDENTES	61

4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	74
5. OBJETIVO GENERAL	74
6. HIPÓTESIS DE TRABAJO	74
7. DELIMITACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL	75
7.1 Delimitación Temporal	75
7.2 Delimitación Espacial	75
8. CRITERIOS DE SELECCIÓN	76
8.1 Universo de Estudio	76
8.2 Criterios de Inclusión	76
8.3 Criterios de Exclusión	76
8.4 Criterios de Eliminación	76
9. METODOLOGÍA	77
10. RESULTADOS	89
11. ANALISIS DE RESULTADOS	102
12. DISCUSIÓN	103
13. CONCLUSIONES	104
14. RECOMENDACIONES	104
15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA	105
16. FIGURAS	
1. Curva de tensión-deformación para un alambre utilizado en la fabricación de instrumentos endodónticos de NiTi	11

2. Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio	38
3. Hendidura causada por la prueba de dureza de Vickers	44
4. Fórmula de la dureza de Vickers	44
5. Impronta piramidal de la dureza de Vickers	45
6. Niveles de zoom de objetivos del identador de Vickers	46
7. Microdurómetro identador de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200	57
8. Diseño del instrumento E-Flex Blue®	58
9. Diseño del instrumento E-Flex One®	59
10. Diseño del instrumento E-Flex Edge®	60
11. Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H.	75
12. Blister de limas Eighteeth utilizadas en el estudio	77
13. Extracción de los instrumentos a ser evaluados de cada blister	78
14. Fabricación del dispositivo contenedor de los cubos de acrílico para montaje de las muestras	78
15. Dispositivo contenedor de las limas a ser evaluadas	80
16. Llenado del dispositivo contenedor que contiene las limas con acrílico	81
17. Corte del extremo sobresaliente de la lima en la superficie del contenedor con un cortador de baja velocidad (Isomet®, marca Buehler®)	82
18. Pulido de los cubos conteniendo las muestras del estudio con pulidora automática Buehler® Ecomet 3® a baja velocidad	83
19. Fotomicrografía de la parte activa, previo a las identaciones por prueba de microdureza de Vickers	84

20. Localización de la zona de indentación de Microdureza de Vickers con Microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®	85
21. Identación de las muestras con aparato Microdurómetro de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200	86
22. Masa metálica de instrumento donde muestra las zonas de impacto de las indentaciones con aparato Microdurómetro de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200	88
23. Revisión del acabado de superficie de los instrumentos	89
24. Revisión del acabado de superficie de los instrumentos con microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®, obteniendo fotomicrografía de la parte activa, previo a las indentaciones por prueba de microdureza de Vickers®	90
25. Laboratorio e indentador Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200	91
26. Instrumentos de prueba en el porta muestras	92
27. Identaciones generadas en los instrumentos de prueba	93

1.- INTRODUCCIÓN

Las limas y escariadores de conductos radiculares son los principales instrumentos utilizados en la práctica endodóntica para limpiar y dar forma a los conductos radiculares de los dientes. Cuando se desarrolló por primera vez estaban hechos de alambre de acero al carbono.¹ Posteriormente se usó acero inoxidable para dar una mejor resistencia a la corrosión.² Para 1988 surge la aleación de NiTi; proporcionando una menor rigidez y una deflexión elástica mucho mayor. Estos instrumentos presentan con una mayor flexibilidad destinada a reducir la aparición de desviaciones o formación de escalones, perforación del conducto y separación o fractura del instrumento, particularmente en canales curvos ³

Las aleaciones de NiTi se comportan de una manera más compleja que la mayoría de las aleaciones a través de una transformación reversible austenita-martensita. Muestran un comportamiento de memoria de forma, superelasticidad y un módulo de elasticidad más bajo que otros metales. Se considera que el módulo de elasticidad de las aleaciones NiTi es aproximadamente una quinta parte del acero inoxidable. La deflexión elástica recuperable es unas ocho veces mayor que para otras aleaciones de alta resistencia. ⁴

La siguiente figura muestra una curva de tensión-deformación para un alambre utilizado en la fabricación de instrumentos endodónticos de NiTi. La rigidez inicial característica, gran extensión elástica con poco aumento de carga, más adelante se puede ver extensión elástica y extensión plástica hasta la fractura. Si bien la rigidez es mucho menor que la del acero inoxidable, el concepto de módulo de elasticidad aplicado a los metales convencionales no es adecuado para describir el comportamiento de las aleaciones de NiTi.

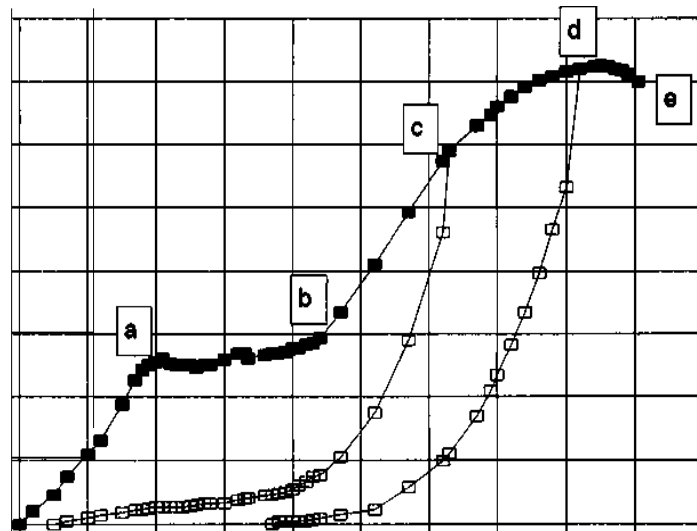


Fig. 1 Curva de tensión-deformación para un alambre utilizado en la fabricación de instrumentos endodónticos de NiTi. (tomada de: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/sahagun/issue/archive>)

El comportamiento de las aleaciones de NiTi también depende del procesamiento, especialmente la cantidad de trabajo de endurecimiento utilizado para aumentar la resistencia y la variación en el comportamiento es clara. Los instrumentos hechos de NiTi en general han sido bien aceptados como lo indica la proliferación de productos elaborados con este tipo de material, llevan incertidumbre sobre la tendencia a separarse durante el uso, ya sea por sobrecarga o fatiga. Se ha descubierto que sus propiedades de torsión y flexión son superiores a las de las limas de acero inoxidable fabricadas de la misma manera. ⁵

Las aleaciones NiTi son relativamente blandas y requieren endurecimiento durante trabajo para proporcionar la resistencia y dureza adecuadas para cortar la dentina ⁴. El

endurecimiento disminuye la ductilidad. En extremo, puede aumentar la probabilidad de fractura durante el uso, porque no está presente la deformación plástica precursora que se produce justo antes de la fractura donde la ductilidad sustancial está presente. El enfoque de la fractura con aleaciones de NiTi aún puede ser difícil de discernir técnicamente debido a la deflexión torsional elástica presente y el diferente comportamiento tensión-deformación cerca de la fractura.⁶

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.⁷

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.⁸

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 una torsión excesiva 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.⁸

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 microdureza de la aleación de Níquel Titanio de los Sistemas de Instrumentación Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando un indentador Vickers Autovick[®]

2.- MARCO TEÓRICO

2.1 Historia del Níquel Titanio (NiTi)

En 1838 Maynard, creó el primer instrumento endodóntico idealizado a partir de un muelle de reloj y desarrolló otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Este principio técnico preconizado por Maynard persistió hasta recientemente ya que, para ensanchar convenientemente un conducto radicular atrésico y curvo de molar, se necesitaba de aproximadamente 1200 movimientos de introducción en dirección al ápice y de tracción lateral de las mismas hacia las paredes dentinarias.

Esa instrumentación considerada como clásica o convencional determinaba un aumento en el diámetro del conducto radicular correspondiente al creciente aumento numérico de los diámetros de los instrumentos siendo esa instrumentación realizada en sentido ápice/corona y en toda la extensión del conducto. La experiencia clínica demostró con el pasar de los años que la utilización de los instrumentos con aumento gradual de diámetro, utilizados en toda la extensión del conducto radicular y utilizados en sentido ápice/corona, fue el responsable de varios accidentes de procedimiento y consecuentemente del fracaso del tratamiento, principalmente en casos de conductos radiculares atrésicos y curvos. Por otra parte, la incomodidad del paciente sometido a este tipo de tratamiento, sumado a las técnicas empíricas de anestesia, dio origen al concepto de que el tratamiento de conductos era traumático y doloroso.

Las limas endodónticas fueron fabricadas en acero al carbono a partir de 1901 cuando la casa Kerr introdujo al mercado la primera lima K. Muchos de los errores cometidos durante la instrumentación de los conductos radiculares, en especial en conductos curvos, están relacionados con la rigidez de este tipo de aleación de acero. Los

fabricantes intentaron solucionar dichos inconvenientes a través de la creación de variaciones en el diseño de las limas, que generalmente requieren modificaciones del área de la sección transversal, del ángulo y la profundidad de las espiras cortantes, y del diseño de la punta. En ese período no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, el tipo y característica de la parte activa de los instrumentos endodónticos, los cuales no poseían criterios preestablecidos para su fabricación, excepto el aumento de diámetro (calibre) de cada serie, siendo generalmente numerados de 1 a 6 y de 7 a 12.

Cada fabricante estipulaba el diámetro y la longitud de cada instrumento, de tal manera que la lima ofrecida por una industria específica no correspondía, en términos de numeración y serie a la de otro fabricante. De esta manera, hasta la década de los 50's, los instrumentos endodónticos no tuvieron grandes transformaciones, siendo fabricados en acero al carbono, sin cualquier criterio científico.

En 1955, John I. Ingle, de la Facultad de Odontología de la Universidad de Washington, EEUU, creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónticos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que presentaran, en décimas de milímetros, el diámetro de la punta activa de los mismos. Estudios semejantes y paralelos fueron desarrollados en ese periodo también en la Universidad de Michigan.

En 1958, en la Segunda Conferencia Internacional de Endodoncia realizada en la Universidad de Pensilvania Filadelfia en EU, presentaron una contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica, sugiriendo que los instrumento y conos endodónticos se fabricaran según normas pre-establecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales. En ese periodo, la publicación del trabajo Instrumentos e Instrumentación en Endodoncia, en 1960, realizado por el profesor

brasileño Eugenio Zerlotti Filho, se aconsejaba las secuencias numéricas ofrecidas por los fabricantes.

Después de un exhaustivo estudio sobre las mediciones micrométricas del diámetro de la punta activa de ensanchadores y limas existentes en la época, este autor sugirió para una instrumentación más suave y rítmica de los conductos radiculares una serie creciente de diámetro de diez diferentes marcas de instrumentos, con reducida diferencia micrométrica de la punta activa entre los mismos.

En 1961, Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y plata correspondientes. En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine. Por sugerencia de la A.A.E. se formó un equipo de trabajo en la que participaron fabricantes, y cuyo resultado final fue la propuesta de especificaciones para esa estandarización, orientando y alterando discretamente la sugerencia original de Ingle. Ese trabajo pionero de la A.A.E. alcanzó esferas internacionales, dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO).

Sin embargo, solamente después de 18 años de la propuesta original de Ingle y Levine, Enero de 1976, fue que la Asociación Americana de Estandarización aprobó la “Especificación no 28”, la cual presenta normas para la fabricación de limas y ensanchadores. En marzo de 1981, después de 26 años de estudios fueron divulgadas las normas finales de la Especificación en 28 de la ANSI/ADA, siendo entonces definida la estandarización internacional para esos instrumentos. La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir estos nuevos instrumentos, que fueron conocidos como instrumentos tipo K, siendo también los más copiados en el mundo.

Inicialmente la fabricación de las limas endodónticas se originaba a partir de la torsión de un asta piramidal de acero al carbono, siendo este metal sustituido después de 1961 por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades. Dependiendo de la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación, ya sea, triangular, cuadrangular, circunferencial, así como de la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenían diferentes tipos de instrumentos conocidos como ensanchadores, limas tipo K y Hedström respectivamente.

Con la estandarización, el nuevo sistema de numeración, 06 a 140, no es arbitrario sino que corresponde al diámetro (D1), expresado en centésimas de milímetro, medido en la extremidad activa de los instrumentos, o sea, en la base de la pirámide triangular o cuadrangular de la guía de penetración de los ensanchadores y limas tipo K. De esta forma, el instrumento de número 08, por ejemplo, debe tener 0.08 mm de diámetro en la punta de su parte activa. Por esta razón, la denominación correcta de este instrumento es 08 y no 8 como muchos preconizan.

La parte activa del instrumento se inicia en su punta y se denomina D1, se extiende hacia el cabo y se finaliza en su base, denominada D2. El diámetro D2 en la base de la parte activa debe medir 0.32mm más que el diámetro D1, correspondiente a la punta de la parte activa, ya que el aumento standard de conicidad de D1 para D2 es de 0.02mm por milímetro de la parte activa y su extensión debe ser, como mínimo, de 16mm. Las longitudes totales de los instrumentos son de 21, 25, 28 y 31mm. La codificación en colores de los mangos plásticos facilita la identificación de los instrumentos, y se ofrece en el siguiente orden: blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro para la 1a serie (15 a 40), 2a serie (45 a 80) y 3a serie (90 a 140) respectivamente, y 3 instrumentos especiales: rosa (0.06), la gris (0.08) y la violeta (0.10).

Otras recomendaciones fueron adoptadas, basadas en las especificaciones no 58 de la ANSI/ADA que recomienda para las limas tipo Hedström, además de la parte activa de 16 mm como mínimo, conicidad estándar de 0.02 mm por mm de longitud, diámetros estandarizados denominados de D0, D3 y D16.

De esa manera, las principales características de los instrumentos estandarizados pueden resumirse de la siguiente forma:

- a) Construidos en acero inoxidable.
- b) Mango plástico colorido.
- c) Parte activa de 16 mm como mínimo
- d) Aumento de conicidad standard, equivalente a 0.02 mm por milímetro de la parte activa.
- e) Aumento de diámetro de la punta de la parte activa (D1/D0), equivalente a 0,05 mm entre las limas del no 10 al 60. En las limas de no 60 al 140 ese aumento es equivalente a 0,10 mm, siendo que en los instrumentos especiales 0.06, 0.08 y 0.10, es equivalente a 0.02 mm.

A pesar del significativo avance técnico en la Endodoncia con la estandarización de los instrumentos, dicha evolución era considerada muy sutil, principalmente con relación al desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento y perfeccionamiento en la conformación de los conductos radiculares.

Otra gran contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica fue atribuida a Shchilder, en 1974, donde recomendó un nuevo concepto de preparación del conducto radicular, llamado Cleaning and Shaping, que incluía la utilización de fresas Gates-Glidden, considerada como uno de los principios fundamentales para la realización de un tratamiento endodóntico, elevando considerablemente el porcentaje de éxito. Su objetivo no se resume solamente a la

remoción del tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada del conducto radicular si no también atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical.

Esta preparación ofrece un conducto radicular acentuadamente cónico en sentido corono-apical, favoreciendo mucho la irrigación del conducto radicular, permitiendo un acceso libre y directo al tercio apical, sin interferencias dentinarias del tercio cervical principalmente en conductos radiculares acentuadamente curvos, y que su obturación fuese lo más hermética posible.

Por otro lado, es fundamental un acceso coronario, que preconice la neutralización del contenido séptico-tóxico del conducto radicular en los casos de dientes con necrosis pulpar, que de otra manera al realizar la exploración del conducto en estos casos ya sea con o sin lesión periapical, actuaría como un verdadero embolo, forzando el contenido séptico/tóxico del conducto a la región periapical, agudizando esa región con graves consecuencias clínicas (dolor acentuado, y edema).

El acceso coronario consistirá principalmente en la ampliación inicial de los tercios cervical y medio del conducto radicular, seguido de la irrigación copiosa con hipoclorito de sodio, previo a la posterior instrumentación de su tercio apical.

En 1992 fue publicada la ISO 3630-1, por el Comité técnico ISO/TC 106, Odontología. Esta anula y sustituye la ISO-3630-1984, la cual representa una revisión técnica. De acuerdo con la ISO 3630-1 (1992), las limas tipo K, tipo Hedström y los ensanchadores, deben seguir las siguientes normas:

La longitud de la punta (guía de penetración) debe encuadrarse dentro del límite especificado por el ángulo máximo (I1 max.-90°) y el mínimo (I1 min.-60°)

D1 =Diámetro de la parte activa, en la punta (denominación del diámetro)

D2 =Diámetro en la longitud I2 (3 milímetros)

D3 =Diámetro en la base de la parte activa

I1 = Longitud de la punta (guía de penetración)

I2 = Longitud de la parte activa en D2 (3 milímetros)

I3 = Longitud de la parte activa en D3 (mínimo de 16 mm)

I4 = Longitud total

También en ese período surgieron los primeros sistemas de pieza de mano automatizados, por ejemplo, el sistema Dynatrac®, que utilizaban limas de acero inoxidable, accionadas mediante micro-motor a aire, lo que causaba una serie de efectos indeseables. También perteneciente a los primeros sistemas rotatorios, el sistema Giromatic® de Micro Mega S.A., Besancon, Francia, el Endo Cursor®, presentado en 1964 y otros como el M4 de Sybron/Kerr, EU y el Racer® de W & H – Pfingst & Co. Inc., New York-EU en 1975, que sobrevivieron un período corto de tiempo debido a los constantes fracasos que ocasionaban, así como por la frecuente fractura de instrumentos y por la falta de sensación táctil que transmitían. Esa ausencia de sensibilidad táctil generaba riesgos operatorios como fractura del instrumento, sobreinstrumentación y dilatación del foramen.

En esa época, se desarrollaron los aparatos sónicos como el Endostar® de Star/Syntex Dental, EU y el Micromega®, Endosonic-air® de la Medidental International Inc. EU, que también utilizaban instrumentos fabricados en acero inoxidable.

Considerado como de segunda generación e introducido en 1985, entre los sistemas de pieza de mano automatizados, el sistema Canal Finder® fue desarrollado en Francia por Guy Levy, con el objetivo de sustituir la instrumentación manual, ofreciendo mayor seguridad y rapidez de trabajo.

Hasta hace poco el empleo de los metales y aleaciones en la fabricación de instrumentos de uso endodóntico merecían poca atención. En los últimos años, una nueva generación de limas endodónticas comenzó a ser fabricada, originaria de la aleación de níquel-titanio (NiTi), presentado aproximadamente el 55% de níquel y el 45% de titanio. Esta aleación fue utilizada primeramente en la industria naval por William J. Buchler, en 1963 y utilizada por la NASA (National Aeronautics and Space Administration- EU) principalmente para la fabricación de antenas espaciales.

En odontología la aleación de NiTi fue primeramente utilizada en Ortodoncia por Andreasen y Hilleman, en 1971, para la confección de alambres ortodonticos debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión.

Su denominación de NITINOL se debe a Ni de Níquel, Ti de Titanio y N.O.L., de Naval Ordnance Laboratory, en Silver Spring, EU, donde fue investigada y fabricada. También conocida en China en 1979, por NITALLOY, esa aleación contiene el 56% de níquel y 44% de titanio.

La utilización de la súper aleación aplicada a la confección de instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, en 1973 trabajando bajo la dirección del Instituto de Investigación Dental del Ejército de los Estados Unidos de América del Centro Médico del Ejército Walter Reed, fue pionero en sugerir que la aleación de NiTi poseía propiedades que se identificaban con las requeridas para los instrumentos usados en endodoncia.

La confección de instrumentos endodónticos fue realizada al final de la década de los 80's por Walia, Brantlye, Gerstein, basados en las excelentes propiedades físicas de las aleaciones de NiTi.

A pesar de que las primeras limas NiTi fueron fabricadas a partir de alambres de ortodoncia, la composición y el procesado metalúrgico del NiTi ha sido adaptado para su utilización en endodoncia. Las fórmulas químicas específicas para el NiTi y sus técnicas de procesamiento se encuentran registradas, y se han desarrollado principalmente a través de pruebas de ensayo y error. La producción de un lingote de NiTi es compleja, y es necesario el empleo del vacío. Hay muy pocos centros capaces de producir lingotes de NiTi. Quality Dental Products (QDP), en U.S.A., ha conseguido varias formulaciones de aleación de NiTi en base a la combinación de flexibilidad y resistencia a la fractura deseadas.

En 1988, Walia, Brantlye, Gerstein, evaluaron las propiedades físicas de los primeros instrumentos de níquel-titanio y concluyeron que las limas NITINOL, de número 15 de sección triangular, presentaban dos o tres veces más flexibilidad, así como mayor resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario, que las limas de acero inoxidable de mismo número, también de sección triangular y fabricadas por el mismo proceso.

Esta nueva concepción de lima endodóntica viene despertando considerable interés en lo que se refiere a su desempeño en la preparación de conductos radiculares anatómicamente difíciles para el tratamiento. Su superioridad, cuando se le es comparada con limas de acero inoxidable, en cuanto al mantenimiento de la forma original de los conductos radiculares curvos, ya ha sido ampliamente comprobada a través de varios estudios. Además de esta propiedad, las limas de níquel-titanio

presentan también buena compatibilidad biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización.

Actualmente muchas de las propiedades del instrumental NiTi, ya han sido analizadas, evidenciando su valor real, justificando el elevado número de limas NiTi, lanzadas en el comercio especializado.

El diseño tradicional y conicidades fueron modificadas en estas limas, siendo obtenidas por producción de astas metálicas de NiTi, originalmente cilíndricas, presentando su parte activa semejante a la lima tipo K, o a la lima tipo Hedström.

Actualmente los endodoncistas y clínicos generales que practican la Endodoncia tienen a su disposición una gama enorme de opciones con relación a las diferentes limas que son ofrecidas en el mercado especializado, las cuales son confeccionadas en acero inoxidable y/o níquel titanio.

Según Buchanan, “No existe hasta el momento ninguna lima manual considerada como la mejor en Endodoncia”. Aunque son correctamente fabricadas, no existe un único instrumento que pueda suplir totalmente todas las necesidades del clínico, ya que todas ellas tienen sus ventajas como también presentan sus deficiencias particulares. Así, el clínico debe elegir varios tipos de instrumentos manuales con características funcionales propias para cada etapa de tratamiento.

Para optimizar la función de cada uno de esos instrumentos, el clínico deberá tener conocimiento de las múltiples variaciones (diferencias anatómicas) de cada tercio del conducto radicular y el exacto movimiento que se les atribuye en la acción de los mismos sobre dentina, para cada tipo y diámetro de instrumento usado. Finalmente, para mejorar los resultados, el clínico deberá conocer las deficiencias y las ventajas de

cada instrumento, usar y planear cuidadosamente sus procedimientos operatorios, de modo que cada uno de los instrumentos sea utilizado con mayor seguridad y eficiencia en el momento adecuado.

Las limas manuales fabricadas con aleaciones de acero inoxidable son consideradas aún los instrumentos endodónticos más utilizados en el mundo, debiendo ser utilizadas por un largo período de tiempo. Estos instrumentos muchas veces son insustituibles, pues ofrecen buena resistencia a la fractura, no se oxidan, permiten la torsión, incluso los de pequeño calibre, son precurvables y, debido a su dureza, son relativamente rígidos, permitiendo la exploración de conductos radiculares atrésicos y curvos. No obstante, en razón de su poca flexibilidad, no pueden someterse a las rotaciones de 360° en el interior del conductor radicular.

Estas limas generalmente confeccionadas a partir de astas metálicas (acero inoxidable), con secciones transversales de forma cuadrangular y/o triangular (Limas tipo K) o en forma de coma (Limas tipo Hedström) no son indicadas para usarse con movimiento de rotación en el interior de conductos radiculares, principalmente aquellos atrésicos y curvos, ya que, al introducirse con presión en dirección al ápice, sus ángulos de corte, que son positivos, tienden a trabarse en las paredes de dentina, lo que provocaría su fractura.

Los intentos de utilizar limas endodónticas confeccionadas en acero inoxidable con motores no alcanzaron el éxito deseado. Con el surgimiento de los instrumentos endodónticos fabricados con aleación de NiTi, ese objetivo se tornó una realidad comprobada por la práctica clínica.

2.2.1 Fases de la Aleación de NiTi.

La aleación NiTi posee en su composición dos fases cristalinas. Cuando una lima, fabricada con este tipo de aleación, está en reposo, se encuentra en la fase austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones superelásticas, las cuales son susceptibles a la fractura o a la deformación. Así la lima confeccionada con aleación de NiTi posee tendencia a fracturarse, más que la fabricada con acero inoxidable.

La aleación NiTi es una aleación polimórfica, es decir, dependiendo de la temperatura o la tensión se presentaran dichas estructuras cristalinas. Cada fase posee una organización espacial atómica diferente y confiere características distintas y diferentes en relación a sus propiedades como, por ejemplo, el efecto de memoria de forma (EMF) y superelasticidad. La fase relativa es la austenita y la disminución de la temperatura o al aumentar la tensión del material se produce la transformación martensítica. Esta estructura se define generalmente por el análisis por difracción de rayos X (DSC) Cada etapa presenta una disposición cristalina diferente, con un número diferente de coordinación y factor de empaquetamiento.

2.2.1.1 Fase Austenita

La fase austenita tiene un cuerpo complejo de estructura cubica centrada, y existe a temperaturas más altas y a menor estrés. Esta geometría está compuesta por átomos situados en los ocho vértices y un solo átomo por ciento en el cubo. Se considera que se forma por átomos iguales, dos átomos se asocian a cada célula unitaria. Uno proveniente de los ocho vértices y otro del centro del cubo. Su número de coordinación sería ocho y el factor de empaquetamiento es de 0.68. A diferencia del factor de

empaquetamiento de la fase cúbica de fase centrada (CFC) que tiene el factor máximo para átomos de un mismo radio atómico.

2.2.1.2 Fase Martensita

Por el contrario la fase martensita existe a temperaturas más bajas y a mayor estrés, teniendo una estructura cristalina monoclinica. La transformación entre estas dos fases se produce por el hermanamiento, el cuál es reversible. Esta estructura tiene la distorsión tetragonal de una estructura en la que el lado más largo está inclinado respecto a la base de la célula. Cuando la martensita es inducida por la temperatura se le denomina hermanamiento cristalino, pudiendo tener 24 diferentes orientaciones cristalográficas. Cuando la martensita es inducida por estrés, en la cual solo existe una variante se le denomina martensita no hermanada.

Cuando un material que sufre transformación martensítica es enfriado por debajo de cierta temperatura, la transformación comienza por un mecanismo. Las regiones martensíticas en A y B tienen la misma estructura cristalina, pero la orientación espacial de los cristales es diferente. Estas regiones se llaman variantes de la martensita. A medida que la martensita tiene una menor simetría, muchas variantes pueden ser formadas a partir de la misma fase relativa. Otsuka en 1990 informó que el proceso completo de transformación puede ser complejo y sugirió que una fase intermedia se puede formar entre las fases austenita y martensita. ¹⁰

2.2.1.3 Fase R

La fase R es una fase intermedia que se forma durante el avance y retroceso de transformación entre las fases austenita y martensita.

Miyai y Cols., informaron que el módulo de elasticidad de la fase austenita es superior a la martensita. ¹¹

Kuhn & Jordan relataron en su estudio que el módulo de elasticidad de la fase R es aún menor que la fase martensítica, e informaron que al recocerse alrededor de 400°C muestra buenos resultados, ya que proporciona una densidad adecuada a la aleación para el hermanamiento de la fase R y un límite más bajo a la fragilidad de los instrumentos confeccionados. ¹²

Yahata y cols. estudiaron la relación del tratamiento térmico con la propiedad de flexión de los instrumentos endodónticos. En este estudio fueron utilizados especímenes tratados de 10 a 30 minutos y un grupo control no tratado. Fueron realizados los tratamientos térmicos de 440°C Y 500°C por 30 minutos y 10 minutos, encontrándose que la influencia de la temperatura es más importante que el tiempo del tratamiento. El grupo con menores valores de carga fue de 440°C por 30 minutos tanto en el régimen elástico como en el superelástico.

El tratamiento térmico por debajo de 300°C no es suficiente para liberar los defectos en la red cristalina. Por otro lado, la recristalización ocurre encima de 600°C y tanto el efecto de memoria de forma y la superelasticidad son incompletas en este rango de temperatura. Así que el tratamiento térmico ideal es entre 300 y 600°C, liberando los defectos de red cristalina, disminuyendo la energía de estrés interno. ¹³

Metalurgia y Fractura.- Las razones de la fractura de los instrumentos rotatorios NiTi son complejas, y entender los mecanismos de la falla, podría proporcionarnos una mejor idea para el diseño y proceso de fabricación.

La fabricación de instrumentos de acero inoxidable es menos complejo en comparación con la fabricación de instrumentos rotatorios endodónticos NiTi (a excepción de los instrumentos Twisted File[®] de SybronEndo) han sido fabricados por desgaste y no por torsión, debido a que las limas NiTi al torcerlas podrían derivar en fractura del instrumento a excepción como ya se mencionó, de las limas Twisted File[®].

Las marcas de fábrica, la influencia de la temperatura (inherente a la esterilización) y las propiedades mecánicas de la aleación son algunas características que tienen un impacto en la aplicación clínica de los materiales. Estas deben ser estudiadas de manera que el instrumento sea utilizado con las técnicas que promuevan la seguridad durante el acto operatorio. Según William Callister las aleaciones con memoria de forma, son materiales inteligentes, es decir, son capaces de detectar cambios en su entorno y generar una respuesta a estos estímulos, que en este caso son la temperatura y el estrés mecánico.

A fines de 1988, Walia y colaboradores presentaron 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. ⁸

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. ^{14,15}

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.

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. ¹⁶

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 1975.¹⁷

Los primeros en mencionar el uso de un nuevo sistema metalúrgico, el alambre de ortodoncia de NiTiNOL¹⁷ en la fabricación de limas endodónticas fueron Walia, Brantley y Gerstein. Los resultados de las pruebas mecánicas 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).¹⁸

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.¹⁹

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.^{20,21}

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.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. 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.²²

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.¹⁴

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.²¹

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.²⁰

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.²¹

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.

La deformación plástica se caracteriza por la capacidad de deformarse permanentemente sin fracturarse.²³

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.²⁴

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.²⁵

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 ²⁶

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 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 ^{17,29}

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, resistencia a la corrosión, ³⁰ 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 ³¹

2.3 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel Titanio

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 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.

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 intermetálicos

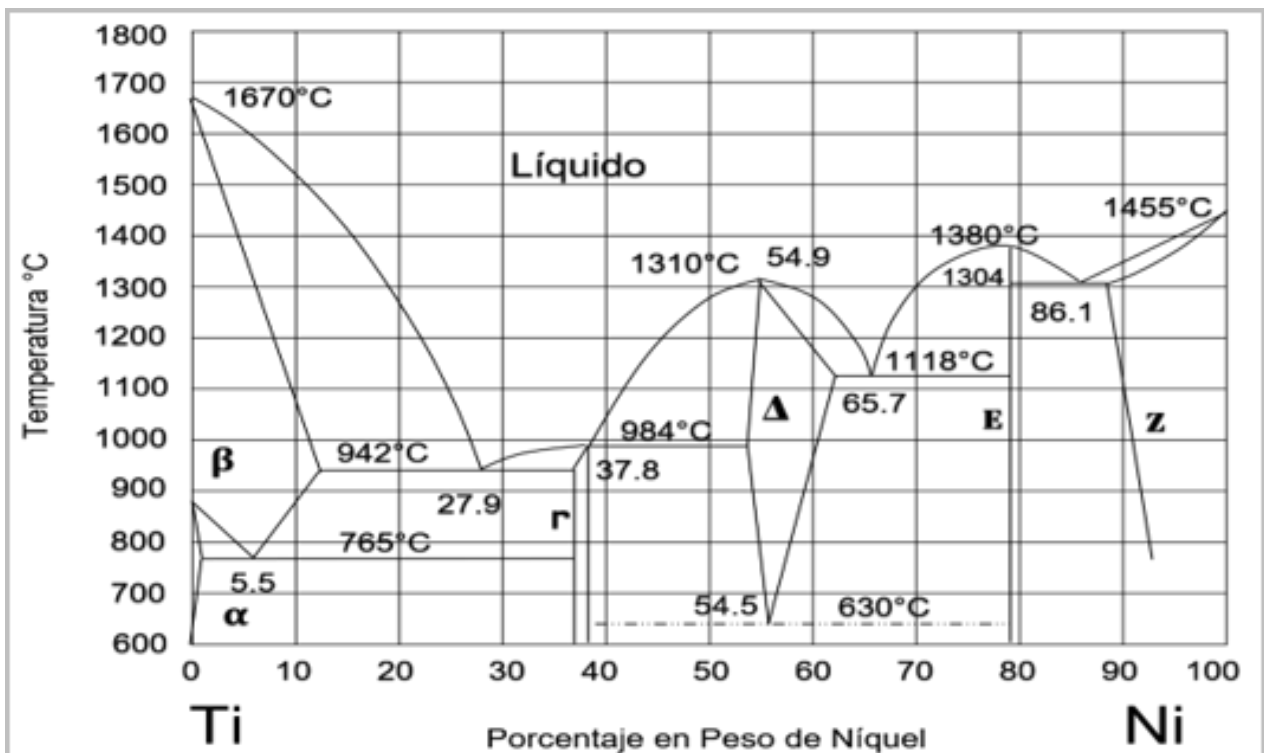


Fig.2 Diagrama de Equilibrio de Fase de Aleación Níquel-Titanio. (tomada de: [https://www.semanticscholar.org/paper/Powder-metallurgical-titanium-alloys-\(TiNi-and-and-Chen/79b956654e2c07a4b496651c49fb63a7fba860c9](https://www.semanticscholar.org/paper/Powder-metallurgical-titanium-alloys-(TiNi-and-and-Chen/79b956654e2c07a4b496651c49fb63a7fba860c9))

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) 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 2000³⁵ 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 otros³⁶

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.

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.³⁷

2.4 Fatiga Cíclica y Torsional de los Instrumentos NiTi

Las fracturas 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.

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.²²

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.³⁸

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. 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.³⁹

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.³²

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.

La rotura por fatiga de las limas de NiTi normalmente ocurre más fácilmente en curvaturas severas y afecta a los instrumentos usados en exceso.⁴⁰

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.⁴¹

2.5 Dureza Vickers (Vickers Hardness Testing)

Las propiedades mecánicas de los materiales nos permiten diferenciar un material de otro ya sea por su composición, estructura o comportamiento ante algún efecto físico o químico. En base a su estructura molecular un material tendrá una serie de

características físicas y químicas específicas. La dureza es una característica de un material, no una propiedad física fundamental. Se define como la resistencia a la indentación, y se determina midiendo la profundidad permanente de la indentación. En términos más sencillos, cuando se utiliza una fuerza (carga)* fija y una indentación determinada, cuanto más pequeña sea la indentación, más duro será el material. El valor de la dureza de la indentación se obtiene midiendo la profundidad o el área de la indentación.

En la prueba de dureza de Vickers, es un método óptico, se mide el tamaño de la hendidura (las diagonales) dejada por el indentador. Por el contrario, la profundidad de la indentación causada por el indentador se mide en los métodos de medición de profundidad (sólo Rockwell está estandarizado). Cuanto mayor sea la hendidura dejada por el indentador a una fuerza de ensayo definida en la superficie de una pieza (muestra), más suave será el material ensayado. Para determinar la dureza Vickers (HV) de acuerdo con la norma ISO 6507, el indentador de diamante en forma de pirámide (con un ángulo interfacial de 136°) se presiona en una probeta (pieza de trabajo) con una carga de ensayo definida a partir de 1 gf. Para determinar la dureza Vickers de un material, es necesario considerar el esquema de un microindentador.

Deducción de la ecuación de dureza Vickers

La dureza Vickers (HV) resulta del cociente de la fuerza de ensayo aplicada (F en Newton N) y el área de superficie de la hendidura residual en el espécimen (ver fórmula abajo). Para calcular la superficie de la indentación piramidal residual se utiliza la media de las dos diagonales (d_1 y d_2 en mm), porque la superficie de base de las indentaciones de Vickers no suele ser exactamente cuadrada.

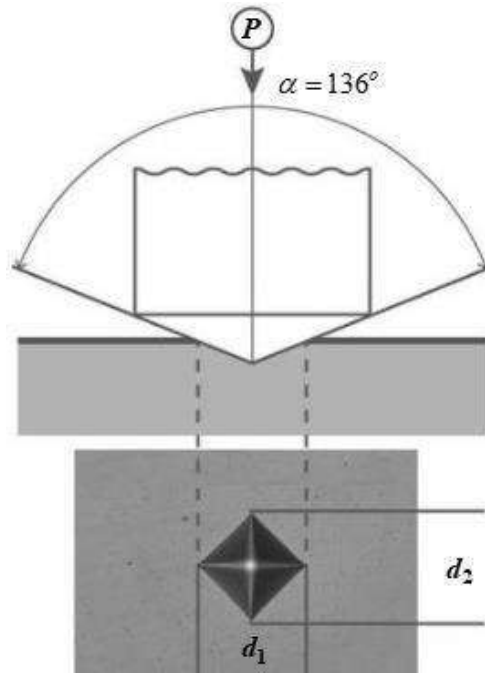


Fig.3 Hendidura causada por la prueba de dureza de Vickers. (tomada de: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/sahagun/issue/archive>)

La dureza Vickers (HV), se define como:

$$HV = \frac{P}{A} \quad (1)$$

Fig.4 Fórmula de la dureza de Vickers. (tomada de: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/sahagun/issue/archive>)

Para la deducción de la impronta piramidal, nos apoyaremos en la Figura siguiente, donde se cumple que:

$$\overline{AC} = \overline{BD} = d \quad (2)$$

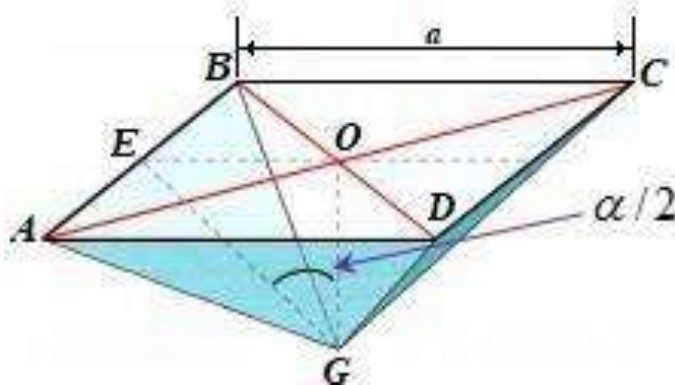


Fig.5 Impronta piramidal de la dureza de Vickers. (tomada de: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/sahagun/issue/archive>)

Indentador Vickers: Emplea como elemento indentador una pirámide regular de diamante, de base cuadrada, cuyas caras laterales forman un ángulo de 136°. En la penetración del indentador contra la probeta, éste dejará una impresión cuadrada sobre el material de la probeta, que resulta más fácil de medir (más precisa) en este tipo de ensayo.

Lentes: son de alta calidad y con un gran campo de visión. Se puede hacer un uso perfecto de ellos gracias al uso de una cámara de 10 Mpix. El uso flexible del sensor de la cámara permite, por lo tanto, aún más niveles de zoom por objetivo.⁶⁸



Fig.6 Niveles de zoom de objetivos del identador de Vickers. (tomada de : <https://www.emcotest.com/en/products-services/hardness-testing-machines/durascan-g5/durascan-70-g5-1380/>)

2.5.1 Norma ASTM E92 – 17 (Métodos de prueba estándar para dureza Vickers y dureza Knoop de materiales metálicos)

Significado y Uso de la Norma.

Se ha descubierto que las pruebas de dureza Vickers y Knoop son muy útiles para la evaluación de materiales, el control de calidad de los procesos de fabricación y los esfuerzos de investigación y desarrollo. La dureza, aunque de naturaleza empírica, puede correlacionarse con la resistencia a la tracción de muchos metales y es un indicador de la resistencia al desgaste y la ductilidad.

Las pruebas de dureza por microindentación amplían las pruebas a materiales que son demasiado delgados o demasiado pequeños para las pruebas de dureza por macroindentación. Las pruebas de dureza por microindentación también permiten fases o constituyentes específicos y regiones o gradientes demasiado pequeños para evaluar las pruebas de dureza por macroindentación. Las recomendaciones para las pruebas de microindentación se pueden encontrar en el Método de prueba E384.

Debido a que la dureza de Vickers y Knoop revelará variaciones de dureza que pueden existir dentro de un material, un solo valor de prueba puede no ser representativo de la dureza total.

El indentador Vickers generalmente produce esencialmente el mismo número de dureza en todas las fuerzas de prueba cuando se prueba material homogéneo, excepto para pruebas que usan fuerzas muy bajas (por debajo de 25 gf) o para indentaciones con diagonales menores de aproximadamente 25 μm (ver Método de prueba E384). Para materiales isotrópicos, las dos diagonales de una muesca de Vickers tienen la misma longitud. El penetrador de Knoop generalmente produce números de dureza similares en una amplia gama de fuerzas de prueba, pero los números tienden a aumentar a medida que disminuye la fuerza de prueba. Este aumento en el número de

dureza con fuerzas de prueba más bajas es a menudo más significativo cuando se prueban materiales de mayor dureza, y es cada vez más significativo cuando se usan fuerzas de prueba por debajo de 50 gf (ver Método de prueba E384).

La forma romboédrica alargada de cuatro lados del indentador de Knoop, donde la longitud de la diagonal larga es 7.114 veces mayor que la diagonal corta, produce hendiduras más estrechas y menos profundas que el indentador de Vickers piramidal de base cuadrada en condiciones de prueba idénticas. Por lo tanto, la prueba de dureza de Knoop es muy útil para evaluar gradientes de dureza ya que las indentaciones de Knoop se pueden hacer más juntas que las indentaciones de Vickers al orientar las indentaciones de Knoop con las diagonales cortas en la dirección del gradiente de dureza.

Alcance del Ensayo. Estos métodos de ensayo cubren la determinación de la dureza Vickers y la dureza Knoop de materiales metálicos mediante los principios de dureza por indentación de Vickers y Knoop. Esta norma proporciona los requisitos para las máquinas de dureza Vickers y Knoop y los procedimientos para realizar las pruebas de dureza Vickers y Knoop.

Esta norma incluye requisitos adicionales en anexos:

Verificación de máquinas de ensayo de dureza Vickers y Knoop

Máquinas de estandarización de dureza Vickers y Knoop

Estandarización de indentadores Vickers y Knoop

Estandarización de bloques de prueba de dureza Vickers y Knoop

Factores de corrección para pruebas de dureza Vickers realizadas en superficies esféricas y cilíndricas

Esta norma incluye información no obligatoria en un apéndice que se relaciona con las pruebas de dureza Vickers y Knoop:

Ejemplos de procedimientos para determinar la incertidumbre de la dureza Vickers y Knoop Apéndice X1

Este método de ensayo cubre las pruebas de dureza Vickers hicieron utilizando fuerzas de ensayo que van desde $9,807 \times 10^{-3}$ N a 1176,80 N (1 gf a 120 kgf), y las pruebas de dureza Knoop hizo fuerzas de ensayo que utilizan desde $9,807 \times 10^{-3}$ N a 19.613 N (1 gf a 2 kgf).

Se puede encontrar información adicional sobre los procedimientos y orientación al realizar pruebas en el rango de fuerza de microindentación (fuerzas ≤ 1 kgf) en el Método de prueba E384.

Método de prueba para la dureza de materiales por microindentación. Unidades: cuando se desarrollaron las pruebas de dureza de Vickers y Knoop, los niveles de fuerza se especificaron en unidades de gramos-fuerza (gf) y kilogramos-fuerza (kgf). Esta norma especifica las unidades de fuerza y longitud en el Sistema Internacional de Unidades (SI); es decir, fuerza en Newtons (N) y longitud en mm o μm . Sin embargo, debido al precedente histórico y al uso común continuo, los valores de fuerza en unidades gf y kgf se proporcionan para información y gran parte de la discusión en esta norma, así como el método de informar los resultados de la prueba, se refiere a estas unidades.

NOTA 1: Los números de dureza de Vickers y Knoop se definieron originalmente en términos de la fuerza de prueba en kilogramo-fuerza (kgf) y el área de superficie o área proyectada en milímetros cuadrados (mm^2). Hoy, los números de dureza se definen internacionalmente en términos de unidades SI, es decir, la fuerza de prueba en Newtons (N). Sin embargo, en la práctica, las unidades de fuerza más comúnmente utilizadas son kilogramo-fuerza (kgf) y gramo-fuerza (gf). Cuando se utilizan unidades

de fuerza de Newton, la fuerza debe dividirse por el factor de conversión 9.80665 N / kgf.

Los principios de prueba, los procedimientos de prueba y los procedimientos de verificación son esencialmente idénticos para las pruebas de dureza de Vickers y Knoop. Las diferencias significativas entre las dos pruebas son las geometrías de los respectivos indentadores, el método de cálculo de los números de dureza y que la dureza Vickers puede usarse a niveles de fuerza más altos que la dureza Knoop. NOTA 2: Si bien el Comité E28 se ocupa principalmente de los materiales metálicos, los procedimientos de prueba descritos son aplicables a otros materiales. Otros materiales pueden requerir consideraciones especiales, por ejemplo, consulte C1326 y C1327 para pruebas de cerámica.

Esta norma no pretende abordar todos los problemas de seguridad, si los hay, asociados con su uso. Es responsabilidad del usuario de esta norma establecer prácticas apropiadas de seguridad y salud y determinar la aplicabilidad de las limitaciones regulatorias antes de su uso.

Esta norma internacional se desarrolló de acuerdo con los principios de normalización reconocidos internacionalmente establecidos en la Decisión sobre los principios para el desarrollo de normas, guías y recomendaciones internacionales emitida por el Comité de Obstáculos Técnicos al Comercio (OTC) de la Organización Mundial del Comercio.

Documentos de Referencia Normas ASTM.- Método de prueba C1327 para la dureza por indentación de Vickers de cerámicas avanzadas

Guía E3 para la preparación de muestras metalográficas

E6 Terminología relacionada con los métodos de prueba mecánica

E7 Terminología relacionada con la metalografía

E29 Práctica para el uso de dígitos significativos en datos de prueba para determinar la conformidad con las especificaciones

E74 Práctica de calibración de instrumentos de medición de fuerza para verificar la indicación de fuerza de máquinas de prueba

Tablas de conversión de dureza E140 para la relación de metales entre dureza Brinell, dureza Vickers, dureza Rockwell, dureza superficial, dureza Knoop, dureza del escleroscopio y dureza Leeb

E175 Terminología de microscopía

E177 Práctica para el uso de los términos precisión y sesgo en los métodos de prueba de ASTM

Método de prueba E384 para la dureza por microindentación de materiales

E691 Práctica para realizar un estudio entre laboratorios para determinar la precisión de un método de prueba ⁴³

2.5.2 Norma ASTM E384 – 17 (Método de prueba estándar para la dureza por microindentación de materiales) - Ensayo Destructivo

Significado y Uso de la Norma

Se ha encontrado que las pruebas de dureza son muy útiles para la evaluación de materiales, el control de calidad de los procesos de fabricación y los esfuerzos de investigación y desarrollo. La dureza, aunque de naturaleza empírica, puede correlacionarse con la resistencia a la tracción para muchos metales y aleaciones, y también es un indicador de maquinabilidad, resistencia al desgaste, tenacidad y ductilidad.

Las pruebas de microindentación se utilizan para evaluar y cuantificar las variaciones de dureza que ocurren en una pequeña distancia. Estas variaciones pueden ser intencionales, como las producidas por endurecimiento superficial localizado, por ejemplo, por granallado, estirado en frío, endurecimiento por llama, endurecimiento por inducción, etc., o por procesos tales como carburación, nitruración, carbonitruración, etc.; o pueden ser variaciones no intencionales debido a problemas, tales como descarburación, ablandamiento localizado en servicio, o problemas de segregación composicional / microestructural. Las fuerzas de prueba bajas también extienden las pruebas de dureza a materiales demasiado delgados o demasiado pequeños para las pruebas de macroindentación. Las pruebas de microindentación permiten probar la dureza de fases o constituyentes específicos y regiones o gradientes demasiado pequeños para su evaluación mediante pruebas de macroindentación.

Debido a que las pruebas de dureza por microindentación revelarán variaciones de dureza que existen comúnmente en la mayoría de los materiales, un solo valor de prueba puede no ser representativo de la dureza total. Las pruebas de Vickers a 1000

gf se pueden utilizar para la determinación de la dureza aparente, pero, como para cualquier prueba de dureza, se recomienda realizar una serie de indentaciones y calcular el promedio y la desviación estándar, según sea necesario o según se requiera.

Las pruebas de dureza por microindentación se realizan generalmente para cuantificar las variaciones de dureza que ocurren en distancias pequeñas. Para determinar estas diferencias se requiere una muesca física muy pequeña. Los probadores que crean muescas con fuerzas de prueba muy bajas deben construirse cuidadosamente para aplicar con precisión las fuerzas de prueba exactamente en la ubicación deseada y deben tener un sistema óptico de alta calidad para medir con precisión la diagonal (o diagonales) de las pequeñas muescas. Fuerzas de prueba en el rango superior del rango de fuerza definido en 1.2 puede utilizarse para evaluar la dureza aparente.

En general, el indentador Vickers es más adecuado para determinar las propiedades de volumen (promedio) ya que la dureza Vickers no se ve alterada por la elección de la fuerza de prueba, de 25 a 1000 gf, porque la geometría del indentador es constante en función de la profundidad de la indentación. La indentación de Knoop, sin embargo, no es geoméricamente idéntica en función de la profundidad y habrá variaciones en la dureza de Knoop, particularmente a fuerzas de prueba <200 gf, sobre el rango de fuerza definido en 1.2 (y por encima de este rango); en consecuencia, la dureza Knoop no se utiliza normalmente para definir la dureza aparente, excepto a 500 gf donde E140da conversiones a otras escalas de prueba, y las pruebas de Knoop no deben realizarse a fuerzas de prueba superiores a 1000 gf.

La mayoría de las pruebas de Knoop de variaciones de dureza de la caja se realizan a fuerzas de 100 a 500 gf. Si la prueba se lleva a cabo para cumplir con un valor de dureza a granel especificado, como HRC, la mayoría de estas pruebas se realizarán con Knoop a una carga de 500 gf. Debido a la gran diferencia entre las diagonales de

Knoop largas y cortas, el penetrador de Knoop a menudo es más adecuado para determinar variaciones de dureza en distancias muy pequeñas en comparación con el penetrador de Vickers. Las pruebas de Vickers y Knoop a fuerzas ≤ 25 gf son susceptibles de imprecisión debido a la dificultad de medir indentaciones extremadamente pequeñas ($<20 \mu\text{m}$) mediante microscopía óptica con alta precisión y reproducibilidad.

Pruebas realizadas con fuerzas ≤ 25 gf deben considerarse de naturaleza cualitativa. Del mismo modo, las fuerzas de prueba que crean hendiduras $<20 \mu\text{m}$ de longitud deben evitarse siempre que sea posible y deben considerarse de naturaleza cualitativa. El éxito del procedimiento de preparación de la muestra para eliminar el daño inducido por la preparación puede influir en los resultados de la prueba; este problema se vuelve más crítico a medida que disminuye la fuerza de prueba.

Alcance del Ensayo

Este método de prueba cubre la determinación de la dureza por microindentación de los materiales.

Este método de prueba cubre las pruebas de microindentación realizadas con indentadores Knoop y Vickers bajo fuerzas de prueba en el rango de $9,8 \times 10^{-3}$ a $9,8$ N (1 a 1000 gf).

Este método de prueba incluye un análisis de las posibles fuentes de errores que pueden ocurrir durante la prueba de microindentación y cómo estos factores afectan la precisión, el sesgo, la repetibilidad y la reproducibilidad de los resultados de la prueba. La información relativa a los requisitos para la verificación y calibración directas de la máquina de prueba y los requisitos para la fabricación y calibración de los bloques de

prueba de dureza de referencia Vickers y Knoop se encuentran en el Método de prueba E92.

Si bien el Comité E04 se ocupa principalmente de los metales, los procedimientos de prueba descritos son aplicables a otros materiales.

Unidades— Los valores indicados en unidades SI deben considerarse estándar. No se incluyen otras unidades de medida en esta norma.

Esta norma no pretende abordar todos los problemas de seguridad, si los hay, asociados con su uso. Es responsabilidad del usuario de esta norma establecer prácticas adecuadas de seguridad y salud y determinar la aplicabilidad de las limitaciones reglamentarias antes de su uso.

Esta norma internacional se desarrolló de acuerdo con los principios de normalización reconocidos internacionalmente establecidos en la Decisión sobre los principios para el desarrollo de normas, guías y recomendaciones internacionales emitida por el Comité de Obstáculos Técnicos al Comercio (OTC) de la Organización Mundial del Comercio.

44

2.5.3 Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200

Se trata de una máquina de ensayo de dureza de alto rendimiento que utiliza tecnología avanzada y es ideal para el control de calidad. La línea manual de la serie HM-200 tiene las siguientes ventajas:

- Pantalla táctil a color (Tipo A) de 144 mm (5,7 pulgadas) con mayor visibilidad, interfaz de usuario fácil de manejar -Salida digital para la creación de informes.
- Exportación de datos mediante memoria USB
- Sistema electromagnético de generación de fuerza de prueba para una mayor precisión.
- Un sistema óptico de alto rendimiento proporciona una imagen de alta calidad de la carga de indentación.
- Una larga distancia de trabajo reduce en gran medida la posibilidad de colisión.
- Una gama de seis objetivos diferentes: 2x, 5x, 10X, 20X, 50X y 100X para medir las imágenes de indentación.
- La iluminación LED le proporciona una imagen de observación en color natural, con mejor contraste, así como un funcionamiento más prolongado. -Puede establecer diferentes tipos de condiciones en un panel táctil, y mostrar los resultados de las pruebas para un fácil manejo. -Medición de la tenacidad a la fractura de Vickers, Knoop y KC. -La fuerza de ensayo oscila entre 0,05 g y 2,0 kg. ⁴⁵

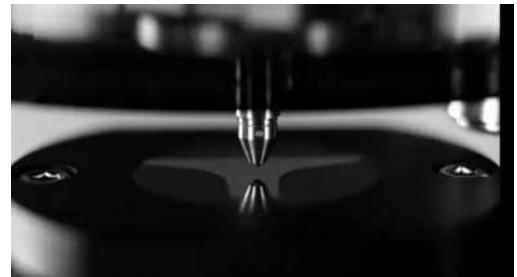


Fig.7 Microdurómetro indentador de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200. (tomada de: <https://www.directindustry.es/prod/mitutoyo/product-7785-1931906.html>)

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 ⁴⁶

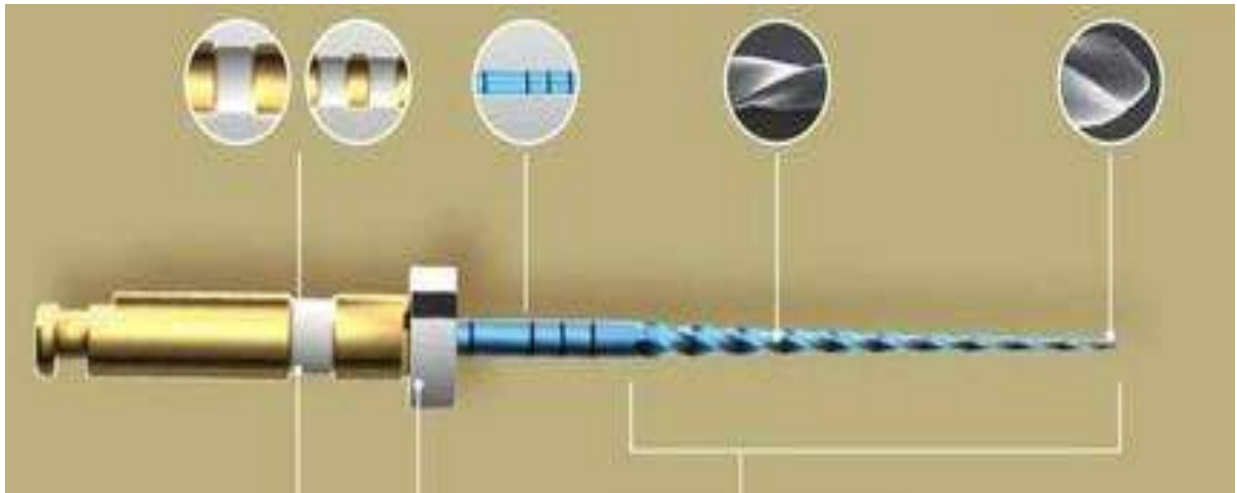


Fig. 8 Diseño del instrumento E-Flex Blue®
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

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. ⁴⁶

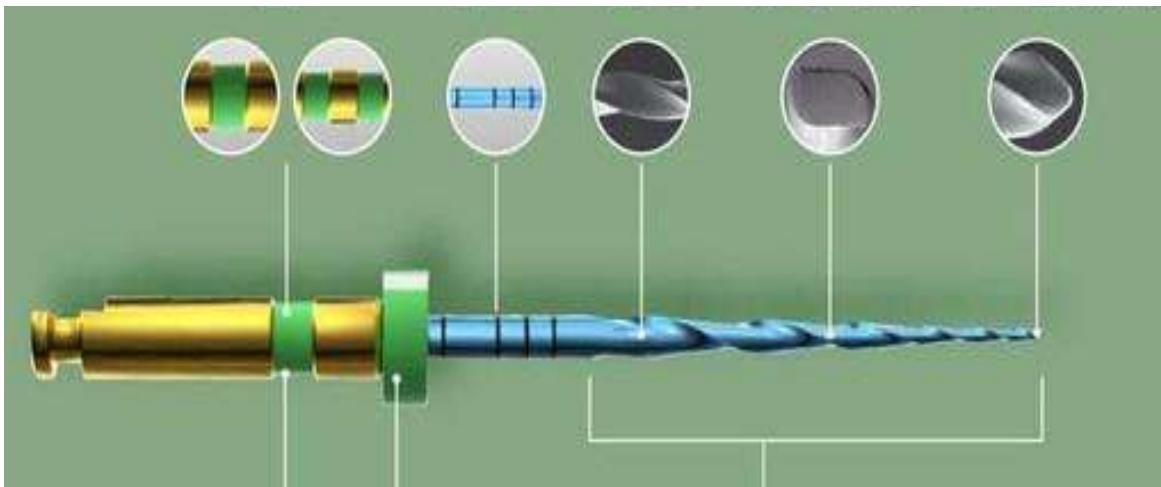


Fig. 9 Diseño del instrumento E-Flex One®
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

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. ⁴⁶

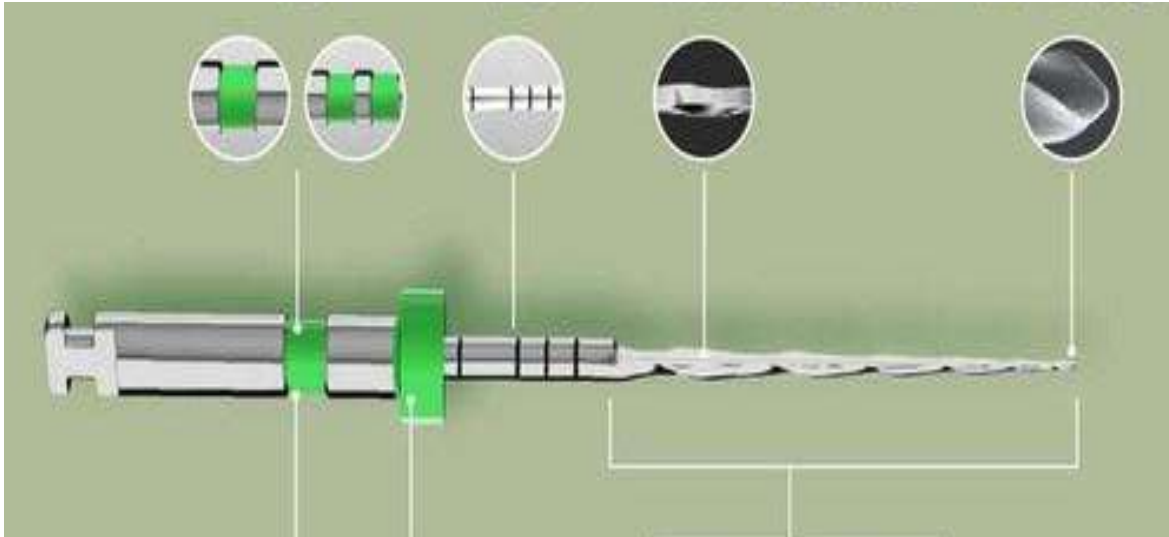


Fig. 10 Diseño del instrumento E-Flex Edge®
(tomada de: <https://www.eightteeth.com/Endo-File/>)



3.- ANTECEDENTES

Poca información se puede encontrar en la literatura dental sobre la dureza o la resistencia de los materiales en los instrumentos de conducto radicular de Níquel-Titanio (NiTi). La prueba de dureza es un método conveniente para examinar estos productos y las propiedades de resistencia se pueden deducir de los datos de resistencia y dureza. La dureza Vickers se determinó para limas y escariadores de canal radicular de NiTi de cinco fabricantes para los tamaños 15, 25 y 40.

Se encontraron diferencias significativas en la dureza entre los fabricantes. con valores que van desde 296 a 349. Se encontraron algunas diferencias entre los diferentes tamaños de cada fabricante. pero estos generalmente no fueron estadísticamente significativos. Estos valores obtenidos para los instrumentos de NiTi son inferiores a los de las limas de acero inoxidable más blandas examinadas anteriormente (296-347 cf. 403-651). y por debajo de la dureza requerida para muchos instrumentos cortantes (550-650). Los valores obtenidos sugieren que los instrumentos de NiTi pueden no ser tan nítidos y volverse como más fácilmente que instrumentos de acero inoxidable. Se espera que las fortalezas estén en el rango más bajo de las de los instrumentos de acero inoxidable.⁴⁷

Gutiérrez CJR y cols. en el 2021 no dicen que los instrumentos rotatorios utilizados en el tratamiento de conductos dentales necesitan cumplir con ciertas características físicas que le confieran un uso correcto, adecuado y seguro para su uso clínico. En el mercado comercial existen una serie de instrumentos importados que dejan en duda la autenticidad de estos debido a sus bajos costos. En este estudio evaluamos física, química y morfológicamente dos kits de instrumentos rotatorios Protaper universal (Dentsply) mediante análisis de MEB, EDX, microdureza y EDS. Uno de los kits (grupo 1) se adquirió directamente de la casa

comercial y otro kit importado que a simple vista no parecía cumplir con los estándares de calidad de un correcto empaquetado (grupo 2). En el análisis de MEB se observaron características morfológicas muy diferentes entre ambos kits, el grupo 2 presentó diversas irregularidades en la superficie de las limas, sin embargo, en el EDS no se encontró diferencia alguna.

En cuanto al análisis de microdureza se observó resultados estadísticamente significativos y en el EDS se observaron mayores picos de intensidad en cuanto a la aleación de Ni-Ti en el grupo 2. Estos resultados sugieren que existen instrumentos rotatorios importados que a pesar de su bajo costo pueden presentar ciertas características muy similares a los kits auténticos, sin embargo, física y químicamente pueden resultar en un riesgo para su uso clínico debido a la diferencia entre estos. ⁴⁸

Elnaghy AM, y cols. en el 2014, publican un artículo con el propósito de comparar la resistencia a la torsión, la flexibilidad y la microdureza superficial de las limas ProTaper Next (PTN) con las Twisted Files (TF) y RaCe (RC). Métodos: Se utilizó un bloque de metal con un agujero cúbico para evaluar la resistencia a la torsión. Cinco milímetros de la punta de cada lima se mantuvieron firmemente en su lugar llenando el molde con un compuesto de resina y las limas se impulsaron en el sentido de las agujas del reloj a 300 rpm. Para cada archivo se registró el número de aplicaciones de carga antes de la fractura.

Se utilizó un microscopio electrónico de barrido para caracterizar las muestras topográficas de las superficies de fractura de las limas rotas. Se ensayó la resistencia a la flexión de las limas mediante el ensayo de flexión en voladizo. La microdureza Vickers se midió en la sección transversal de instrumentos con una carga de 300 g y

un tiempo de permanencia de 15 segundos. Los datos de resistencia a la torsión se analizaron utilizando las pruebas no paramétricas Kruskal-Wallis y U de Mann-Whitney.

Los datos de resistencia a la flexión y microdureza se analizaron mediante análisis de varianza y pruebas de Tukey.

Resultados: PTN mostró la mayor resistencia a la torsión y microdureza, seguido por RC ($P < 0,05$). Las secciones transversales de fractura de todas las marcas mostraron hoyuelos cerca del centro de la superficie de fractura. La clasificación en los valores de resistencia a la flexión fue la siguiente: RC > PTN > TF.

Conclusiones: PTN mejoró su resistencia a esfuerzos de torsión y desgaste en comparación con TF y RC. TF mostró una mayor flexibilidad en comparación con otras marcas probadas.⁴⁹

Elnaghy AM y cols. en el 2014 realizan un estudio para comparar la resistencia a la torsión, la flexibilidad y la microdureza superficial de las limas ProTaper Next (PTN) con las Twisted Files (TF) y RaCe (RC). Métodos: Se utilizó un bloque de metal con un agujero cúbico para evaluar la resistencia a la torsión. Cinco milímetros de la punta de cada lima se mantuvieron firmemente en su lugar llenando el molde con un compuesto de resina y las limas se impulsaron en el sentido de las agujas del reloj a 300 rpm. Para cada archivo se registró el número de aplicaciones de carga antes de la fractura. Se utilizó un microscopio electrónico de barrido para analizar las características topográficas de las superficies de fractura de las limas rotas. Se ensayó la resistencia a la flexión de las limas mediante el ensayo de flexión en voladizo.

La microdureza Vickers se midió en la sección transversal de instrumentos con una carga de 300 g y un tiempo de permanencia de 15 segundos. Los datos de resistencia a la torsión se analizaron utilizando las pruebas no paramétricas Kruskal-Wallis y U de Mann-Whitney. Los datos de resistencia a la flexión y microdureza se analizaron

mediante análisis de varianza y pruebas de Tukey. Resultados: PTN mostró la mayor resistencia a la torsión y microdureza, seguido por RC ($P < 0,05$). Las secciones transversales de fractura de todas las marcas mostraron hoyuelos cerca del centro de la superficie de fractura. La clasificación en los valores de resistencia a la flexión fue la siguiente: $RC > PTN > TF$. Conclusiones: PTN mejoró su resistencia a esfuerzos de torsión y desgaste en comparación con TF y RC. TF mostró una mayor flexibilidad en comparación con otras marcas probadas.⁴⁹

Liu D, Yu JT y cols. en el 2022 publican un artículo en el que describen que el propósito era investigar el efecto de los recubrimientos de nitruro de titanio (TiN) con diferentes espesores sobre la microdureza y la eficiencia de corte de los instrumentos de níquel-titanio (NiTi), y proporcionar una base para mejorar la eficiencia de la preparación clínica del conducto radicular. Métodos: Se seleccionaron quince láminas de aleación KV4 NiTi y sesenta limas rotatorias de NiTi KV4 y se dividieron aleatoriamente en 5 grupos: grupo sin recubrimiento, grupo con recubrimiento 1 h, grupo con recubrimiento 2 h, grupo con recubrimiento 3 h y grupo con recubrimiento 4 h. Se preparó una capa de recubrimientos de TiNi de diferentes espesores sobre la superficie de los grupos recubiertos controlando el tiempo de deposición. El espesor de la película de cada grupo se midió mediante microscopía electrónica de barrido (SEM).

La microdureza de cada grupo de láminas de aleación de NiTi se midió mediante un probador de dureza Vickers. Se seleccionaron sesenta módulos de resina transparente y cada módulo de resina se preparó con una lima de NiTi. La eficiencia de corte de cada grupo se midió por el método de pérdida de peso. Se usó SEM para examinar la superficie de los instrumentos de NiTi en 5 grupos antes y después de la preparación.

Resultados: con el aumento del espesor del recubrimiento de nitruro de titanio, la microdureza de la aleación de NiTi aumentó gradualmente ($P < 0,05$). Con el aumento del espesor del recubrimiento de nitruro de titanio, se mejoró la eficiencia de corte del

instrumento NiTi, y la eficiencia de corte fue mayor cuando el espesor del recubrimiento fue de 860 nm ($P < 0.05$). La morfología superficial del grupo revestido fue mejor que la del grupo no revestido.

Conclusiones: El espesor del recubrimiento de TiN afecta la microdureza y la eficiencia de corte de los instrumentos de níquel-titanio, la microdureza y la capacidad de corte mejoran a medida que aumenta el espesor. Si el grosor es demasiado grande, se reducirá la eficiencia de corte. ⁵⁰

Martins JNR y cols. en el 2021 publican los resultados de una investigación del estudio que tenía como objetivo comparar el diseño, la metalurgia, la microdureza y las propiedades mecánicas de los instrumentos de níquel-titanio (NiTi) de 3 vías de deslizamiento. Métodos: Se seleccionaron un total de 132 instrumentos ProGlider (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza), Edge Glide Path (EdgeEndo, Johnson City, TN) y R-Pilot (VDW, Munich, Alemania) (44 por grupo). El diseño se evaluó mediante estereomicroscopía (álabes, ángulo helicoidal, líneas de medición y deformación) y microscopía electrónica de barrido (simetría, sección transversal, punta y acabado superficial).

Las proporciones de NiTi se midieron mediante espectroscopia de rayos X de dispersión de energía y las temperaturas de transformación de fase mediante calorimetría diferencial de barrido. También se evaluaron la microdureza y el comportamiento mecánico (ensayos de resistencia a torsión, flexión y pandeo). Los análisis estadísticos se realizaron con la prueba de la mediana de Mood con una significancia establecida en 5%.

Resultados: El Edge Glide Path tuvo el menor número de aspas y el R-Pilot el mayor ángulo helicoidal. Todos los instrumentos tenían una relación NiTi casi equiatómica, aunque mostraban diferentes secciones transversales y geometrías de punta. El Edge

Glide Path tenía un acabado superficial más suave. El R-Pilot mostró características martensíticas a temperatura ambiente, mientras que en los demás instrumentos se observó una mezcla de austenita más fase R. El R-Pilot obtuvo mejores resultados en las pruebas de microdureza (número de Vickers de dureza 436,8), torsión máxima (0,9 Ncm) y carga de pandeo (0,7 N) ($P < 0,05$), mientras que Edge Glide Path tuvo un ángulo de rotación superior ($683,5^\circ$) y el ProGlider fue más flexible (144,1 gf) ($P < 0,05$).

Conclusiones: Las diferencias en el diseño de los instrumentos y las temperaturas de transformación de fase explicaron su comportamiento mecánico. El R-Pilot mostró el par, el pandeo y la microdureza más altos, mientras que el instrumento ProGlider fue el más flexible. ⁵¹

Alves-Claro AP en el 2008 realiza investigación y nos comparte que el propósito de este trabajo fue someter las limas de Nitinol a la implantación iónica de inmersión de plasma (PIII) y evaluar los efectos del tratamiento superficial. Materiales y métodos: La resistencia al desgaste se determinó in vitro utilizando un equipo para la aplicación de movimientos horizontales sobre placas de resina previamente preparadas con muescas. Se midió la microdureza Vickers en placas y limas, antes y después del tratamiento superficial y se determinó la composición química superficial de los instrumentos mediante espectroscopía de fotoelectrones de rayos X.

Resultados: Los valores de dureza encontrados para las limas de Nitinol tratadas fueron significativamente más bajos que los valores de dureza medidos antes del proceso de implantación. La comparación de instrumentos disponibles comercialmente muestra que la resistencia al desgaste de la lima de acero inoxidable es mayor que la resistencia del Nitinol. Conclusiones: Los resultados encontrados permitieron concluir que el tratamiento superficial aumentó significativamente la resistencia al desgaste de las limas de Nitinol. ⁵²

De-Deus G y cols. en el 2017, publican en estudio donde el objetivo fue evaluar la influencia del tratamiento térmico Blue en la resistencia a la flexión y la fatiga cíclica de las limas Reciproc de M-Wire convencionales (VDW, Munich, Alemania). También se evaluaron el patrón de rugosidad y la microdureza de las limas.

Métodos: La flexibilidad de las limas estándar Reciproc R25 y los prototipos Blue correspondientes se determinó mediante pruebas de flexión de 45° de acuerdo con la especificación ISO 3630-1. Los instrumentos también fueron sometidos a resistencia a la fatiga cíclica, midiendo el tiempo de fractura en un canal artificial de acero inoxidable con un ángulo de 60° y un radio de curvatura de 5 mm. La superficie de fractura de todos los fragmentos se examinó con un microscopio electrónico de barrido. La rugosidad de las piezas de trabajo se cuantificó utilizando un perfilómetro, y la prueba de microdureza se realizó utilizando el probador de dureza Vickers.

Los resultados se analizaron estadísticamente mediante la prueba t de Student con un nivel de significancia establecido en $P < 0,05$. Resultados: Los instrumentos Reciproc Blue presentaron una vida de fatiga cíclica significativamente más larga y una resistencia a la flexión significativamente menor que el instrumento Reciproc original ($P < 0,05$). Con respecto al patrón de rugosidad, no hubo diferencias significativas entre Reciproc Blue y los instrumentos Reciproc originales ($P > 0,05$), mientras que Reciproc Blue reveló una microdureza significativamente menor que el instrumento Reciproc original ($P < 0,05$). Conclusiones:

El níquel-titanio Reciproc Blue mostró un rendimiento general mejorado en comparación con el níquel-titanio superelástico M-Wire convencional, demostrando una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga, y una microdureza reducida, manteniendo características similares de la superficie. ⁷⁹



La fractura de instrumentos endodónticos rotatorios de NiTi puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión y por fatiga de flexión. La fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se atora en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se sobrepasa el límite de elasticidad del metal (instrumento), llevando el mismo a una deformación plástica como también a la fractura. Otro tipo de fractura es ocasionada por el stress y por la propia fatiga del metal, resultando en una fractura de flexión.

Con este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo; de esta manera, en la curva el instrumento se dobla y ocurre la fractura, siendo este hecho considerado de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos de NiTi.

Hay 2 clasificaciones de la fractura del metal: dúctil y frágil.

Fractura Dúctil: el metal se somete a la deformación plástica antes de romperse

Fractura Frágil: hay poca o ninguna deformación plástica.

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.⁵⁴

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 $440\text{ }^{\circ}\text{C}$. Las muestras calentadas a $440\text{ }^{\circ}\text{C}$ 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 $440\text{ }^{\circ}\text{C}$. $^{\circ}\text{C}$ durante 10 minutos, $500\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante 30 minutos, $500\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante 10 minutos y muestra de control.

Las muestras calentadas a $440\text{ }^{\circ}\text{C}$ 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.⁵⁵

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.⁵⁶

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.⁵⁷

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 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.⁵⁸

4.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Al carecer de Normas de Estandarización en la fabricación de las limas mecanizadas, cada fabricante proporciona elementos que difieren total o parcialmente del resto, la Microdureza de los instrumentos no siendo la excepción, es por eso que conocer esta información de los instrumentos E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] es importante buscando obtener que los resultados de los tratamientos endodónticos sean cada vez más predecibles.

5.- OBJETIVO GENERAL

Objetivo General:

Evaluar los resultados de la Microdureza en los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV).

6.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

HT: Los resultados de la Microdureza entre los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV). serán diferentes.

$A \neq B \neq C$

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. 11 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 25 instrumentos de 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 (25 de cada sistema de diferentes lotes), 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 diferentes blisters obtenidos en empaques nuevos y sellados de fábrica de los 3 sistemas E-Flex Blue®, E-Flex One® y E-Flex Edge®



Fig. 12 Blisters de limas Eighteeth utilizadas en el estudio.
(tomada de: <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>)

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

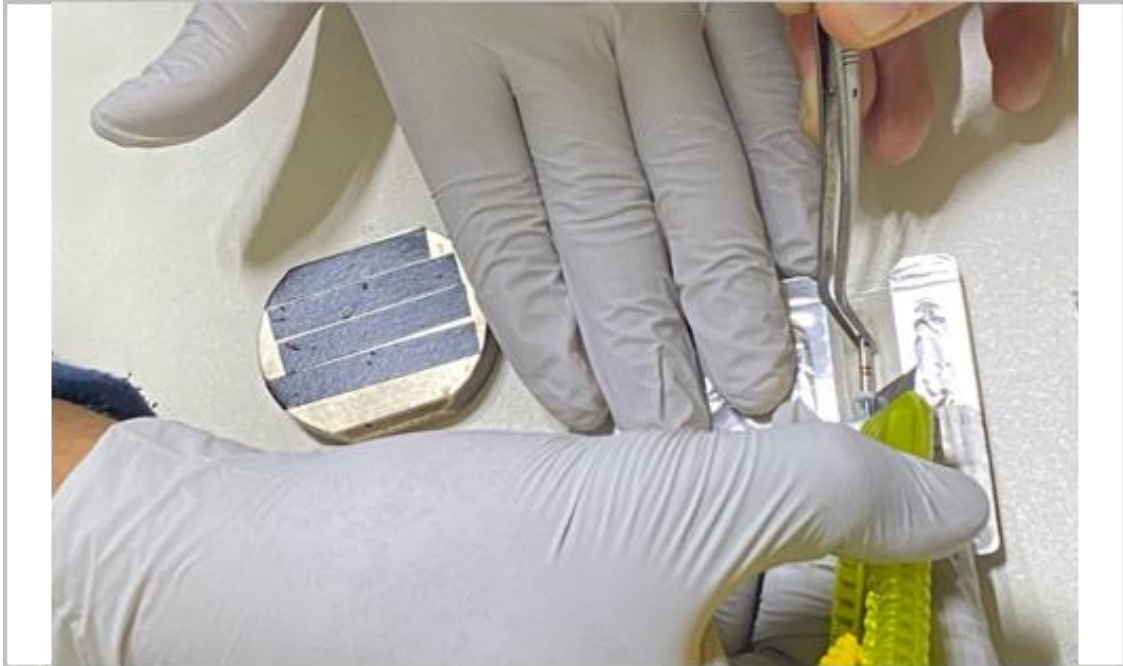


Fig. 13 Extracción de los instrumentos a ser evaluados de cada blíster. Fotografía tomada en el laboratorio de microscopía electrónica del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

FASE EXPERIMENTAL PARA EL ANALISIS DE LA MICRODUREZA UTILIZANDO MICRODURÓMETRO DE VICKERS (HV)

Manejo previo de las muestras al uso de Microdurómetro de Vickers:

Se creó un dispositivo que actuaría como contenedor de los cubos de acrílico para montaje de las muestras.



Fig. 14 Fabricación del dispositivo contenedor de los cubos de acrílico para montaje de las muestras. Imagen propia.

En el fondo del dispositivo se colocó una base de masilla moldeable que sirviera como estabilizador de las muestras del estudio, y vaciado de una capa inicial de resina acrílica de autopolimerizado, mezclado con monómero de metil metacrilato NicTone® distribuyendo los instrumentos agrupados por casas comerciales.

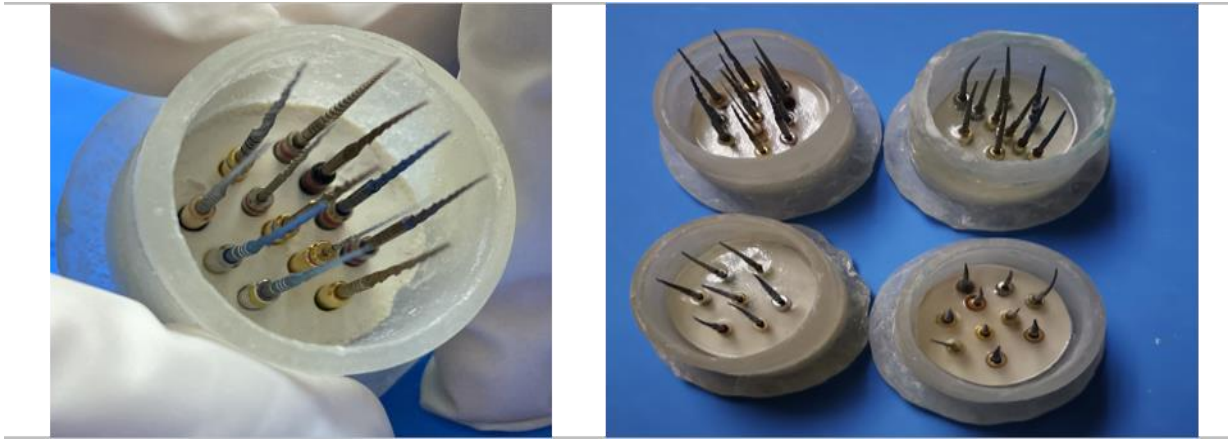


Fig. 15 Dispositivo contenedor de las limas a ser evaluadas. Imagen propia.

Para concluir con la fabricación de los dispositivos, se continuó vertiendo resina acrílica de autopolimero, mezclado con monómero de metil metacrilato NicTone® hasta cubrir totalmente la superficie. Se buscó paralelismo en los dispositivos para que pudieran ser observados e identados.

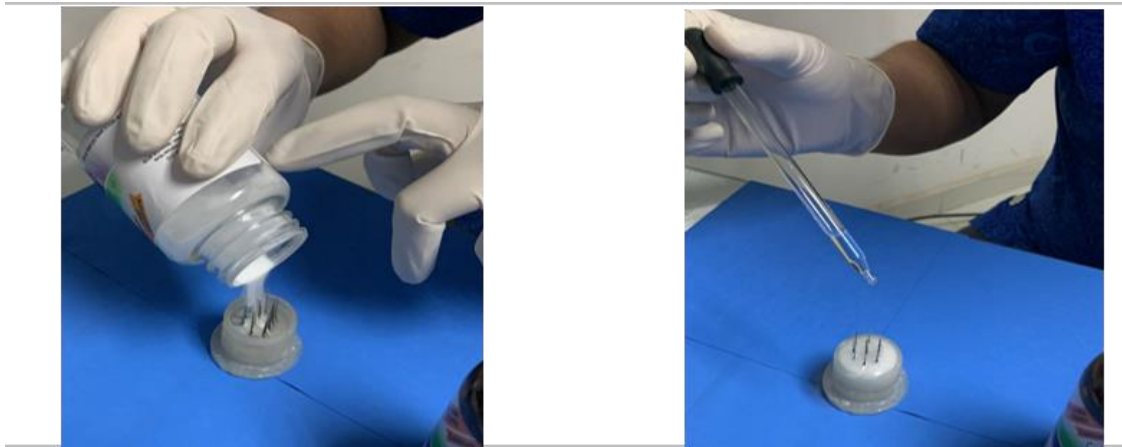


Fig. 16 Llenado del dispositivo contenedor que contiene las limas con acrílico. Imagen propia.

Se eliminó el extremo sobresaliente de la lima en la superficie del contenedor con un cortador de baja velocidad (Isomet®, marca Buehler® Michigan U.E.A) con hojas de diamante refrigeradas por agua.



Fig. 17 Corte del extremo sobresaliente de la lima en la superficie del contenedor con un cortador de baja velocidad (Isomet®, marca Buehler®) Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Las muestras se pulieron en papel de carburo de silicio comenzando con 320 de precisión y terminando con 1200 de precisión, luego se pulieron sobre tela usando lechadas de diamante diluidas a 7, 6, 3 y 1 micra hasta obtener un acabado casi espejo con etanol. Durante este proceso, cualquier contaminación residual (grasa, pasta de diamante) se eliminó con una pulidora automática Buehler® Ecomet 3® a baja velocidad (180 rpm). Fue necesario enviar las muestras al proceso de limpieza ultrasónica Branson 2510® utilizando acetona como agente removedor.



Fig. 18 Pulido de los cubos conteniendo las muestras del estudio con pulidora automática Buehler® Ecomet 3® a baja velocidad. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Para tener la certeza del acabado superficial de los dispositivos contenedores de las limas y poder realizar el estudio de microdureza, se observaron en una primera etapa en el microscopio óptico CJ Optik® a 2.5X y posteriormente en microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®, obteniendo fotomicrografía de la parte activa, previo a las indentaciones por prueba de microdureza de Vickers.

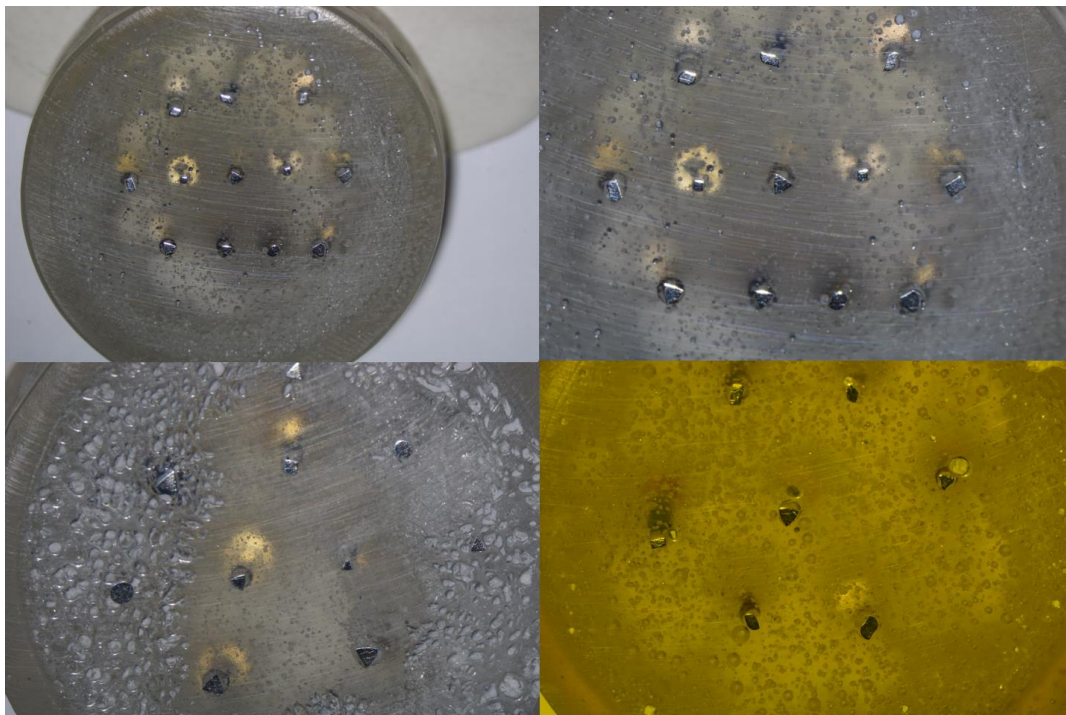


Fig. 19 Fotomicrografía de la parte activa, previo a las indentaciones por prueba de microdureza de Vickers. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

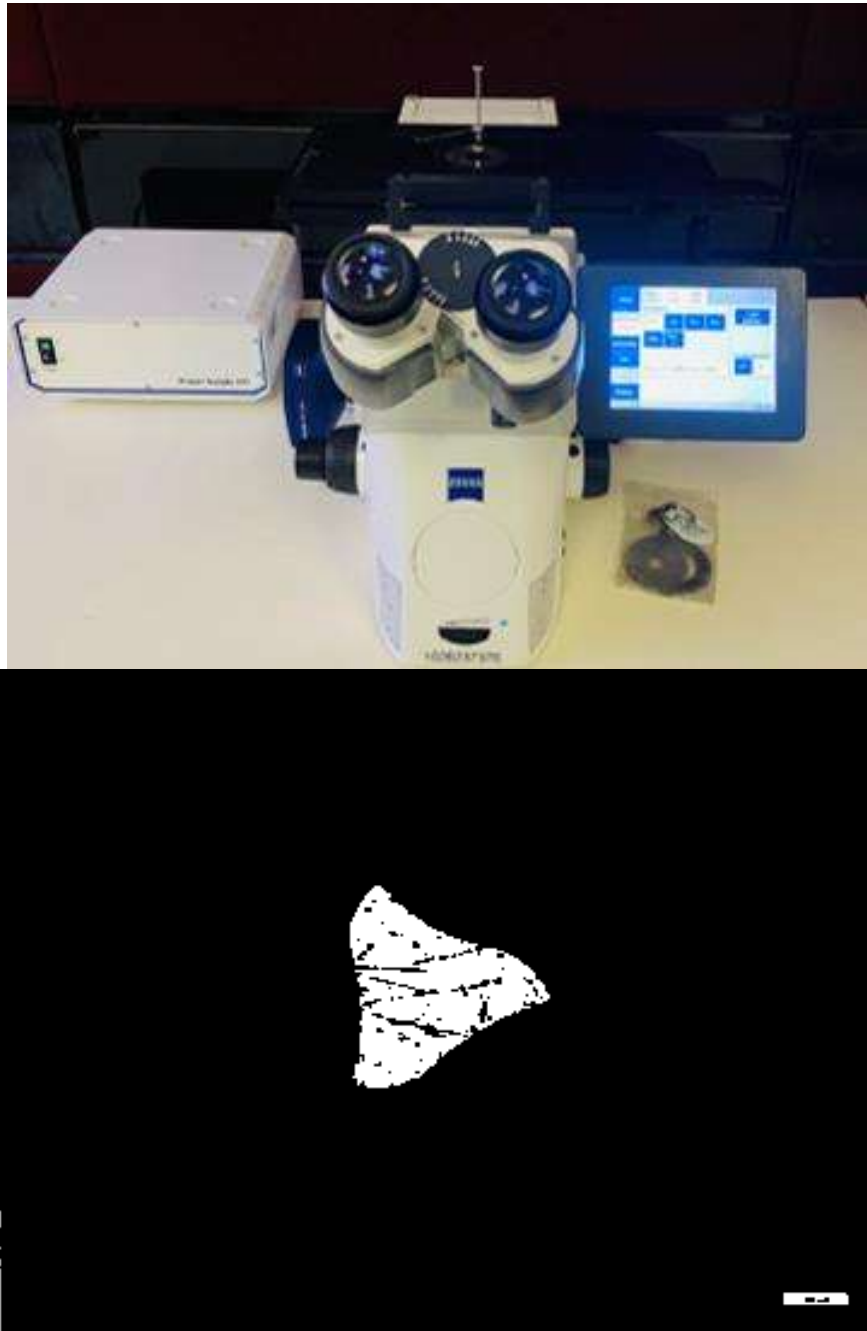


Fig. 20 Localización de la zona de indentación de Microdureza de Vickers con Microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Determinamos la microdureza de cada instrumento, generando indentaciones en el núcleo (masa metálica) de las muestras durante 15 segundos a una carga de 200 gramos.



Fig. 21 Identación de las muestras con aparato Microdurómetro de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia

La determinación de la dureza se realizó de acuerdo con la norma ASTM E-92, utilizando un indentador Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200 con una carga de 200 gramos y un tiempo de permanencia de 15 segundos en 5 puntos de muestreo, la prueba realizada de la siguiente forma:

El instrumento de prueba se colocó en el porta muestras debiendo tener una superficie completamente plana y limpia.

Un indentador de diamante cónico imprimió la muestra con un ángulo $\alpha = 136^\circ$ entre sus superficies.

Después de retirar la carga, la pirámide permaneció bajo la carga P durante algún tiempo, usando un microscopio, se midió las dos diagonales de la huella izquierda.

Se substituyó el valor promedio de la línea diagonal y el valor de carga en la fórmula de trabajo para obtener el valor de microdureza Vickers. Repitiendo el proceso hasta completar cinco indentaciones obteniendo fotomicrografía de la parte activa, posterior a las indentaciones para prueba de microdureza de Vickers.

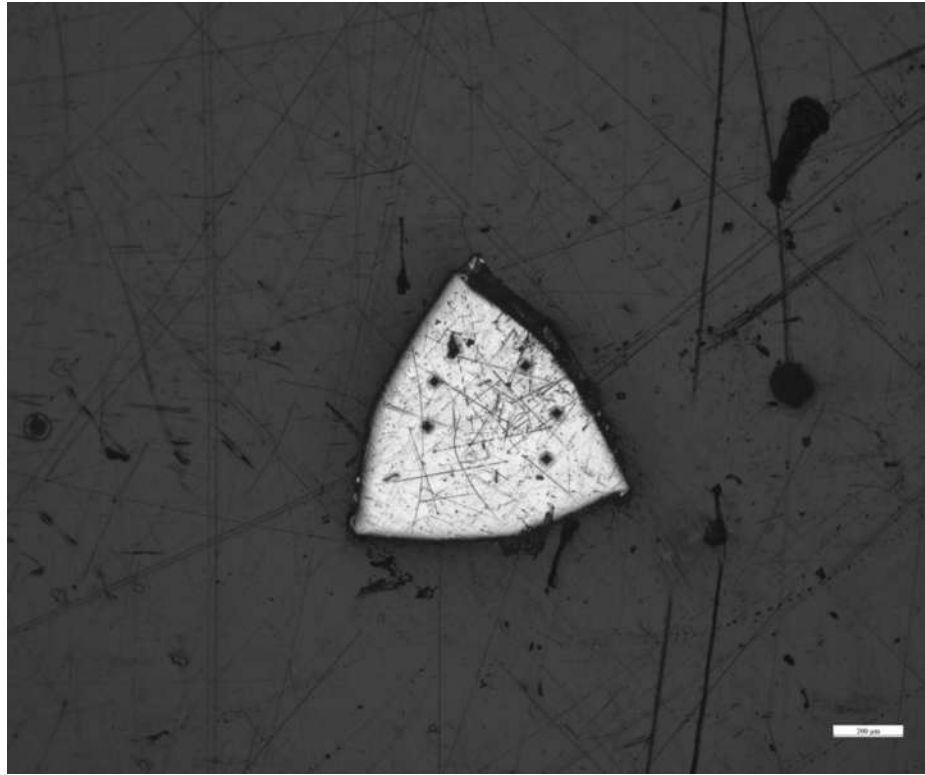


Fig. 22 Masa metálica de instrumento donde muestra las zonas de impacto de las indentaciones con aparato Microdurómetro de Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

10. RESULTADOS

Para tener la certeza del acabado superficial de los instrumentos y poder realizar el estudio de microdureza, las limas seccionadas se observaron en microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®, obteniendo fotomicrografía de la parte activa, previo a las identificaciones por prueba de microdureza de Vickers.

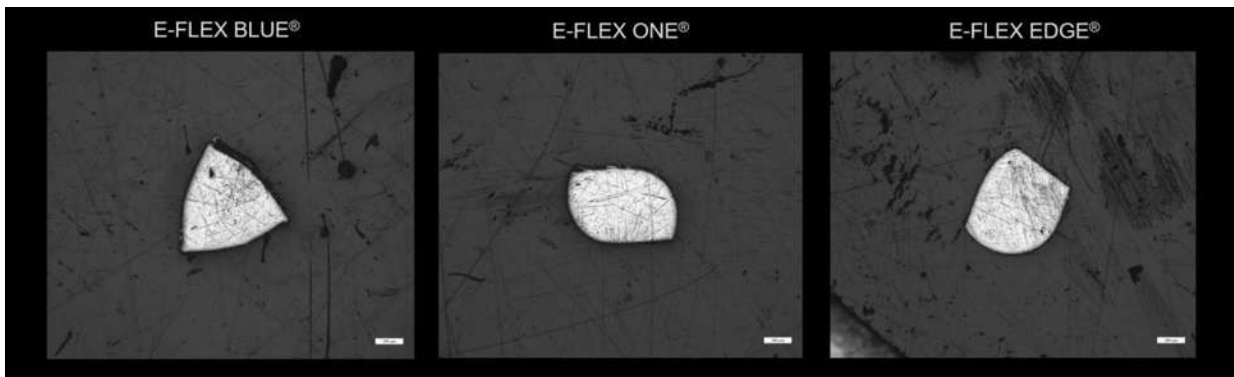


Fig. 23 Revisión del acabado de superficie de los instrumentos. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.



Fig. 24 Revisión del acabado de superficie de los instrumentos con microscopio óptico a 5X Zeiss® Axio Observer®, obteniendo fotomicrografía de la parte activa, previo a las identificaciones por prueba de microdureza de Vickers. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

La determinación de la dureza se realizó de acuerdo con la norma ASTM E-92, utilizando un indentador Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200 con una carga de 200 gramos y un tiempo de permanencia de 15 segundos en 5 puntos de muestreo por instrumento.



Fig. 25 Laboratorio e indentador Vickers Autovick® Mitutoyo HM-200. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Los instrumentos de prueba se colocaron en el porta muestras debiendo tener una superficie completamente plana y limpia.

Un indentador de diamante cónico imprimió la muestra con un ángulo $\alpha = 136^\circ$ entre sus superficies.

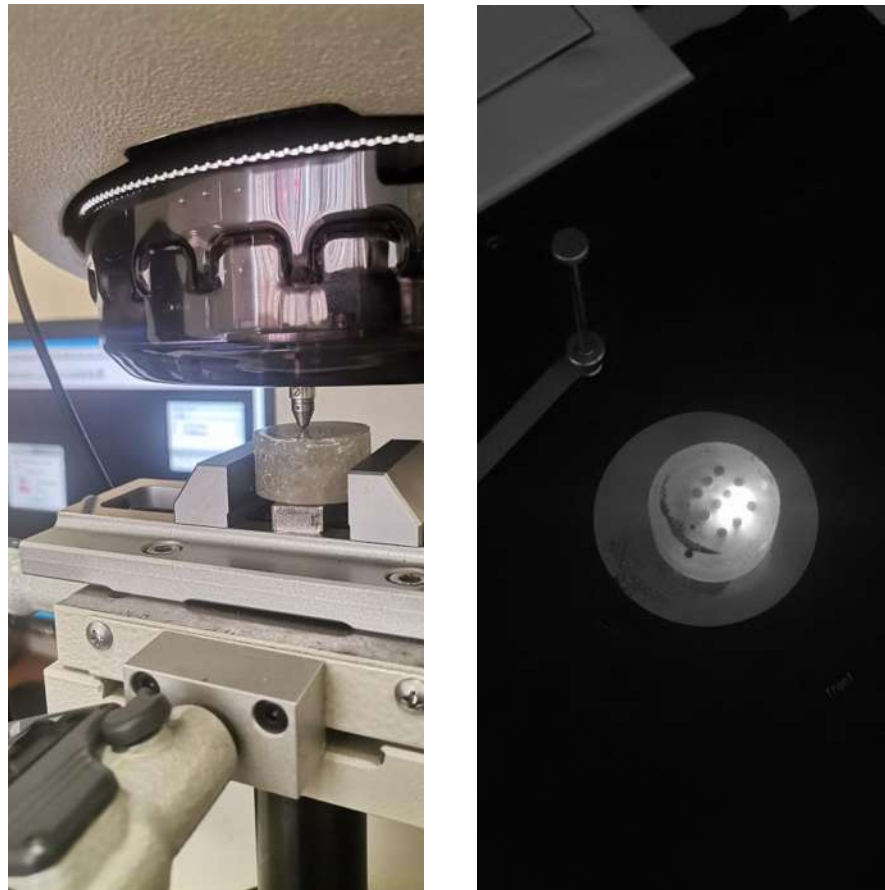


Fig. 26 Instrumentos de prueba en el porta muestras. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

Después de retirar la carga, la pirámide permaneció bajo la carga P de 200 gramos y un tiempo de permanencia de 15 segundos en 5 puntos de muestreo por instrumento, usando un microscopio, se midió las dos diagonales de la huella izquierda.

Se sustituyó el valor promedio de la línea diagonal y el valor de carga en la fórmula de trabajo para obtener el valor de microdureza Vickers. Repitiendo el proceso hasta completar cinco indentaciones obteniendo fotomicrografía de la parte activa, posterior a las indentaciones para prueba de microdureza de Vickers.

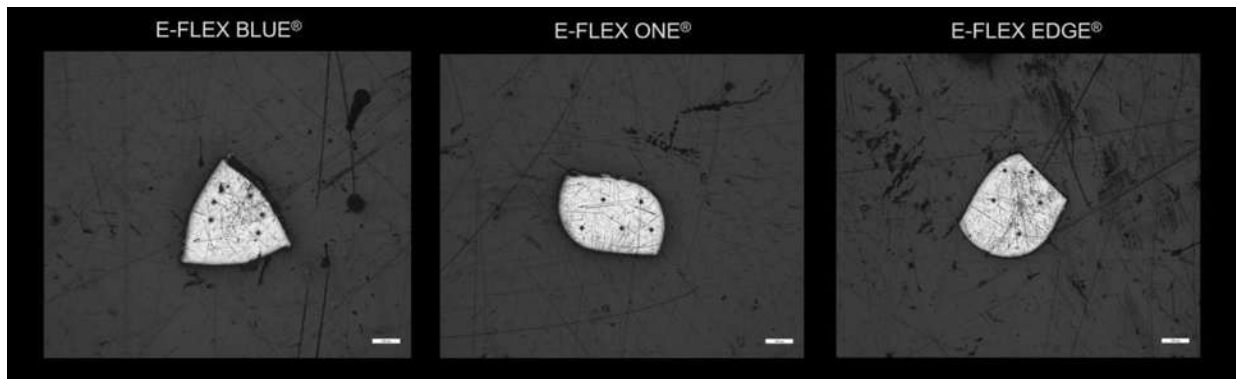
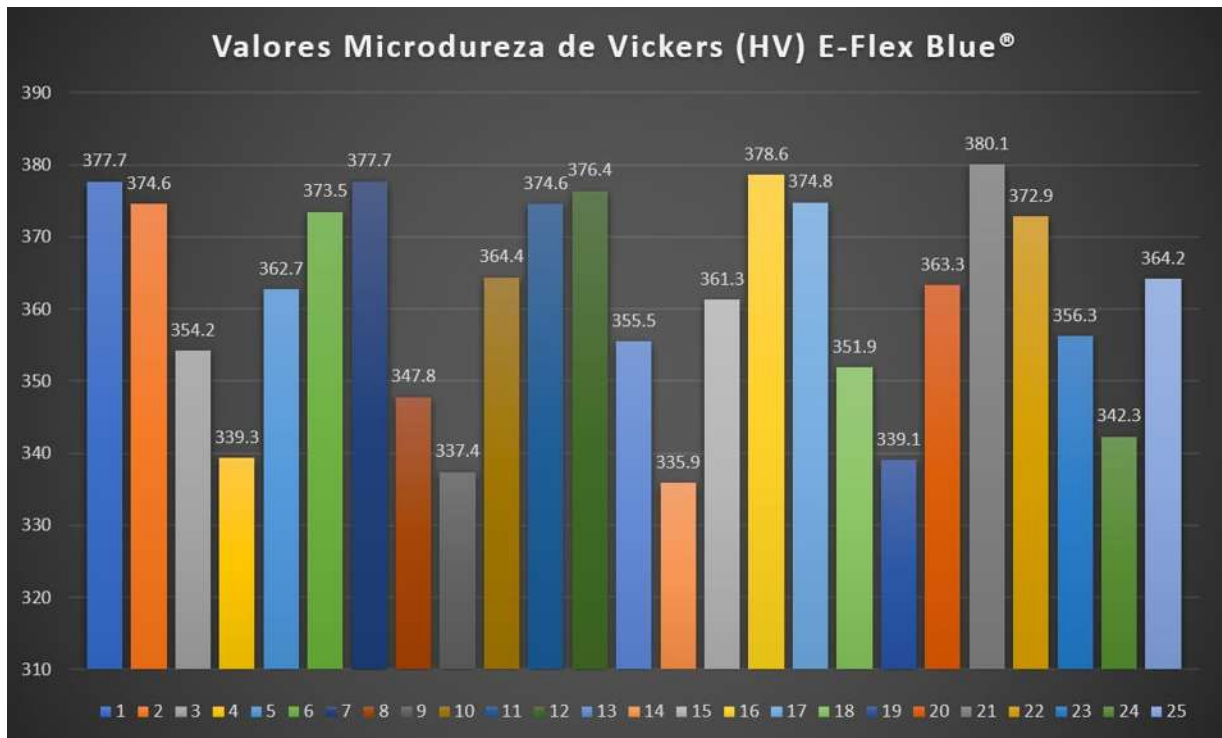


Fig. 27 Identaciones generadas en los instrumentos de prueba. Fotografía tomada en el laboratorio del Instituto de Investigación en Metalurgia y Materiales de la U.M.S.N.H. Imagen propia.

E-Flex Blue®

Resultados de la Microdureza de los 25 instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue®, obtenidos de blisters o cajas de limas nuevas, de lotes diferentes, utilizando Microdurómetro de Vickers (HV).



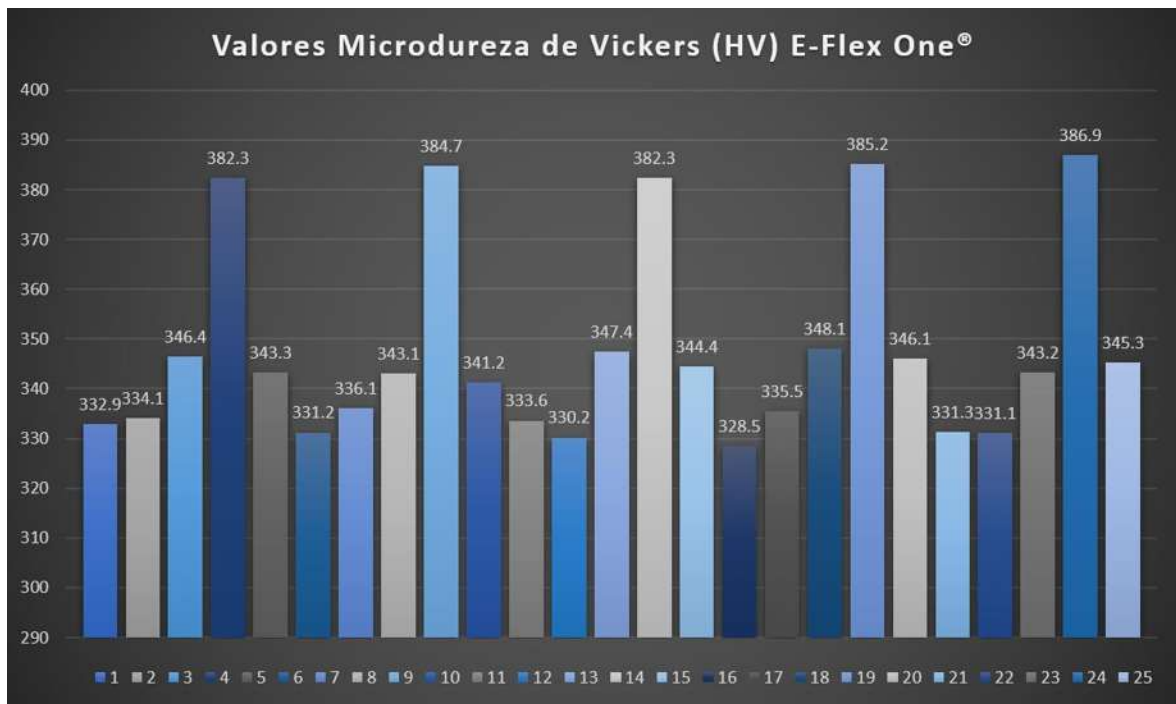
	DISCO 1		DISCO 2		DISCO 3		DISCO 4		DISCO 5
E FLEX BLUE	EIGHTEETH	E FLEX BLUE	EIGHTEETH	E FLEX BLUE	EIGHTEETH	E FLEX BLUE	EIGHTEETH	E FLEX BLUE	EIGHTEETH
IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV
1	377.7	1	373.5	1	374.6	1	378.6	1	380.1
2	374.6	2	377.7	2	376.4	2	374.8	2	372.9
3	354.2	3	347.8	3	355.5	3	351.9	3	356.3
4	339.3	4	337.4	4	335.9	4	339.1	4	342.3
5	362.7	5	364.4	5	361.3	5	363.3	5	364.2

Encontramos una Mediana de 362.7HV, siendo el valor de moda de 377.7 HV, en un rango de entre 335.9 HV en la mínima y 380.1 HV en la máxima y una Desviación Estandar de 14.71294781. La Media o Promedio de 361.46 HV

MEDIA	MEDIANA	MODA	RANGO	DESV. EST.
361.46	362.7	377.7	335.9-380.1	14.71294781

Resultados de E-Flex One®

Resultados de la Microdureza de los 25 instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex One®, obtenidos de blisters o cajas de limas nuevas, de lotes diferentes, utilizando Microdurómetro de Vickers (HV).



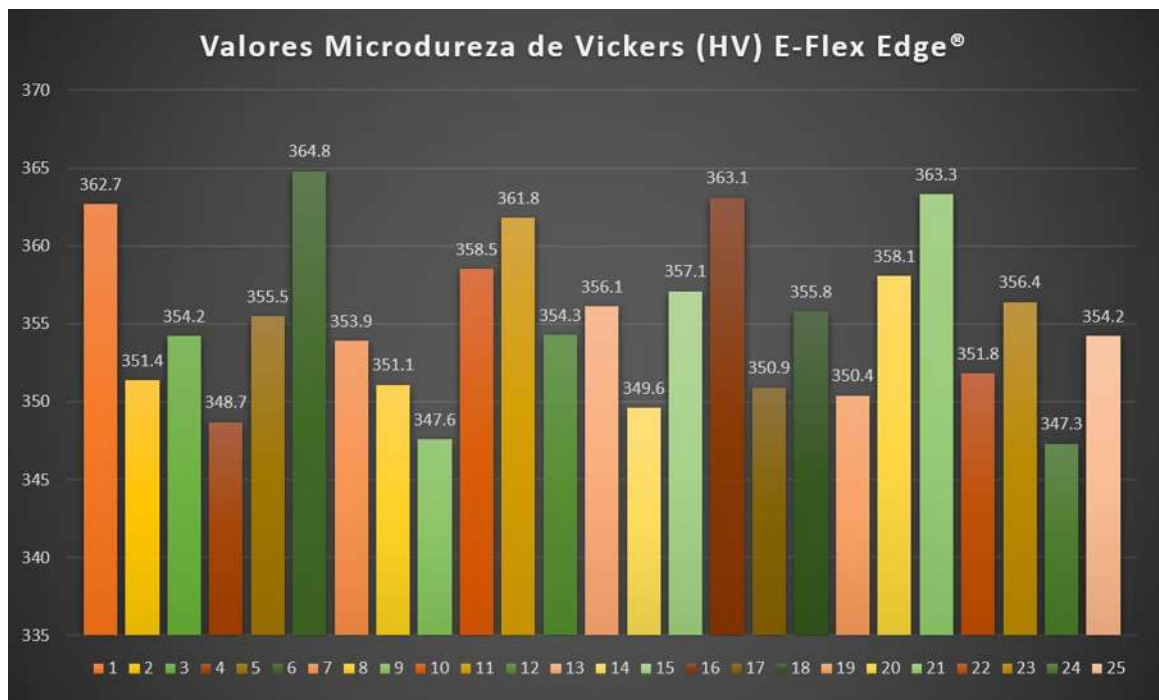
	DISCO 1		DISCO 2		DISCO 3		DISCO 4		DISCO 5
E FLEX ONE	EIGHTEETH	E FLEX ONE	EIGHTEETH	E FLEX ONE	EIGHTEETH	E FLEX ONE	EIGHTEETH	E FLEX ONE	EIGHTEETH
IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV
1	332.9	1	331.2	1	333.6	1	328.5	1	331.3
2	334.1	2	336.1	2	330.2	2	335.5	2	331.1
3	346.4	3	343.1	3	347.4	3	348.1	3	343.2
4	382.3	4	384.7	4	382.3	4	385.2	4	386.9
5	343.3	5	341.2	5	344.4	5	346.1	5	345.3

Encontramos una Mediana de 343.2 HV, siendo el valor de moda de 382.3 HV, en un rango de entre 328.5 HV en la mínima y 386.9 HV en la máxima y una Desviación Estandar de 19.58752324. La Media o Promedio de 347.776 HV.

MEDIA	MEDIANA	MODA	RANGO	DESV. EST.
347.776	343.2	382.3	328.5-386.9	19.58752324

Resultados E-Flex Edge®

Resultados de la Microdureza de los 25 instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Edge®, obtenidos de blisters o cajas de limas nuevas, de lotes diferentes, utilizando Microdurómetro de Vickers (HV).

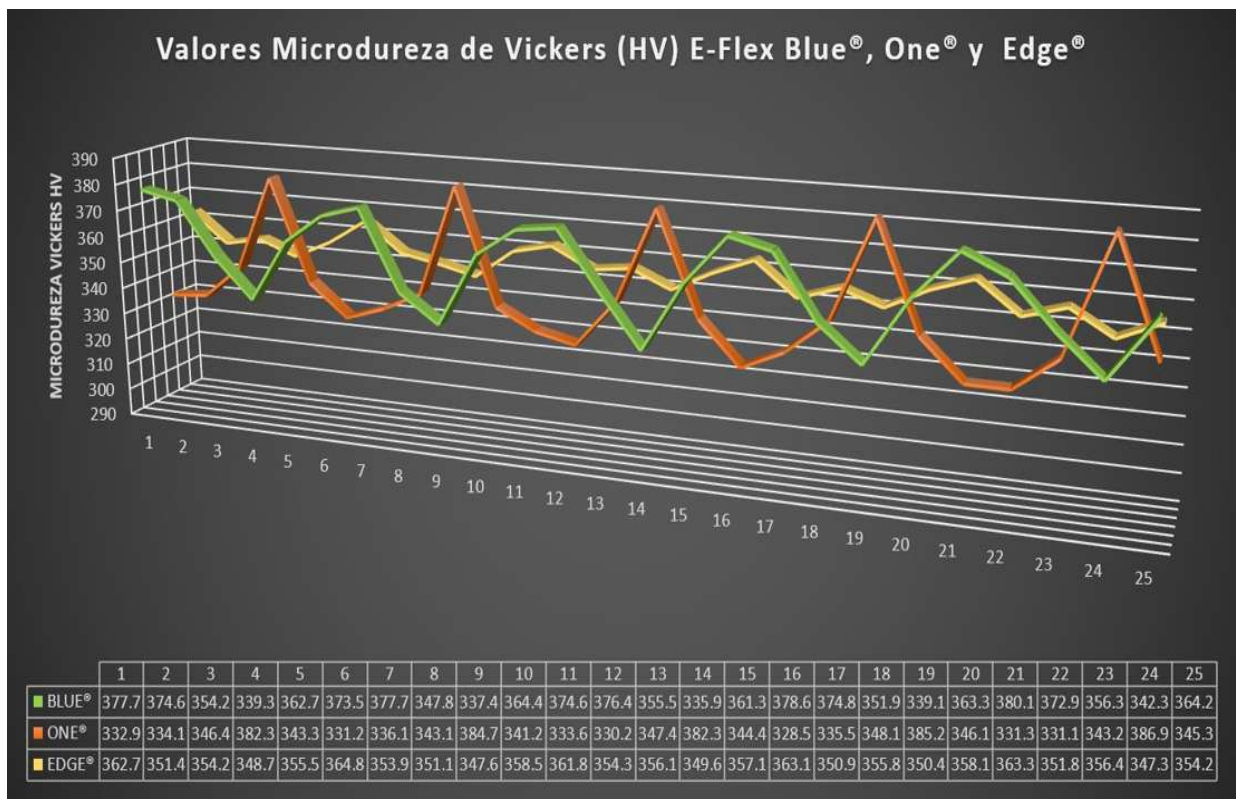


	DISCO 1		DISCO 2		DISCO 3		DISCO 4		DISCO 5
E FLEX EDGE	EIGHTEETH	E FLEX EDGE	EIGHTEETH	E FLEX EDGE	EIGHTEETH	E FLEX EDGE	EIGHTEETH	E FLEX EDGE	EIGHTEETH
IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV	IDENTACIÓN	HV
1	362.7	1	364.8	1	361.8	1	363.1	1	363.3
2	351.4	2	353.9	2	354.3	2	350.9	2	351.8
3	354.2	3	351.1	3	356.1	3	355.8	3	356.4
4	348.7	4	347.6	4	349.6	4	350.4	4	347.3
5	355.5	5	358.5	5	357.1	5	358.1	5	354.2

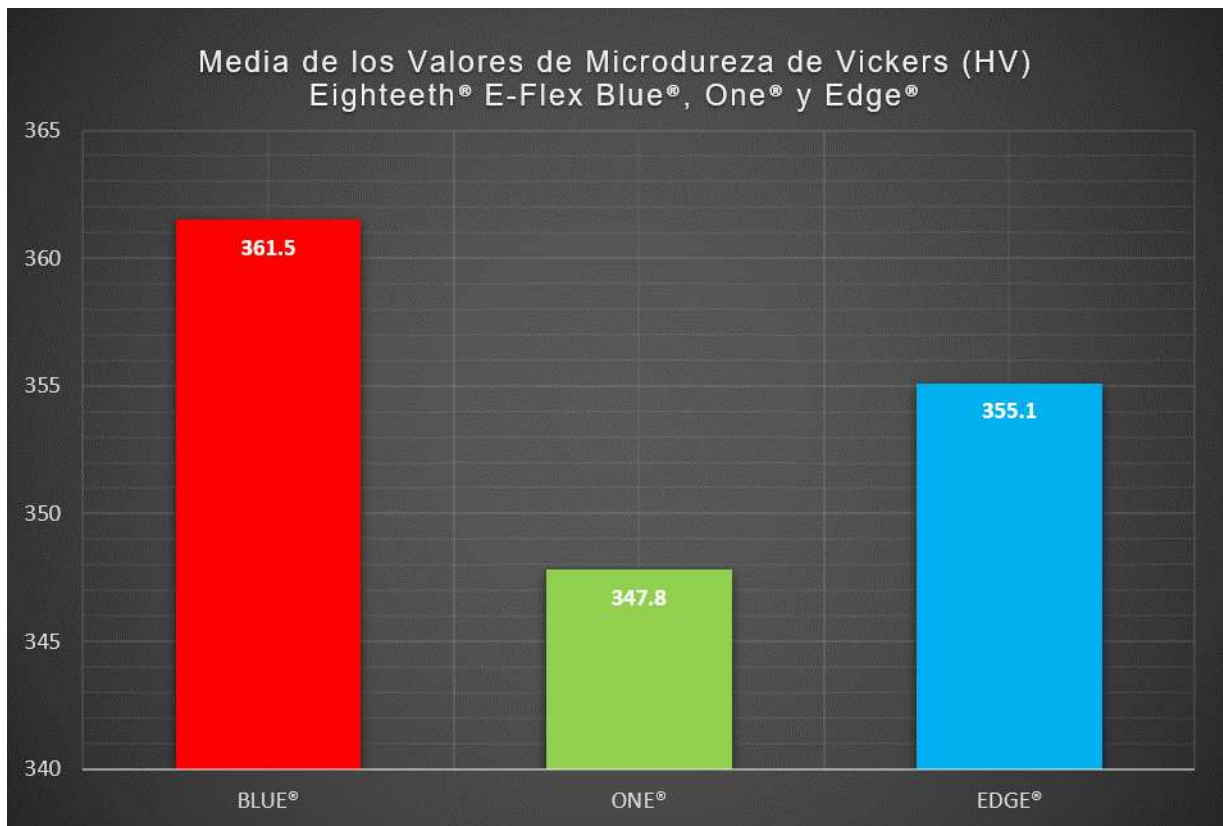
Encontramos una Moda de 354.2 HV, siendo el valor de media de 355.144 HV, en un rango de entre 347.3 HV en la mínima y 364.8 HV en la máxima y una Desviación Estandar de 5.115913082 La Mediana de 354.3 HV.

MEDIA	MEDIANA	MODA	RANGO	DESV. EST.
355.144	354.3	354.2	347.3-364.8	5.115913082

Se aprueba la hipótesis de trabajo en relación a que los resultados de la Microdureza entre los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV) fueron diferentes. $A \neq B \neq C$ como lo muestra la gráfica.



Comparando los resultados de Microdureza de Vickers (HV) en relación a la media mostraron valores diferentes, siendo EFlex[®] Blue[®] el que obtuvo mayor resultado de 361.5 HV, EFlex[®] One[®] de 347.8 HV y EFlex[®] Edge[®] 355.1 HV.



11. ANALISIS DE RESULTADOS

Análisis estadístico

Los datos de microdureza se analizaron mediante análisis de varianza de 1 vía, El nivel de significación estadística se fijó en $P < 0,05$.

RESUMEN

<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Blue®	25	9036.5	361.46	216.47083
One®	25	8694.4	347.776	383.67107
Edge®	25	8878.6	355.144	26.172567

ANALISIS DE VARIANZA

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	2345.259467	2	1172.629733	5.61680975	0.005410206	3.123907449
Dentro de los grupos	15031.5472	72	208.7714889			
Total	17376.80667	74				

12. DISCUSIÓN

Existen muchas variaciones en el diseño y las materias primas utilizadas en la fabricación de las limas de endodoncia y estas afectan en gran medida su rendimiento. Por lo tanto, es importante que los endodoncistas comprendan las propiedades y las diferencias entre estos materiales para utilizar la tecnología mas moderna, entre ellos se encuentran los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®], el ensayo de dureza Vickers, también denominado método de ensayo de microdureza, se utiliza principalmente para determinar la dureza de piezas pequeñas y secciones finas y la dureza es una magnitud especifica de la materia que caracteriza la deformación local, concentrada en un pequeño volumen de su superficie exterior de un material o bien caracteriza la resistencia que opone un material al tratar de ser rayado o penetrado por otro. Este estudio evaluó la Microdureza entre los instrumentos de los Sistemas Mecanizados E-Flex Blue[®], E-Flex One[®] y E-Flex Edge[®] utilizando Microdurómetro de Vickers (HV).

Los valores de dureza de los alambres de NiTi son sustancialmente más bajos E-Flex Blue[®] 361.5 HV, E-Flex One[®] 347.7 HV y E-Flex Edge[®] 355.1 HV, comparado con el rango mostrado en estudio por Brockhurst Pj. en 1966, de entre 403 HV a 651 HV observado para las limas de acero inoxidable.⁵⁹ lo que sugiere que habrá una variación en la resistencia a la fatiga entre los instrumentos.

También sugiere que la menor dureza de las aleaciones NiTi puede no representar una menor resistencia al desgaste. ya que la práctica no lo encuentra así.

Se ha informado que la microdureza promedio de la dentina radicular es de 67 HV⁶⁰

En consecuencia, la dureza de las 3 marcas de NiTi estudiadas debería ser adecuada (aproximadamente 5 veces más dura que la dentina) para dar forma y limpiar las paredes del conducto, recomendación hecha por Gao y cols. ⁶¹

Una microdureza superficial alta indica una mejora en la eficiencia de corte y la resistencia al desgaste de los instrumentos rotatorios de NiTi ⁶²

13. CONCLUSIONES

La evaluación constante de los instrumentos endodónticos que se encuentran en el mercado, nos permite predecir y conocer el comportamiento que puedan tener durante la etapa de trabajo dentro de los conductos radiculares, la microdureza siendo un factor muy importante dentro del análisis metalográfico.

14. 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.

15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Craig R.G. Peyton FA. Physical properties of carbon steel files and reamers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1962; 15: 21-26.
2. Craig R.G. Peyton FA. Physical properties of stainless steel files and reamers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1963; 16: 206-17.
3. Wolio H.M. Brantley WA. Gertstem H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endodon 1988; 14: 346-51.
4. Stoekel D .. Yu W Superelastic NiTi wire. Wire Intl. March 1991: 45-50.
5. Thayer T.A.. Bagby M.D., Moore R.N.. DeAngE'lis R.j. X-ray diffraction of nitinol arch w,res. Americ J Orthodont and Dentofac Orthop 1995: 107: 604-12.
6. ISO 3630-1. 1992. Dental root canal instruments - Part 1: Files, reamers, barbed broaches. rasps. péste carriers. explorers and cotton broaches. Internat1onal Organisation for Standardisation, Geneva, Sw1tzerland.
7. 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.
8. 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.
9. Kennon N.F. Dunne D.P. Shape memory behaviour. Metals fórum v.4 n 3 p 130-134, 1981.
10. C.M. Shape Memory Materials. 1ed. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998.
11. Miyai K, Ebihara A, Hayashi y, DDI H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments International Endodontic Journal, 39, 119-126, 2006.
12. Kunh G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics 28, 716-20, 2002.

13. Yahata, T. Yoneyama, Y. Hayashi, A. Ebhara H. THanawa H. Suda. Effect of heart treatment on transformation temperatures and bending properties nickel-titanium endodontic instruments. *International Journal* 42, 621-626 2009.
14. Thompson SA. Una descripción general de las aleaciones de níquel-titanio utilizadas en odontología *Int Endod J.* 2000;33:297–310.
15. 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.
16. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PM. Preparación mecánica de conductos radiculares: Conformación de objetivos, técnicas y medios *Endod Top.* 2005;10:30–76.
17. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) Alloys. *J. Dent Res* 1975; 54(1) : 89-96.
18. Leonardo M.R. y Leonardo R.T. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel - Titanio.* Brasil. Artes médicas Latinoamérica; 2002.
19. 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.
20. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen. *Vías de la Pulpa.* 12a ed. Elsevier; 2022; (6): 748-919.
21. 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.
22. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New Thermomechanically Treated NiTi Alloys a Review. *International Endodontic Journal.* 2018; 51:1088-103.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Sadeghi S. Capacidad de modelado de instrumentos manuales rotatorios de NiTi versus de acero inoxidable en canales curvos simulados. *Medicina. Patol*
27. Kandaswamy D., Venkateshbabu N., Porkodi I., Pradeep G. Capacidad de centrado del canal: un desafío endodóntico. *J. Conserv. Mella.* 2009; 12 :3–9.
28. 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. *Oral. Cirugía Oral. bucal.* 2011; 16 :e454–e458. doi: 10.4317/medoral.16.e454.
29. 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.
30. 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.
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. 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>.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. McGuigan M, Louca C, Duncan HF. Fractura del instrumento endodóntico: causas y prevención. *Hermano Dent J.* (2013) 214:341-8. doi: 10.1038/sj.bdj.2013.324.
42. Ortíz DM, Cruz AA. Dureza Vickers. *Ingenio y Conciencia Boletín Científico de la Escuela Superior Ciudad Sahagún.* 2022; 9 (18):47-57.

43. <https://cypma.mx/mecanicas/astm-e92/>
44. [https://cypma.mx/mecanicas/astme384/#:~:text=Este%20m%C3%A9todo%20de%20prueba%20cubre,\(1%20a%201000%20gf\).](https://cypma.mx/mecanicas/astme384/#:~:text=Este%20m%C3%A9todo%20de%20prueba%20cubre,(1%20a%201000%20gf).)
45. <https://www.directindustry.es/prod/mitutoyo/product-7785-1931906.html>
46. <https://www.eighteeth.com/Endo-File/>. Copyright © 2023 Changzhou Sifary Medical Technology Co., Ltd. Desarrollado por ShuangXi.
47. Brockhurst P, Hsu E. Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. *Aust Endod J*. 1998 Dec;24(3):115-9. doi: 10.1111/j.1747-4477.1998.tb00034.x. PMID: 11431826.
48. Gutiérrez CJR, Zavala ANV, Bermúdez JC y cols. Análisis Elemental de las Propiedades Morfológicas, Físicas y Químicas de Dos Instrumentos Rotatorios Protaper Universal. *Int. J. Odontostomat.*, 15(2):381-386, 2021.
49. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next Nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2014 Nov;40(11):1830-4. doi: 10.1016/j.joen.2014.06.011. Epub 2014 Aug 13. PMID: 25129026.
50. Liu D, Yu JT, Qiu LH. Effect of titanium nitride coatings with different thickness on microhardness and cutting efficiency of nickel-titanium instruments. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2022 Feb;31(1):58-61. Chinese. PMID: 35587670.
51. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Pereira MR, Arantes-Oliveira S, Martins RF, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Evaluation of Design, Metallurgy, Microhardness, and Mechanical Properties of Glide Path Instruments: A Multimethod Approach. *J Endod*. 2021 Dec;47(12):1917-1923. doi: 10.1016/j.joen.2021.09.003. Epub 2021 Sep 16. PMID: 34537227.
52. Alves-Claro AP, Claro FA, Uzumaki ET. Wear resistance of nickel-titanium endodontic files after surface treatment. *J Mater Sci Mater Med*. 2008 Oct;19(10):3273-7. doi: 10.1007/s10856-008-3439-9. Epub 2008 May 13. PMID: 18470705.
53. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the

- Reciproc Files. *J Endod.* 2017 Mar;43(3):462-466. doi: 10.1016/j.joen.2016.10.039. Epub 2017 Jan 25. PMID: 28131415.
54. Askeland D, Phule P. *The science of engineering of materials*, 4th ed. California: Brooks/Cole-Thompson Learning, 2003.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. 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.
59. Brockhurst Pj., Denholm I. Hardness and strength of endodontic files and reamers. *J Endodon* 1996: 22 68-70.
60. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod* 1981;7:421-2.
61. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, et al. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012;38:398-401.

62. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. J Endod 2012;38:105–7.