



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO CUEPI

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

TESIS

**“CARACTERIZACIÓN METALOGRÁFICA DE SEIS SISTEMAS
ROTATORIOS NIQUEL-TITANIO”**

PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA:

C.D. Marco Antonio Hernández Gordillo

ASESOR: C.D.E.E. ADRIANA LUCIA ARENAS PEREZ.

COASESOR: M.C. HÉCTOR RUIZ REYES

COASESOR EXTERNO: D.C. CARLOS ALBERTO LEÓN PATIÑO.

MORELIA, MICHOACÁN, MÉXICO.

ENERO 2014

AGRADECIMIENTOS.

A Dios por la Fe, Fuerza y Salud.

A la Virgencita de Guadalupe por estar a mi lado iluminando mi camino.

A mis Padres, mis Amores, por el ejemplo, amor, apoyo e incentivos constantes.

A mi Padre por darme todo el apoyo ilimitadamente y formar un criterio en mí.

A mi Madre por darme el camino de la Odontología como vida profesional.

A mi Hermana, Cuñado y Sobrino, por ser un ejemplo a seguir, apoyo y amor.

A mis Abuelos (as), Tíos (as), Primos (as), por ser la mejor Familia del mundo, y motivarme a ser mejor cada día.

Al Maestro Héctor Ruiz Reyes, por ser una referencia en mi vida profesional, agradeciendo su dedicación, paciencia, confianza, incentivo, buen humor y su desprendimiento en la transmisión del conocimiento, esenciales para la realización de esta tesis.

A la Dra. Adriana Lucia Arenas Pérez por el apoyo al presente estudio de investigación.

Al IIM-UMSNH por las facilidades otorgadas en el desarrollo de la presente investigación.

Al Dr. Carlos Alberto León Patiño, por su sencillez, asesoramiento, apoyo y proveerme de las herramientas necesarias para la realización de este proyecto.

Al Dr. Víctor Hugo López Morelos por haberme abierto las puertas del Instituto de Investigaciones Metalúrgicas y referirme con la persona adecuada.

Al M.C. Mariano Braulio Sánchez, por ser guía, por su enorme ayuda e invaluable contribución para este proyecto. Muchas Gracias Amigo.

A mis colegas de la Especialidad, Beni, Bertita, Alex, Arely, George, Yuri, Amado, Day, por ser un gran grupo de amigos y colegas muy valiosos para mí.

A mis Profesores del Centro Universitario de Estudios de Posgrado e Investigación por contribuir en mi formación y darme la Endodoncia como uno de mis más grandes Tesoros.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	10
1. INTRODUCCIÓN	13
2. ANTECEDENTES	
2.1 ANTECEDENTES GENERALES	15
2.1.1 Sistemas Rotatorios Níquel-Titanio	27
2.1.2 Fases de la Aleación NiTi	30
2.1.3 Efecto de Memoria de Forma y Superelasticidad	34
2.1.4 Metalurgia y Fractura	35
2.1.5 Diseño del Instrumento	39
2.1.6 Métodos para Mejorar la Resistencia a la Fatiga de los Instrumentos Endodónticos NiTi	42
2.1.7 Motores que Accionan los Instrumentos de NiTi	43
2.1.8 Usos y Aplicaciones de la Microscopia Electrónica de Barrido para la Caracterización Metalográfica	44
2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.	46
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	56
3.1 Pregunta de Investigación	57
4. JUSTIFICACIÓN	57

5. HIPOTESIS	59
5.1 Hipótesis de Trabajo	59
6. OBJETIVOS	60
6.1 Objetivo General	60
6.2 Objetivos Específicos	60
7. MATERIAL Y MÉTODOS.	61
7.1 Preparación de la Muestra	62
7.2 Análisis Bioestadístico	70
8. RESULTADOS.	71
9. DISCUSIÓN.	92
10. CONCLUSIONES	95
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	96
12. ANEXOS.	
12.1 Oficio de invitación al Co-asesor y respuesta.	101
12.2 Cartel presentado en el “9o Foro de Ingeniería e Investigación en Materiales” de la U.M.S.N.H. y Reconocimiento.	103
12.3 Cartel presentado en el “XV Congreso Internacional Avances en Medicina” del Hospital Civil de Guadalajara Jal., y Reconocimiento	105
12.4 RECONOCIMIENTO POR EL 3ER LUGAR EN EL: “PREMIO NACIONAL DE ENDODONCIA 2013” Los Cabos B.C.	107
12.5 Reconocimiento a la ponencia en la: “XXIV Reunión Nacional de Estudiantes de Posgrado de Endodoncia en la Universidad Quetzalcóatl, en Irapuato Gto.	108

LISTA DE TABLAS

TABLA 1.	Dimensiones y denominaciones	21
TABLA 2.	Longitudes Totales (l_4)	22
TABLA 3.	Media de los valores para el Diámetro D_0 , longitud de la porción de trabajo, número total de espirales, y número de espirales por milímetro.	48
TABLA 4.	Medias de los resultados de las pruebas para la Resistencia a la Flexión, fatiga cíclica y carga torsional.	48
TABLA 5.	Media de la composición elemental en porcentaje a nivel de las estrías de corte y a nivel del mango para Protaper, Hero y K3.	53
TABLA 6.	Resultados de dureza Vickers de nueve instrumentos usados clínicamente.	55
TABLA 7.	Frecuencia de porosidades contadas por muestra.	81
TABLA 8.	Muestra el porcentaje de peso de níquel y titanio de cada uno de los sistemas rotatorios.	85
TABLA 9.	Resultados de Microdureza.	89
TABLA 10.	Representa los resultados de la prueba estadística de t student por medias pareadas, entre las confrontaciones de cada uno de los sistemas rotatorios NiTi, respecto a los valores de microdureza obtenidos entre cada uno de ellos	91

LISTA DE FIGURAS.

FIGURA 1.	Dimensiones de las limas n° 25, según la especificación n° 58 (ANSI/ADA)	19
FIGURA 2.	Boceto longitudinal de la conicidad del instrumento.	20
FIGURA 3.	Boceto longitudinal y diametral del Instrumento.	21
FIGURA 4.	Gráfico de la composición química del instrumento Pow-R de Moyco Union Broach. Representa el esquema de técnica telescópica o “Step-Back”.	23
FIGURA 5.	Dimensiones de la lima NiTi con 0.04 de aumento de conicidad de la parte activa y 0.25 en D ₁ .	28
FIGURA 6.	Instrumento Rotatorio G.T. de Maillefer/Dentsply.	29
FIGURA 7.	Modelo de la transformación Martensítica.	31
FIGURA 8.	Área de Escape del Instrumento K3 vista longitudinalmente (A) y transversalmente (B).	41
FIGURA 9.	Análisis de SEM del diseño de la sección transversal (100x) y superficies de fractura de los instrumentos examinados después de la fatiga cíclica (200x) y pruebas de resistencia torsional (300x).	47
FIGURA 10.	Imágenes que muestran estructuras hermanadas para las estructuras de Maillefer y Tipo 2 M-Wire.	51
FIGURA 11.	Procedimiento experimental para la caracterización de	61

limas endodónticas NiTi.

FIGURA 12. Segmentación de los Instrumentos NiTi.	62
FIGURA 13. Resina electroconductora buehler.	63
FIGURA 14. Proceso de Embiquetamiento.	63
FIGURA 15. Muestra en proceso de desbastado.	64
FIGURA 16. Papel abrasivo de carburo de silicio.	64
FIGURA 17. Muestra en proceso de pulido.	64
FIGURA 18. Proceso de limpieza por ultrasonido.	64
FIGURA 19. Microscopio electrónico de barrido <i>JEOL JSM-64</i>	65
FIGURA 20. Difractómetro <i>SIEMENS D5000</i> .	67
FIGURA 21-A. Microdurómetro Zwick/Roell Indentec.	69
FIGURA 21-B. Identador piramidal de diamante.	69
FIGURA 21-C. El valor de microdureza Vickers (HV).	69
FIGURA 22. Sección Transversal a) K3, b) Liberator, c) Mtwo, d) ProFile, e) Protaper, f) Twisted File.	71
FIGURA 23. Micrografía obtenida de la estructura de la lima K3 a) MEB, b) MO	72
FIGURA 24. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Liberator a) MEB, b) MO	73
FIGURA 25. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Mtwo a) MEB, b) MO.	74

FIGURA 26. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Protaper a) MEB, b) MO.	75
FIGURA 27. Micrografía obtenida de la estructura de la lima ProFile a) MEB, b) MO.	76
FIGURA 28. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Twisted File a) MEB, b) MO.	77
FIGURA 29. Micrografías mediante MEB a) Protaper, b) ProFile, c) Mtwo, d) Liberator, e) K3.	79
FIGURA 30. Micrografías mediante MEB a) Protaper, b) ProFile, c) Mtwo, d) Liberator, e) K3, f) Twisted file. La porosidad está identificada colocando un círculo rojo.	80
FIGURA 31. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima K3.	82
FIGURA 32. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Protaper.	82
FIGURA 33. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Liberator.	83
FIGURA 34. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Mtwo.	83
FIGURA 35. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Profile.	84
FIGURA 36. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección	84

transversal lima Twisted File.

FIGURA 37. Difractograma de Rayos X.	86
FIGURA 38. Diagrama de equilibrio NiTi.	86
FIGURA 39. Identaciones de HV en cada una de las muestras.	88
FIGURA 40. Grafica de error (Microdureza Vickers vs instrumento)	90

RESUMEN.

Introducción: Los instrumentos rotatorios NiTi que se comercializan en México utilizados en el tratamiento de conductos radiculares han presentado diferentes diseños, secciones transversales, ángulos de corte, ángulos helicoidales, etc. Los instrumentos NiTi tienen una mayor flexibilidad, que es uno de los requisitos más importantes para negociar con la conformación de conductos radiculares curvos.

Objetivo: Comparar las propiedades metalográficas de 6 sistemas rotatorios NiTi: ProFile, K3, Protaper, Liberator, Mtwo y Twisted File.

Metodología: Diferentes lotes de instrumentos rotatorios comerciales NiTi fueron caracterizados metalográficamente. Se realizó un corte transversal en cada una de las limas a nivel del tercio apical, fueron embiquetadas, pulidas a espejo y montadas en el portamuestras del microscopio electrónico de barrido en donde se evaluó la forma geométrica, microestructura y defectos puntuales de la sección transversal en micrografías a magnitud de 100x, 300x y 500x. La composición equiatómica fue analizada por difracción de rayos X. La técnica de espectroscopia de energía dispersa de electrones (EDS) permitió realizar el análisis químico-puntual de las limas NiTi. La microdureza fue valorada por medio del microdurómetro Vickers. Se utilizaron las pruebas estadísticas de correlación de chi-cuadrado, ANOVA y T student a IC del 95% y $\alpha=0.05$.

Resultados: Las formas geométricas obtenidas de la sección transversal de las limas rotatorias NiTi coinciden con las reportadas en la literatura por sus casas comerciales. Las mejores características microestructurales las presentó Twisted File, estas limas también presentaron menores defectos puntuales de superficie. Los resultados del análisis espectral composicional en cada una de las muestras, presentaron un porcentaje en peso muy similar (Níquel 55.51 ± 0.27 y Titanio 44.48 ± 0.27) teniendo relación con la literatura 55.49 % Ni 44.51% de Ti ($P>0.05$). El patrón de difracción de rayos X (DRX), corrobora que se trata de una aleación NiTi, con una estructura del tipo denominada austenita. Respecto a la microdureza Vickers el instrumento que presentó la mayor dureza fue Liberator (376.28 ± 15.31) y la lima de menor dureza fue Twisted File (311.21 ± 9.95) $P<0.05$.

Conclusión: Todos los instrumentos presentaron un diseño geométrico y relación equiatómica sin diferencias al reportado por sus fabricantes. Twisted File presentó una mejor microestructura, una porosidad muy baja y la menor dureza en relación a las otras limas NiTi.

ABSTRACT

Introduction: Ni- Ti rotatory instruments traded used during root canal treatment have held different cross- sectional designs, cutting edges, helical shafts, etc.

Aim: Compare metallographic properties of 6 Ni- Ti rotatory systems (ProFile, K3, Protaper, Liberator, Mtwo and Twisted File).

Materials and Methods: Different lots from commercial Ni-Ti instruments were metallographically characterized. A cross section was made in each file at the apical level and embedded, ground to a smooth surface and placed in SEM in order to evaluate the following characteristics: geometrical shape, microstructure, punctual defects of each cross-sectional portion and images to a 100x, 300x y 500 x were obtained. Equiatomic composition was analyzed by X-ray diffraction Spectroscopy technique. The spectroscopy of electron energy dispersive (EDS) enable the chemical-puntual analysis of Ni-Ti files. Microhardness was assessed by the Vickers hardness test. Statistical analysis was performed with Chi-square, Anova and T Student Test at CI of 95% and $\alpha=0.05$.

Results: The geometrical shapes obtained by the cross section of Ni-Ti rotatory files, concur with the literary reports from its manufacturers. The better microstructure was found in Twisted File, these files, held less point surface defects too. The results from the compositional spectral analysis in each sample, demonstrated a similar weight, (Niquel 55.51 ± 0.27 y Titanium 44.48 ± 0.27) which concurs with literature, 55.49 % Ni 44.51% Ti ($P>0.05$). The pattern of X-ray diffraction (XRD), confirms that this is a Ni-Ti alloy, with an austenitic structure. Regarding to Vickers Micro hardness, Liberator was the instrument which demonstrated the highest hardness (376.28 ± 15.31) and Twisted File was the lowest (311.21 ± 9.95) $P<0.05$.

Conclusion: All instruments presented a geometrical design and equiatomic relation similar to the reported but their manufacturers. Twisted File demonstrated better microestructure, a very low porosity and lower hardness with regards to other Ni-Ti files.

Key Words: Metallurgical characterization, nickel-titanium alloy, rotary instruments.

1. INTRODUCCIÓN.

El tratamiento endodóntico convencional consiste en la eliminación del tejido pulpar inflamado de forma irreversible o necrótico, y la obturación del conducto con materiales biocompatibles con el organismo. (60)

Las limas endodónticas son el principal instrumento usado en la práctica endodóntica, para la preparación químico-mecánica de los conductos radiculares. Las propiedades de las limas endodónticas dependen del material utilizado para su manufactura. La aleación Níquel-Titanio (NiTi) fue descrita por Thompson (1) la cual contiene aproximadamente 56% de Níquel y 44% de Titanio, posteriormente las limas rotatorias de aleación NiTi fueron introducidas por Walia et al. (2), sobre las bases de sus propiedades superelásticas los instrumentos rotatorios NiTi son descritos como capaces de mantener la forma original del conducto sin la creación de irregularidades tales como escalones, transportaciones o perforaciones especialmente en conductos curvos estrechos. (3). En la actualidad existen diversos sistemas rotatorios NiTi que están disponibles de forma comercial, estos instrumentos poseen propiedades únicas en cuanto a su sección transversal, conicidad y ángulos de corte entre otros. Estos instrumentos han intentado reducir los pasos del procedimiento y el tiempo de la terapia endodóntica (4).

Los instrumentos NiTi se han convertido en una parte importante del arsenal para el tratamiento endodóntico, siendo utilizados por especialistas en Endodoncia para facilitar la limpieza y conformación de los conductos radiculares. A pesar de sus cualidades favorables sin lugar a dudas hay un riesgo potencial de fractura inesperada con los instrumentos NiTi. Aunque con las mejoras considerables en el diseño y métodos de manufactura en los instrumentos rotatorios endodónticos fabricados de aleación NiTi, la separación del instrumento rotatorio en el conducto ocasionado por fatiga cíclica sigue siendo una preocupación, especialmente en conductos con varias curvaturas (5).

Las fracturas de los instrumentos rotatorios NiTi que se presentan durante el tratamiento endodóntico ocurren por estrés torsional o fatiga cíclica (6). La fatiga cíclica ocurre cuando el instrumento rota dentro de su límite elástico en un conducto curvo. Como el instrumento rota a lo largo de la curvatura del conducto radicular, los ciclos de tensión-compresión son

rápidamente generados al punto máximo de flexión hasta que ocurre la fractura (7). La fractura cíclica es una gran razón que nos ocupa ya que puede desarrollarse sin previo aviso. La fractura torsional ocurre cuando la punta del instrumento se atora en el conducto, mientras el resto del instrumento continua rotando. (8,9).

En un estudio se reportó que la incidencia de fractura de los instrumentos rotatorios NiTi fue alrededor del 5% de estos, 70% fue ocasionada por fatiga cíclica y el otro 30% por estrés torsional (10).

El comportamiento de la aleación NiTi es determinado por las proporciones relativas y características de sus fases microestructurales. El tratamiento térmico es uno de los enfoques más fundamentales hacia el ajuste de las temperaturas de transición de la aleación NiTi que afectan la resistencia a la fatiga de las limas endodónticas NiTi. (11)

En años recientes, varios procesos termomecánicos y nuevas tecnologías manufactureras han sido desarrollados para optimizar la microestructura de las aleaciones NiTi. Limas endodónticas fabricadas por procesos termomecánicos tales como Twisted File han sido introducidas comprendiendo la naturaleza de las diferentes materias primas y su impacto en el rendimiento del instrumento lo cual influye en la elección de los clínicos en lo que respecta al instrumento para lograr el resultado esperado (12). La microscopia óptica y la microscopía electrónica de barrido son técnicas que han permitido caracterizar de manera microestructural las aleaciones del tipo NiTi ya que aportan conocimiento sobre su composición química, estructura y tamaño de grano, estos parámetros influyen en las propiedades de memoria de forma (13), por lo tanto, el propósito del presente estudio de investigación es realizar una caracterización metalográfica de seis sistemas rotatorios NiTi.

2. ANTECEDENTES GENERALES.

El tratamiento endodóntico convencional consiste en la eliminación del tejido pulpar necrótico o inflamado de forma irreversible, y la obturación del conducto con materiales biocompatibles con el organismo. (14) La morfología del sistema de conductos radiculares y la curvatura de las raíces varían, factores que proporcionan grandes retos para los clínicos endodoncistas.

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 (15) 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.

No obstante 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. No obstante en 1955, John I. Ingle, (16) 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 décimos 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 EEUU, presentaron una contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica, sugiriendo que los instrumentos y conos endodónticos se fabricaban según normas pre-establecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales.(17)

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. (18)

En 1961, Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y plata correspondientes. (19)

En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine. (17)

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. (17) Ese trabajo pionero de la A.A.E. alcanzó esferas internacionales, dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO) No obstante 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. (20) 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 apartir 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. (21,22) 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 Hedstroen

respectivamente. (23) Con la estandarización, el nuevo sistema de numeración, 06 a 140, no es arbitrario sino que corresponde al diámetro (D_1), expresado en centésimos 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 D_1 , se extiende hacia el cabo y se finaliza en su base, denominada D_2 . El diámetro D_2 en la base de la parte activa debe medir 0.32mm más que el diámetro D_1 , correspondiente a la punta de la parte activa, ya que el aumento standard de conicidad de D_1 para D_2 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 n° 58 de la ANSI/ADA que recomienda para las limas tipo Hedstoen, además de la parte activa de 16mm como mínimo, conicidad estándar de 0.02mm por mm de longitud, diámetros estandarizados denominados de D_0 , D_3 y D_{16} .

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 16mm como mínimo
- d) Aumento de conicidad standard, equivalente a 0.02mm por milímetro de la parte activa.

- e) Aumento de diámetro de la punta de la parte activa (D_1/D_0), equivalente a 0,05mm entre las limas del n° 10 al 60. En las limas de n° 60 al 140 ese aumento es equivalente a 0,10mm, siendo que en los instrumentos especiales 0.06, 0.08 y 0.10, es equivalente a 0.02mm.

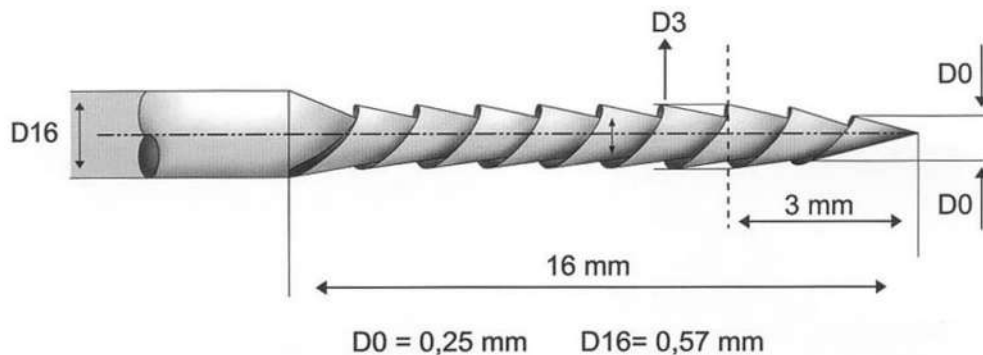


Fig. 1. Dimensiones de las limas n° 25, según la especificación n° 58 (ANSI/ADA)

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. (24)

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 Hedstroen 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 (l_1 max.- 90°) y el mínimo (l_1 min.- 60°)

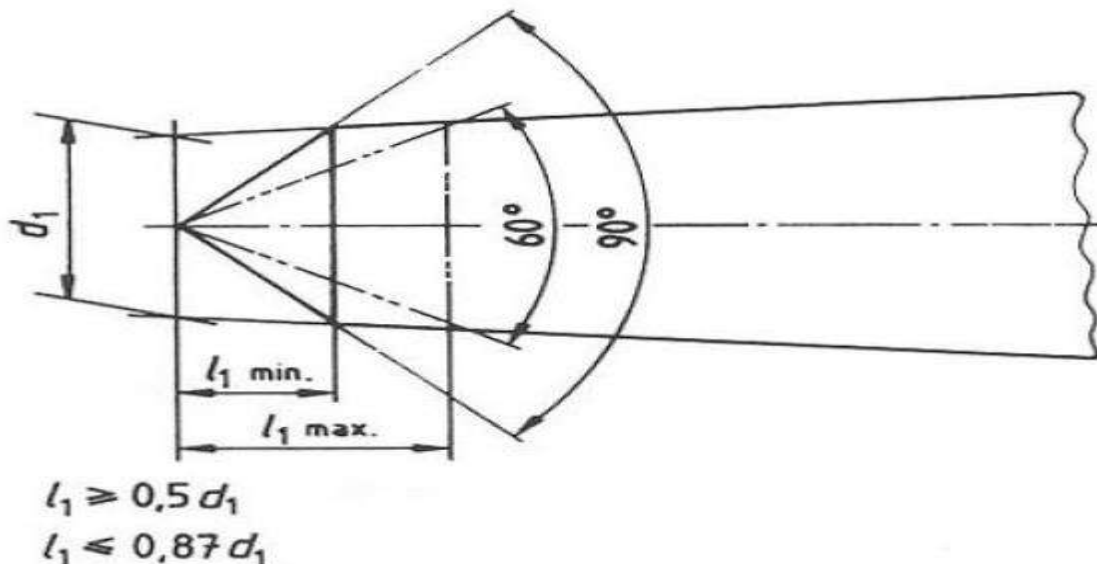


Fig. 2. Boceto longitudinal de la conicidad del instrumento.

D_1 = Diámetro de la parte activa, en la punta (denominación del diámetro)

D_2 = Diámetro en la longitud l_2 (3 milímetros)

D_3 = Diámetro en la base de la parte activa

l_1 = Longitud de la punta (guía de penetración)

l_2 = Longitud de la parte activa en D_2 (3 milímetros)

l_3 = Longitud de la parte activa en D_3 (mínimo de 16 mm)

l_4 = Longitud total

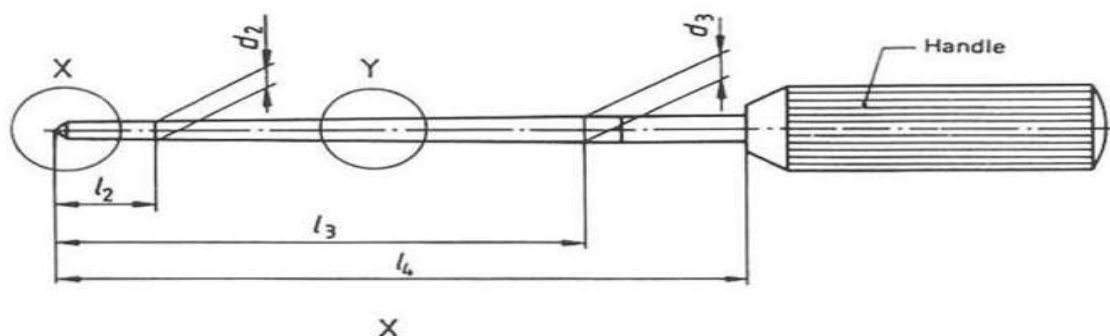


Fig. 3. Boceto longitudinal y diametral del Instrumento.

TABLA 1. Dimensiones y denominaciones

DENOMINACIÓN DEL INSTRUMENTO	D_1	D_2	D_3	l_1	l_2	l_3	COLORES
008	0,08 mm	0,14 mm	0,40 mm				gris
010	0,10 mm	0,16 mm	0,42 mm				violeta (morado)
015	0,15 mm	0,21 mm	0,47 mm				blanco
020	0,20 mm	0,26 mm	0,52 mm				amarillo
025	0,25 mm	0,31 mm	0,57 mm				rojo
030	0,30 mm	0,36 mm	0,62 mm				azul
035	0,35 mm	0,41 mm	0,67 mm				verde
040	0,40 mm	0,46 mm	0,72 mm				negro
045	0,45 mm	0,51 mm	0,77 mm				blanco
050	0,50 mm	0,56 mm	0,82 mm				amarillo
055	0,55 mm	0,61 mm	0,87 mm				rojo
060	0,60 mm	0,66 mm	0,92 mm				azul
070	0,70 mm	0,76 mm	1,02 mm				verde
080	0,80 mm	0,86 mm	1,12 mm				negro
090	0,90 mm	0,96 mm	1,22 mm				blanco
100	1,00 mm	1,06 mm	1,32 mm				amarillo
110	1,10 mm	1,16 mm	1,42 mm				rojo
120	1,20 mm	1,26 mm	1,52 mm				azul
130	1,30 mm	1,36 mm	1,62 mm				verde
140	1,40 mm	1,46 mm	1,72 mm				negro

TABLA 2. Longitudes Totales (l_4)

l_4
$\pm 0,5$
21 mm
25 mm
28 mm
31 mm

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, EEUU y el RACER de W & H – Pfingst & Co. Inc., New York-EEUU 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. (25)

En esa época, se desarrollaron los aparatos sónicos como el Endostar de Star/Syntex Dental, EEUU y el Micromega, Endosonic- air de la Medidental International Inc. EEUU, 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. (26)

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- EEUU) principalmente para la fabricación de antenas espaciales. (27)

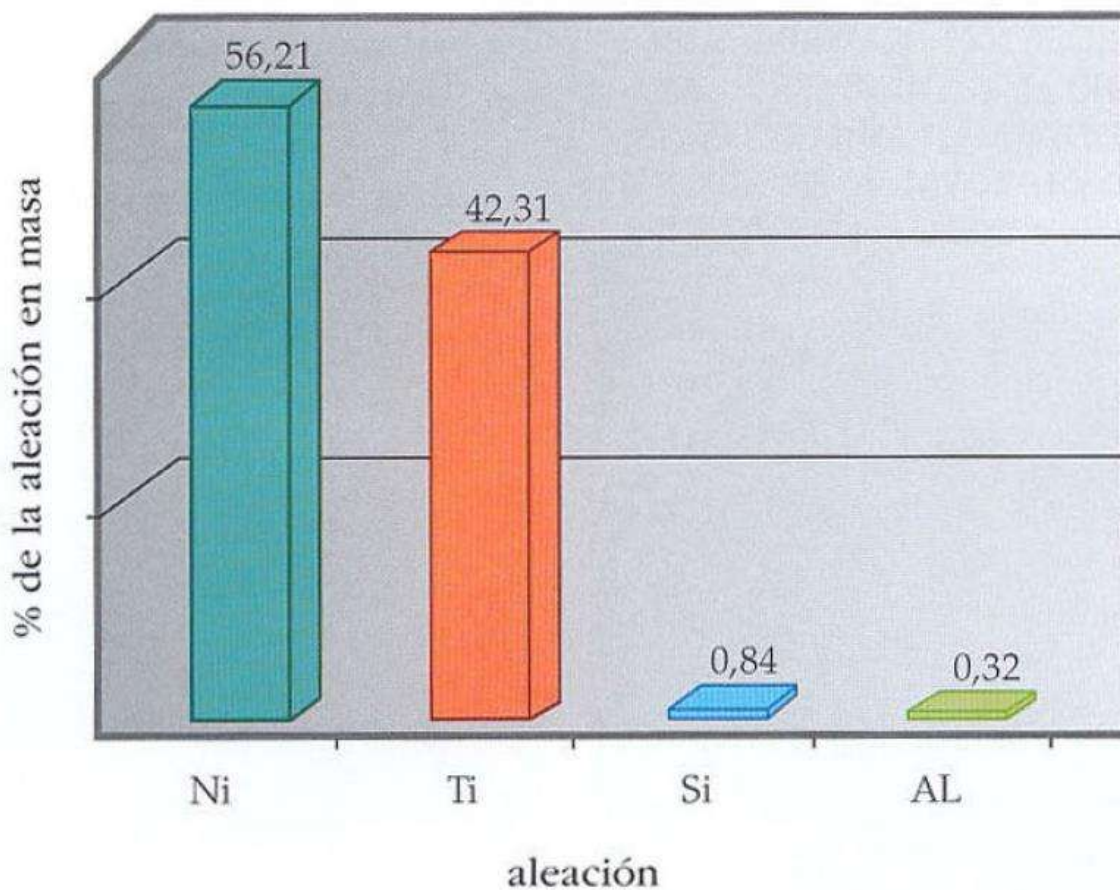


Fig. 4. Gráfico de la composición química del instrumento Pow-R de Moyco Union Broach.

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. (28)

Su denominación de NITINOL se debe a Ni de Níquel, Ti de Titanio y N.O.L., de Naval Ordenance Laboratory, en Silver Spring, EEUU, donde fue investigada y fabricada. También conocida en China en 1979, por NITALLOY, esa aleación contiene el 56% de níquel y 44% de titanio. (29)

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. (30)

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. (31)

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. (31)

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. (32)

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. (33,34,35,36,37,38)

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. (39,40)

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. (41)

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

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. (42)

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 Hedstroen) 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, su ángulos de corte, que son positivos, tienden a trabarse en las paredes de dentina, lo que provocaría su fractura. (43)

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.

SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL/TITANIO.

Los sistemas rotatorios constituyen la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación de la Endodoncia, y pueden considerarse como una nueva era en la práctica diaria del endodoncista.

La instrumentación rotatoria con instrumentos de NiTi representa una verdadera “revolución en la técnica endodóntica”, pues permite al profesional realizar un tratamiento de conductos de manera más eficaz que la que se hacía en un pasado. Sin embargo, no es verdad que ese tratamiento se haya facilitado con la instrumentación rotatoria. El avance de la tecnología endodóntica al ofrecer instrumentos morfológicamente más precisos, con excelentes propiedades inherentes a la propia aleación de NiTi, permiten al especialista, realizar un tratamiento considerado anteriormente como muy difícil y asumir mayor variedad de casos. Muchas dificultades técnicas endodónticas observadas antes de la instrumentación rotatoria fueron reducidas acentuadamente después de su implantación. Resumidamente, se tornó más fácil el tratamiento endodóntico.

Una de las grandes ventajas de los sistemas rotatorios es la mayor rapidez en la instrumentación, principalmente en conductos radiculares atrésicos y curvos de molares, siendo, para el profesional menos agotador y por lo tanto con menor fatiga.

Estos instrumentos presentan limas que, además de las alteraciones en el diseño de su parte activa, ofrecen también un mayor aumento de la conicidad por milímetro de longitud de su parte activa desde la punta hacia su base, en relación a los instrumentos estandarizados.

Este detalle tecnológico permite realizar la preparación del conducto radicular atrésico y curvo, constituyendo uno de los más revolucionarios avances de la Endodoncia actual.

Según las especificaciones n° 28 y 58 de la ANSI/ADA y 3630/1 de la ISO/FDI (1992), la conicidad es estandarizada para las limas tipo K y para las limas tipo Hedstroen en 0.02mm por milímetro de longitud de la parte activa. No obedeciendo estas normas de estandarización de la ANSI/ADA y ISO/FDI, las nuevas limas de NiTi accionadas con motor, originariamente presentan mayor conicidad en la parte activa, o sea, aumentos de 0.03 - 0.04 – 0.05 y 0.06mm por milímetro de longitud. De esa forma, una lima de NiTi con

0.03mm de aumento de conicidad (taper), tendrá en el diámetro D_1 0.25mm, y en el diámetro D_3 , 0.73mm.

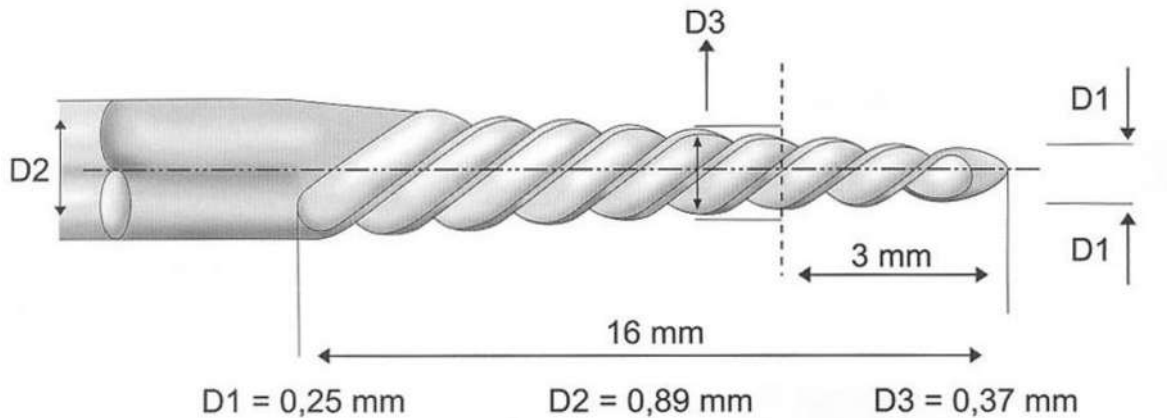


Fig. 5. Dimensiones de la lima NiTi con 0.04 de aumento de conicidad de la parte activa y 0.25 en D_1 .

Con esta nueva presentación, esta limas, en el momento en que son introducidas y accionadas a motor en el interior del conducto radicular, girando 360° en sentido horario, con velocidad constante y en sentido corono-apical (Crown-Down), van a provocar la limpieza, remoción del contenido séptico, restos orgánicos y limallas dentinarias hacia la cámara pulpar, y simultáneamente van a determinar el ensanchamiento de 2/3 coronarios, promoviendo el llamado “desgaste anticurvatura” y, a continuación, el tope apical.

El principio de la preparación en sentido corono-apical, con poca presión o picoteo, es inherente a los sistemas rotatorios, proporcionando así un menor riesgo de agudizaciones periapicales.

EL INSTRUMENTO ROTATORIO.

Instrumento fabricado con aleación NiTi.



Fig. 6. Instrumento Rotatorio G.T. de Maillefer/Dentsply.

El avance tecnológico y la asociación de la metalurgia con la Endodoncia permitieron que los instrumentos rotatorios se fabricaran con aleación de NiTi, que confiere a los mismos, superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y fractura. (44)

La aleación de NiTi ofrece una superelasticidad, término utilizado para caracterizar la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de librarse de una acción (fuerza) de deformación. Las aleaciones de NiTi, cuando son sometidas a la deformación de hasta 10% pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%. (45,46)

La superelasticidad de la aleación de NiTi hace que el instrumento endodóntico sea más flexible que el acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los conductos radiculares curvos, como también minimizando el transporte del foramen. (31,47)

Por otro lado, la deformación plástica de una aleación se caracteriza por su capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura. Esta propiedad permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando, no obstante, su integridad física. La inspección visual de un instrumento de NiTi usado no es un método seguro de evaluación, pues la fractura puede ocurrir sin defectos visibles de deformación permanente.

2.1.2 FASES DE LA ALEACIÓN 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.

LA FASE AUSTENITICA (cúbica de cuerpo centrado)

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. (48)

FASE MARTENSITA (monoclínica)

Por el contrario la fase martensita existe a temperaturas más bajas y a mayor estrés, teniendo una estructura cristalina monoclínica. 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 esta 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 cuál solo existe una variante se le denomina martensita no hermanada.

Cuando un material que sufre transformación martensitica es enfriado por debajo de cierta temperatura, la transformación comienza por un mecanismo (Fig). 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. (49)

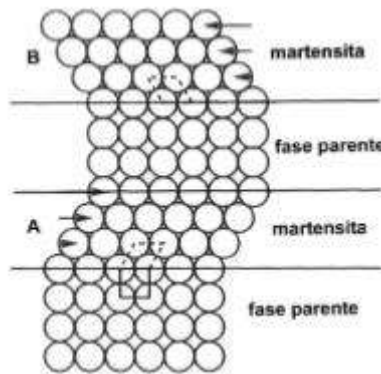


Fig. 7. Modelo de la transformación Martensitica

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. (50)

FASE R O ROMBOÉDRICA

La fase R es una fase intermedia que se forma durante el avance y retroceso de transformación entre las fases austenita y martensita. (51)

Miyai y Cols informaron que el módulo de elasticidad de la fase austenita es superior a la martensita. (52)

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 una límite más bajo a la fragilidad de los instrumentos confeccionados. (53)

Las propiedades mecánicas de las aleaciones de NiTi asociadas con la transformación de fase se ven influidas por su composición, grado de mecanización y de la historia térmica. (52)

LA INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA EN LA TRANSFORMACIÓN DE FASE.

El término genérico para estas aleaciones es Nitinol; poseen una capacidad de cambiar sus enlaces atómicos que causan un cambio único y sensible de las propiedades mecánicas y la disposición cristalográfica de la aleación. La estructura cristalina de la aleación de NiTi es estable a altas temperaturas, con una red cristalina cúbica de cuerpo centrado, en la cual se encontrará la fase austenita. Cuando se enfría a una temperatura crítica, la aleación muestra un cambio significativo en el módulo de elasticidad, produciendo energía y resistencia eléctrica como resultado de cambios en las conexiones de los electrones. Con el enfriamiento de la aleación, hay un cambio en la estructura cristalina que se conoce como transformación martensítica. Este fenómeno produce cambios en las propiedades físicas de la aleación. (1)

La transformación martensítica a la fase austenita da lugar a martensita hermanada que tiene una estructura similar a una red hexagonal compacta. Sin embargo, ninguna alteración macroscópica puede ser detectada por la aplicación de una fuerza externa. La martensita hermanada puede ser fácilmente deformada en una sola orientación generando una martensita no hermanada. La aleación NiTi es más dúctil en la fase martensítica que en la austenita. Con el calentamiento la aleación retorna a su fase relativa o austenita, con una condición de energía estable. (1)

Las propiedades termodinámicas de esta aleación intermetálica han demostrado producir un efecto de memoria de forma, cuando un tratamiento térmico específico y controlado se lleva a cabo. (Buehler et al 1968)

El tratamiento térmico de la aleación promueve cambios en las propiedades mecánicas, ya que pueden modificarse por una alta densidad de dislocaciones y /o dispersión de partículas finas. Las variedades de los fenómenos irreversibles asociados a dislocaciones, precipitados y tensiones residuales, complican la compresión de las aleaciones con superelasticidad.

De acuerdo con Kuhn y Jordan es importante tener conocimiento de las relaciones entre las fases austenita, fase R y la martensita. (53)

En la transformación directa (refrigeración) tenemos: la transformación Austenita $\rightarrow$ Fase R $\rightarrow$ Martensita, mientras que en sentido inverso (calefacción) tenemos: Austenita $\rightarrow$ Martensita $\rightarrow$ Fase R.

Sin embargo, durante el calentamiento la transformación de Martensita a Fase R no se produce debido a la histéresis muy baja, conduciendo a la transformación directa de Austenita a Martensita.

Con la activación térmica, los espacios vacíos se desplazan a campos de estrés compresivo reduciendo el número de sitios de nucleación en una microestructura con alta densidad de dislocaciones. Con el inicio de la recrystalización, y la disolución de las partículas después del recocido, no es detectada más la fase R. Se puede concluir que la formación de la fase R depende de la presencia de las dislocaciones y los campos de concentración de estrés.

Estos autores también sugirieron un tratamiento térmico para reducir el endurecimiento generado por el proceso de fabricación (alrededor de 400°C) y también un electropulido para reducir al mínimo los defectos producidos por la máquina. (53)

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 recrystalización 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. (54)

2.1.3 EFECTO DE MEMORIA DE FORMA Y SUPERELASTICIDAD.

El efecto de memoria de forma fue definido por Thompson cuando un movimiento atómico total entre dos planos adyacentes de átomos es menor que la distancia interatómica total comparados con el régimen normal de red cristalina. Le confiere a la aleación la capacidad de retornar a su forma inicial, por la formación de fuertes enlaces electrónicos que reorganizan los átomos que estaban fuera de su posición, el efecto de esta transformación es instantáneo.

Según Thompson (2000) es posible educar la aleación con el efecto de memoria de forma, al poner la aleación NiTi con una configuración determinada a una temperatura determinada. Esto puede ser obtenido a bajas temperaturas en la que la aleación NiTi se deforme con una fuerza muy baja resultando en hermandad producidos en una misma

dirección. Cuando la aleación NiTi es calentada por encima de la temperatura de transformación de fase, se recupera su forma permanente.

La superelasticidad de la aleación NiTi permite deformaciones elásticas de más del 8% en comparación con menos del 1% de otras aleaciones, como el acero inoxidable. (1)

Thompson ha sugerido que se forman partículas de óxido durante el proceso de fabricación de las aleaciones NiTi, las cuáles reaccionan con el oxígeno del ambiente.(1)

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 Files de SybronEndo) han sido fabricados por desgaste y no por torsión, debido a que las limas Níquel- Titanio al torcerlas podrían derivar en fractura del instrumento a excepción como ya se mencionó, de las limas Twisted Files.

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. (48)

Las estructuras cristalinas de las aleaciones con efecto de memoria de forma (EMF) del NiTi fueron descritas por Otsuka. La comprensión de cómo los átomos se disponen cristalográficamente en determinadas condiciones a las que sea sometido el material, es importante para explicar los fenómenos que ocurren en la estructura micro y macro estructural. (50)

Según William Callister esto se llama ciencia de abajo hacia arriba, lo que anteriormente no se practicaba, donde se estudiaron las estructuras macroscópicas de gran complejidad (Ciencia de arriba hacia abajo). Las fuerzas de los enlaces influyen en la EMF y la superelasticidad (SE), que son algunas de las propiedades del material que influyen en su comportamiento clínico. (48)

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. (55)

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. (56)

Así, en conductos radiculares con curvaturas acentuadas y bruscas, bifurcaciones, curvas en forma de “S”, estos instrumentos deben evitarse para reducir las fracturas, así como el sobreuso de los mismos.

Este es el mayor problema de los sistemas rotatorios con el uso de instrumentos de NiTi:

“La fractura de los instrumentos de NiTi utilizados en los sistemas rotatorios es una iatrogenia que puede poner en riesgo el tratamiento del conducto radicular”

Si se utiliza un elevado torque, ultrapasando el límite máximo de resistencia del instrumento (límite de fractura), la probabilidad de que ocurra un accidente operatorio es elevado. Por otro lado, la fractura puede ocurrir también por debajo del límite de resistencia del instrumento. La posible solución para ese problema es utilizar motores de bajo torque, en los que se puede ajustar éste por debajo de límite de elasticidad e inherente para cada instrumento. (23)

En el caso específico de la Endodoncia, cuando se acciona el motor, se libera una cantidad de energía en forma de movimiento rotatorio. La fuerza con que esa lima gira alrededor de su propio eje se controla por el torque, siendo el mismo previamente ajustado, según la técnica e instrumento que se utilice y variando entre 0.1 N. cm a 35 N. cm.

Actualmente, los sistemas ofrecen limas de gran conicidad y mayores diámetros, (0.12/0.10/0.08mm) que eliminan inicialmente la constricción dentaria cervical, permitiendo que las limas de menor conicidad penetren, sin obstáculos hacia apical.

La mayor conformación cónica del conducto radicular en sentido corono-apical obtenida a través de esta técnica también permite una irrigación endodóntica más eficaz, como también una obturación lo más hermética posible.

En los instrumentos rotatorios, el principio básico fue fabricar los mismos instrumentos con conicidad diferente, lo que revolucionó la técnica endodóntica. Así se encuentran en el comercio especializado instrumentos rotatorios con conicidades 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.012 mm.

La fabricación de instrumentos con diferentes conicidades cambió el concepto de la instrumentación de conductos radiculares, particularmente los atrésicos y curvos. Como consecuencia de esa mayor conicidad, solamente una porción de la parte activa del instrumento entra en contacto con la pared dentinaria. Esta mayor conicidad proporciona un

desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento, con menor riesgo de fractura.

Las imperfecciones en la superficie tales como microfracturas, restos metálicos, ángulos de transición, se producen durante el proceso de fabricación por desgaste.

Chianello y cols., han encontrado que ningún instrumento de NiTi estaba libre de imperfecciones y que la mayoría presentaban de 2 a 7 tipos de defectos superficiales. (57)

La relación entre los defectos de fabricación y la fractura de los instrumentos rotatorios ya han sido investigados. (53,2)

Las imperfecciones superficiales pueden servir como concentradores de stress, e inducir a que se inicie y se propaguen grietas, lo que resulta en reducción de la vida del instrumento por fatiga. (58)

Un estudio por Cheung demostró que la lisura de la superficie realizada por el electropulido, no mejoraba o aumentaba la resistencia de los instrumentos rotatorios a la fatiga cíclica. (59)

Por lo general, siempre hay un sitio de inicio de la fisura en la superficie del metal y la propagación de la grieta se produce debido a la concentración de tensiones en el extremo de la fisura.

La exploración de una superficie de fractura, usando el microscopio electrónico de barrido (MEB), proporciona información útil para caracterizar los principales aspectos de la falla.

En la fractura dúctil, se forman microporos en el metal y la fusión de los microporos debilita el material, llevándolo a la fractura. En la fractura frágil, las grietas se extienden a lo largo de diferentes planos y se irradian desde el sitio de inicio. (61,62)

En la fractura dúctil, se forman microporos en el metal y la fusión de los microporos debilita el material, llevándolo a la fractura. En la fractura frágil, las grietas se extienden a lo largo de diferentes planos y se irradian desde el sitio de inicio. (56)

OTROS FACTORES QUE CONTRIBUYEN A LA FRACTURA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS NITI.

Otros factores han sido vinculados a la fractura (a menudo denominado separación en endodoncia) de los instrumentos rotatorios Ni-Ti durante el uso clínico.

Estos factores incluyen habilidad del operador, técnicas de preparación, anatomía del sistema de conductos radiculares, número de usos del instrumento y las dimensiones de los instrumentos.

Los agentes químicos de esterilización así como el calor, también pueden afectar las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios.

2.1.5 DISEÑO DEL INSTRUMENTO

Todos poseen un ángulo de corte que impide que estos instrumentos giren cuando son presionados hacia el ápice. Para solucionar este problema, los instrumentos rotatorios fabricados con NiTi presentan áreas de contacto desbastadas. De esta forma, se creó lo que se llama *radial land*.

El *radial land* proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, traducándose al español como superficie radial o guía lateral de penetración.

Esta superficie impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto, cuando se presiona el mismo hacia el apice. Permite que al girar el instrumento en el conducto, este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limaje, resultando en un menor riesgo de fractura.

ANGULO DE CORTE O ANGULO DE INCIDENCIA DE LA HOJA DE CORTE

El surgimiento de la superficie radial hace que el ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea intenso. La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan.

ALIVIO DE LA SUPERFICIE RADIAL

Está representado por la intersección de la superficie de ataque.

Algunos instrumentos rotatorios poseen un alivio observado a través de su sección transversal.

Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción.

ANGULO HELICOIDAL

El ángulo helicoidal está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento.

Cuanto mayor el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad. Con un ángulo helicoidal pequeño, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste. No obstante cuando este ángulo es mayor que 45° , el riesgo de que el instrumento se imbrique en las paredes es grande, facilitando la fractura. El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° aproximadamente, que es una graduación que compensa velocidad con efectividad.

DISTRIBUCIÓN DE LA MASA METÁLICA

La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea.

Tal hecho permite que el instrumento se “acomode” en el conducto radicular, distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina. Este hecho, además de permitir el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduce el riesgo de fractura.

DISEÑO DE LA PUNTA

La mayoría de los instrumentos rotatorios posee punta inactiva (Roane o Batt). De esta manera, el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico.

AREA DE ESCAPE

Los instrumentos de NiTi accionados a motor ofrecen a través de sus sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape.

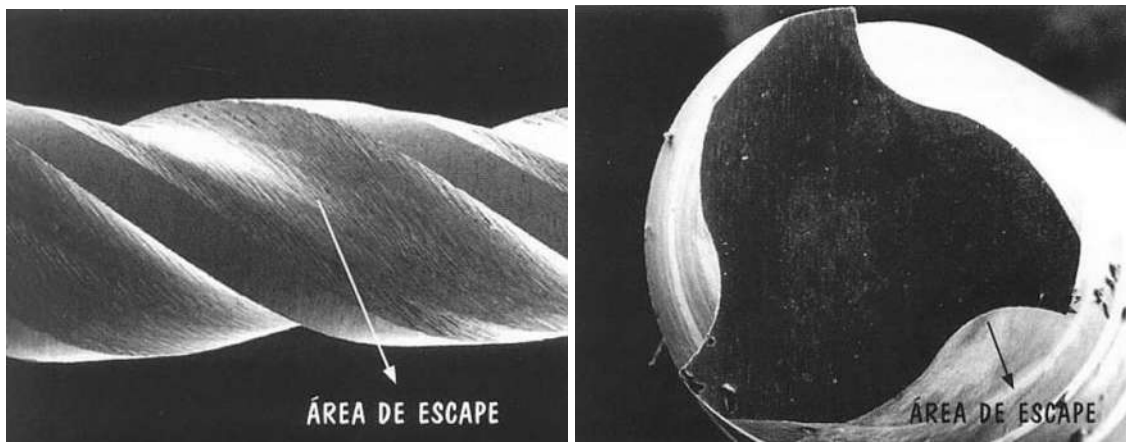


Fig. 8. Área de Escape del Instrumento K3 vista longitudinalmente (A) y transversalmente (B)

Recientemente, una nueva variación de la aleación de NiTi, creada para reemplazar la aleación utilizada en los instrumentos convencionales de endodoncia se ha desarrollado.

Esta nueva variante del NiTi se hace a partir del Nitinol, que se somete a un método de tratamiento, en sí, un alambre de esta aleación mecanizada es sometido a una tensión específica y un tratamiento térmico a diferentes temperaturas que resulta en un material que incluye una porción tanto en la fase martensítica como en la pre fase martensítica-R, que mantiene un estado pseudoelástico.

2.1.6 METODOS PARA MEJORAR LA RESISTENCIA A LA FATIGA DE LOS INSTRUMENTOS ENDODONTICOS NiTi.

Varias estrategias se han empleado para mejorar la resistencia a la fatiga de los instrumentos endodónticos NiTi. Estas estrategias incluyen el electropulido, implantación de iones, revestimiento de la superficie y el tratamiento térmico. La implantación de iones de NiTi en los instrumentos se introdujo por primera vez por Lee et al en 1996, y demostró ser un método eficaz para aumentar la dureza superficial y resistencia al desgaste, dando como resultado una mejor eficiencia de corte. La nitrificación térmica y el tratamiento de implantación de iones nitrógeno en las limas NiTi se han aplicado para obtener una mejor proporción Ni-Ti y aumentar su capacidad de corte. (62)

La deposición física de vapor fue empleada por Schafer 2002 para aumentar la resistencia a la fatiga de los instrumentos de NiTi, así como aumentar su eficacia de corte, los instrumentos revestidos en su superficie incrementaron hasta un 26.2% en comparación con instrumentos sin recubrimiento. Sin embargo aunque estos revestimientos de superficie tienen ventajas evidentes, para mejorar la resistencia a la fatiga y eficacia de corte de los instrumentos rotatorios de NiTi, sus altos costos limitan el uso entre los fabricantes. (63)

El electropulido se ha utilizado por algunos fabricantes para mejorar el acabado en la superficie.

Algunos estudios han informado que se trata de una forma eficaz de aumentar la resistencia a la fatiga, mediante la reducción de microfisuras y el daño de fabricación, la cuál fue previamente sugerida que jugaba un papel importante en la concentración de stress y propagación de grietas en el instrumento. (64)

Sin embargo otros estudios encontraron que la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios, no fue afectada por el procedimiento de electropulido de superficie.(65,66)

Las propiedades clínicamente relevantes de las aleaciones biomédicas del NiTi, dependen de la historia de procesamiento termomecánico utilizados por el fabricante. (67)

El efecto del tratamiento térmico en las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios NiTi fue examinado por Kuhn y sus colegas en 2001 y 2002. A temperaturas recocidas de alrededor de 400° C se obtuvo una microestructura superior, resultando en un instrumento de flexibilidad mayor y menor fragilidad. Sin embargo el aumento de la fragilidad de los instrumentos se observó después de que la temperatura se incremento superior a 600°C. (68)

2.1.7 MOTORES QUE ACCIONAN LOS INSTRUMENTOS DE NiTi.

El estudio de los instrumentos endodónticos accionados por un motor está en amplia expansión, pues constantemente nuevas limas de NiTi con ciertas diferencias en el diseño se ofrecen en el mercado especializado.

Estos instrumentos fueron proyectados para que se utilizaran con movimientos mecánicos rotatorios en sentido horario, utilizando motores eléctricos que ofrecen velocidad constante sin oscilaciones entre 150 a 350 rpm.

Algunos ofrecen también un control automático de torque. Esta particularidad es de fundamental importancia ya que, cuando el instrumento es accionado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia, que puede ser predeterminado en algunos aparatos, este instrumento para automáticamente. En muchos de los motores ofrecidos actualmente, este movimiento rotatorio es invertido en sentido antihorario, cuando alcanza el torque preestablecido lo que permite al instrumento salir del conducto radicular normalmente. Algunos aparatos presentan dispositivos que permiten controlar el torque, de preferencia automático, que varían de 0.1 a 10 Newtons por centímetro (N.cm).

Los motores comunes, accionados a aire que son acoplados a los equipos convencionales no ofrecen mecanismos que controlen la velocidad y el torque, por lo que no son recomendados.

Las casas comerciales que producen instrumentos rotatorios de NiTi ofrecen sus propios motores eléctricos. No obstante, otros motores son ofrecidos con la misma finalidad, algunos de ellos portátiles, con baterías recargables. Todos estos motores permiten la utilización de cualquier instrumento de los diferentes sistemas rotatorios.

2.1.8 USOS Y APLICACIONES DE LA MICROSCOPIA ELECTRONICA DE BARRIDO PARA LA CARACTERIZACIÓN METALOGRÁFICA.

El microscopio electrónico de barrido (MEB) es un instrumento que permite la observación y caracterización superficial de materiales inorgánicos y orgánicos, entregando información morfológica del material analizado. A partir de él se producen distintos tipos de señal que se generan desde la muestra y se utilizan para examinar muchas de sus características. Con él se pueden realizar estudios de los aspectos morfológicos de zonas microscópicas de los distintos materiales con los que trabajan los investigadores de la comunidad científica y las empresas privadas, además del procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas. Las principales utilidades del MEB son la alta resolución ($\sim 100 \text{ \AA}$), la gran profundidad de campo que le da apariencia tridimensional a las imágenes y la sencilla preparación de las muestras.

El MEB puede estar equipado con diversos detectores, entre los que se pueden mencionar: un detector de electrones secundarios para obtener imágenes de alta resolución SEI (Secondary Electron Image), un detector de electrones retrodispersados que permite la obtención de imágenes de composición y topografía de la superficie BEI (Backscattered Electron Image), y un detector de energía dispersiva EDS (Energy Dispersive Spectrometer) permite coleccionar los Rayos X generados por la muestra y realizar diversos análisis e imágenes de distribución de elementos en superficies pulidas.

Principales Aplicaciones

Las aplicaciones del microscopio electrónico de barrido son muy variadas, y van desde la industria petroquímica o la metalurgia hasta la medicina forense. Sus análisis proporcionan datos como textura, tamaño y forma de la muestra.

En Odontología

En este campo son muchas las aplicaciones de las caracterizaciones morfológicas que se pueden realizar con el microscopio electrónico de barrido.

Una aplicación específica de este microscopio se obtiene al estudiar la direccionalidad de las varillas del esmalte dental. El esmalte dental posee varias fases de formación, en las cuales se van depositando elementos minerales que llegan al lugar por los vasos sanguíneos circundantes, produciéndose la mineralización total en la última fase de su formación. En esta etapa se forman cristales, que al depositarse toman una disposición en todo el tejido formado, creando las varillas del esmalte, estructura principalmente inorgánica (98%), adquiriendo una disposición muy particular de acuerdo al sector que se estudie de la pieza dentaria. Estas varillas son observadas con un microscopio electrónico de barrido, notando que estas se disponen en diferentes direcciones con un sólo sentido desde el límite amelodentinario a la superficie, entrecruzándose en las cúspides y en ciertos sectores de las caras libres y proximales, lo que se denomina multidireccionalidad de las varillas. Para ello son utilizadas piezas dentarias in vitro, las cuales son metalizadas con oro-paladio y luego son estudiadas en el MEB. De este modo se puede observar la disposición de las varillas, analizar los cambios de direcciones en el espesor del esmalte y comparar la disposición en los distintos sectores del esmalte (tercio oclusal, medio y/o cervical).

Además se pueden analizar a través del MEB las alteraciones que producen los ácidos producidos por la entrada de microorganismos y restos alimenticios en las superficies vestibulares de los dientes anteriores, ya que sobre ellos se produce la retención de los materiales odontológicos en fracturas, fisuras, ferulizaciones, etc. La entrada de los microorganismos se produce, ya que para la retención del material de restauración, desde los comienzos de la odontología, se han realizado tallados en forma de retención mecánica en las piezas dentarias, formándose estos en la interfase restauración-diente.

2.2 ANTECEDENTES ESPECIFICOS.

El tratamiento endodóntico convencional consiste en la eliminación del tejido pulpar inflamado de forma irreversible o necrótico y realizar una obturación del conducto con materiales biocompatibles con el organismo (16). La morfología del sistema de conductos radiculares y la curvatura de las raíces varían, estos factores proporcionan grandes retos para los endodoncistas, por lo cual, el instrumento NiTi ha tenido gran aceptación debido a su gran elasticidad a diferencia del instrumento de acero inoxidable, el primer instrumento rotatorio NiTi fue ProFile Tulsa Dental, comercializado en 1993 (17).

Los instrumentos rotatorios NiTi han estado disponibles por aproximadamente 20 años en comparación con los instrumentos fabricados de acero inoxidable, los instrumentos NiTi tienen una mayor flexibilidad, que es uno de los requisitos más importantes para negociar con la conformación de conductos radiculares curvos. La flexibilidad permite la ampliación del conducto apropiadamente, manteniendo el instrumento centrado en el conducto, preservando la estructura dental y evitando así el transporte del mismo (18) La rigidez de un instrumento aumenta a mayor diámetro y conicidad. Aunque los fabricantes han realizado algunos cambios en el diseño de los instrumentos NiTi para mejorar la flexibilidad (19). Diversos estudios de investigación han valorado las propiedades y características metalográficas de instrumentos rotatorios NiTi, que ayuden al clínico a comprender de mejor manera el funcionamiento y comportamiento de estos instrumentos rotatorios NiTi utilizados en clínica. A continuación se describen algunos trabajos de investigación donde evalúan las propiedades metalográficas de diversos instrumentos NiTi.

Lópes y Cols., en el 2013 (5), realizaron una investigación donde compararon la resistencia a la flexibilidad, fatiga cíclica y torsional de instrumentos endodónticos de alambre NiTi convencional, M-Wire, o aleación NiTi en fase R. Respecto a la metodología, utilizaron instrumentos rotatorios K³, K³ XF, ProFile Vortex y Revo-S SU. Todos los instrumentos fueron 25 mm de longitud, diámetro 25 y 0.06mm en conicidad. 10 instrumentos de cada sistema fueron evaluados. K³ y Revo-S SU son elaborados de aleación convencional NiTi, K³ XF de aleación en fase R y ProFile Vortex de aleación M-Wire. Para valorar la **geometría del instrumento** fueron examinados bajo un estereomicroscopio, determinando los diámetros, el número de espirales en la porción de trabajo. Dos instrumentos de cada

sistema fueron montados en resina acrílica y preparados para microscopio electrónico de barrido, analizando su sección transversal.

Para valorar la **Fatiga cíclica**, un conducto artificial fue diseñado de un tubo cilíndrico con una longitud de 19mm y una curvatura con radio de 6mm. Los instrumentos examinados fueron rotados en sentido de las manecillas del reloj a 310 rpm hasta la fractura. El tiempo de fractura fue reportado por el mismo operador usando un cronómetro digital, siendo establecido cuando fue observada la fractura del instrumento.

Análisis SEM: la superficie y eje helicoidal de fractura de los instrumentos fue analizada usando SEM (JEOL JSM 5800) para determinar el tipo de fractura y evaluar la presión de deformación plástica del eje.

Análisis estadístico: En las 4 pruebas, los datos fueron estadísticamente evaluados por el análisis de varianza y de Student-Newman-Keuls para la comparación múltiple, con un grado de significancia establecido de 5% ($P \leq 0.05$).

Los principales resultados respecto a la geometría de los instrumentos indicaron que el análisis de SEM muestra imágenes con diferente diseño en su sección transversal.

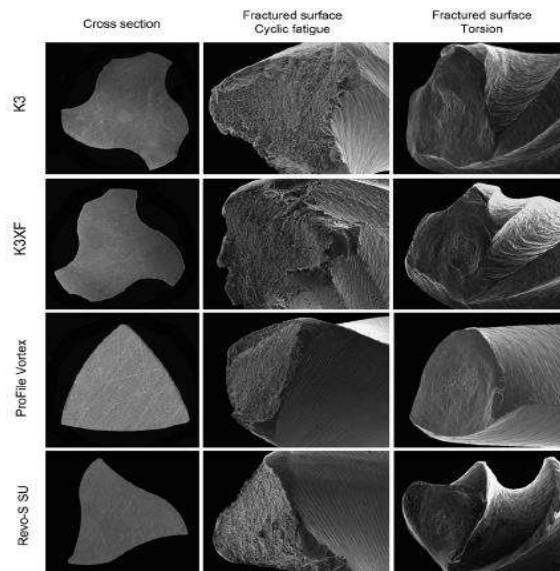


Fig. 9. Análisis de SEM del diseño de la sección transversal (100x) y superficies de fractura de los instrumentos examinados después de la fatiga cíclica (200x) y pruebas de resistencia torsional (300x).

TABLA 3. Media de los valores para el Diámetro D_0 , longitud de la porción de trabajo, número total de espirales, y número de espirales por milímetro.

Instrument	D_0 (mm)	Taper (mm)	Length of the working portion (mm)	Total number of spirals	Spirals per mm
K^3XF	0.23	0.06	16	17	1.07
K^3	0.23	0.06	16	18	1.12
Profile Vortex	0.24	0.06	16.75	10	0.6
Revo-S SU	0.22	0.06	20.50	10	0.5

TABLA 4. Medias de los resultados de las pruebas para la Resistencia a la Flexión, fatiga cíclica y carga torsional.

Instrument	Maximum load to bend (g)	Angular deflection (°)	Angular deflection (rotations)	Maximum torque (g.mm)	NCF
K^3XF	497 (22.8)	856 (165.6)	2.38 (0.5)	1118.5 (86.4)	291 (31.5)
K^3	670 (14.5)	539 (180.7)	1.50 (0.5)	1204 (139.2)	207 (17.8)
Profile Vortex	604 (29.3)	445 (68.3)	1.24 (0.2)	1041 (129.4)	191 (30)
Revo-S SU	537 (45.5)	572 (54.6)	1.59 (0.2)	711 (69.9)	106.5 (17)

Diferencia significativa fue observada en los 4 instrumentos ($P \leq 0.05$). La flexibilidad podría ser clasificada en orden decreciente de la siguiente forma; $K^3XF > \text{Revo-S SU} > \text{ProFile Vortex} > K^3$.

Resultados a las pruebas resistencia a la fatiga.

La clasificación de la prueba a la resistencia a la fatiga fue de la siguiente forma; $K^3XF > K^3 > \text{ProFile Vortex} > \text{Revo-S SU}$. Los análisis estadísticos mostraron diferencia significativa entre todos los instrumentos excepto para K^3 y ProFile Vortex. Los análisis de SEM revelaron que todas las marcas de los instrumentos mostraron características morfológicas dúctiles sobre la superficie de fractura. No ocurrieron deformaciones plásticas en el eje helicoidal de los instrumentos.

Resultados a las pruebas de resistencia torsional: Los valores de deflexión angular a la fractura (rotaciones o grados) y máximo torque obtenido para los instrumentos en la prueba torsional. El análisis estadístico mostro una diferencia significativa en la deflexión angular a la fractura cuando compararon K^3XF con los otros 3 instrumentos ($P < 0.05$). No hubo diferencias significativas para las otras comparaciones ($P < 0.05$).

Por lo tanto, los autores concluyen que el análisis geométrico de los instrumentos revelaron variaciones en los diámetros, longitud de trabajo, número de espirales por mm, y diseño de su sección transversal. Como se puede deducir de los resultados la estandarización puede ser difícil de observar entre los fabricantes. Estas variaciones influyen ciertamente en el comportamiento mecánico de los instrumentos endodónticos y puede ser responsable de las discrepancias entre los estudios.

Los resultados de la prueba de resistencia a la flexión son importantes para predecir el comportamiento mecánico y rendimiento de los instrumentos endodónticos cuando se preparan conductos curvos. También la flexibilidad de los instrumentos es un factor importante que no influye en los resultados de las pruebas de torsión y fatiga cíclica. La alta flexibilidad permite que la carga ejercida sobre las hojas de corte del instrumento se reduzca, lo cual decrementa el stress y el riesgo de fractura. La mayor flexibilidad en este estudio fue (K^3XF) fue también el único con alta resistencia a la fatiga cíclica y con la deflexión angular más larga a la fractura. Sin embargo, mientras el instrumento K^3 fue el que presentó menor flexibilidad, fue el segundo mejor en términos de resistencia a la fatiga cíclica. Esto indica que otros factores distintos a la flexibilidad influyen en la resistencia a la fatiga cíclica. Se asume que las diferentes secciones transversales y diseño de los instrumentos contribuyen a estas diferencias.

Aunque K^3XF y K^3 aportan en el diseño de características como lo han demostrado en este estudio, la aleación convencional mostró un mejor desempeño en el análisis. Los buenos resultados con instrumentos NiTi en fase R son tratados en previos reportes.

La aleación M-Wire tiene propiedades físicas y mecánicas que pueden interpretarse en instrumentos endodónticos más flexibles y más resistentes a la fatiga que otros hechos del convencional NiTi. Sin embargo, el presente descubrimiento para los instrumentos ProFile Vortex son comparados con los de otros instrumentos mostrando tanto flexibilidad como resistencia a la fatiga cíclica inferior a la cual se esperaba. Los datos es probable que hayan dado como resultado del hecho que los instrumentos mostraron diferencias en las características de diseño, incluyendo área de sección transversal así como dimensiones y número de espirales.

Respecto a las pruebas de resistencia torsional, los dos parámetros evaluados fueron deflexión angular a la fractura (grados y rotación) y torque máximo. Los resultados mostraron que K³XF tuvo gran deflexión angular a la falla cuando fueron comparados con otros instrumentos examinados. Este comportamiento puede ser atribuido a la gran flexibilidad de la aleación NiTi en fase-R. Con respecto al torque máximo a la fractura, los instrumentos K³XF y K³ mostraron

Satish B. y Cols., en 2009 (20) realizaron una caracterización metalográfica de un nuevo alambre NiTi para instrumentos endodónticos rotatorios. El objetivo de este estudio fue valorar el origen de las propiedades mecánicas mejoradas de M-Wire y determinar porque los estudios de laboratorio, muestran que M-Wire tiene resistencia a la tracción y a la fatiga comparada con el alambre convencional superelástico para instrumentos rotatorios. Diseño metodológico del estudio consistió: Las muestras de 2 lotes de M-Wire (1 y 2) preparados bajo diferentes condiciones de procesamiento y 1 lote de alambre SE procesado para instrumentos rotatorios fueron examinados por microscopia de transmisión, microscopia diferencial de temperatura-modulada, difractor de rayos X y microscopia electrónica de barrido con espectroscopia de energía dispersa. Los tipos de lotes 1 y 2 tenían la misma composición equiatómica NiTi (55-nitinol) pero mediciones de laboratorio previas, mostraron que entre ellos había pequeñas diferencias, resistencia a la tracción y a la tensión a la fractura. Fueron seccionados segmentos de los alambres utilizando disco de diamante enfriado con agua (Isomet; Buehler, Lake Bluff, IL).

Microestructura: La microestructura grabada del M-Wire y del alambre convencional superelástico Maillefer, fueron examinados con el SEM. Los segmentos del alambre fueron montados en resina, pulidos con una secuencia estándar de abrasivos metalográficos y grabados en solución acuosa de ácidos hidrofúorídrico, nítrico y acético. La composición de los precipitados, que era de esperarse en la microestructura de aleación equiatómica fue obtenida por análisis de espectroscopia de energía dispersa (EDS) con el SEM.

Los principales resultados se observan en la figura 3, en donde se muestra una imagen de STEM de la microestructura de la sección transversal del alambre superelástico de

Maillefer y M-Wire, respectivamente. El tamaño de grano para Maillefer es generalmente menor a 200 nm y el tamaño de grano para M-Wire es mucho más grueso. La unión de 3 granos y bandas de deslizamiento paralelas sugieren martensita que contiene microtwins, los cuáles pueden verse en la microestructura M-Wire y estas características están ausentes en el alambre Maillefer.

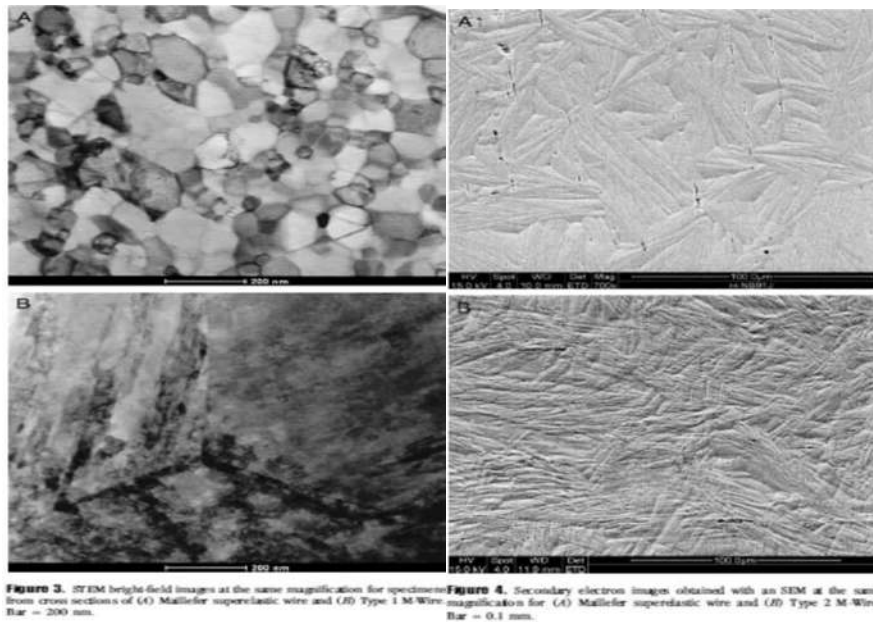


Fig. 10. Presenta las imágenes que muestran estructuras hermanadas para las estructuras grabadas de Maillefer y Tipo 2 M-Wire, respectivamente. La magnificación es mucho más baja que para la imagen del STEM. La microestructura martensítica de M-Wire es más fina y muestra substantivamente mas hermanamiento, la cual es causada por el proceso termomecánico. Los análisis EDS mostraron que ambas aleaciones NiTi tienen composiciones equiatómicas (55 nitinol). Precipitados evidentes fueron encontrados con composición de Ti_2Ni , indicando que tanto el alambre Maillefer como M-Wire son aleaciones ricas en Titanio.

Las muestras fueron cortadas cuidadosamente con disco de diamante enfriadas por agua, para evitar el calentamiento y la introducción de estrés que pudieran alterar las fases del

NiTi de los segmentos. Las observaciones del STEM sobre la microestructura establecieron el substancial fortalecimiento del M-Wire con la evidencia de deformación y microhermanamiento martensítico, el cual contaba con mediciones previas con mayor fuerza a la tensión comparada con el alambre superelástico convencional Maillefer, el cuál no contó con esta estructura martensítica. Futuras investigaciones podrían enfocarse a obtener imágenes con alta resolución de la compleja ultraestructura martensítica en M-Wire. También están en curso estudios que investigan la microestructura y dureza Vickers de instrumentos nuevos y usados clínicamente, manufacturados con M-Wire.

En otro estudio de investigación realizado por **Hani F. y Cols., en 2008** (15) realizaron un análisis elemental cualitativo y cuantitativo de diferentes instrumentos rotatorios NiTi, utilizando microscopia electrónica de barrido y espectroscopia de energía dispersa.

El propósito del estudio fue determinar si la composición de la aleación tiene influencia con el diseño de la geometría en el comportamiento físico de los instrumentos rotatorios NiTi. La hipótesis nula fue que no habría diferencia entre ProTaper, HERO, y K3 con respecto a la composición elemental cualitativa y cuantitativa.

En su metodología utilizaron 3 diferentes lotes de NiTi los cuales fueron seleccionados al azar, 5 instrumentos NiTi fueron seleccionados al azar de 5 cajas con diferentes números de lote. Los instrumentos fueron esterilizados individualmente usando autoclave (Statim, SciCan, Toronto Canada, ciclo de 3-minutos). Estos fueron colocados en tubos de vidrio conteniendo 90% de alcohol. Una hora después, fueron suspendidas en otro tubo que contenía totalmente alcohol y fue vibrado en ultrasonido por 15 minutos para remover cualquier debris y obtener una superficie sin contaminantes. Los instrumentos fueron montados en la plataforma JSM-6360LV del microscopio electrónico de barrido (JEOL, Tokyo, Japón) y los análisis de superficie fueron realizados en cada instrumento con espectroscopia de energía dispersa (Energy Dispersive Spectroscopy JEOL-EDS System ISIS; Oxford Instrument, Japan). Los estándares utilizados fueron Aluminio, Titanio y Níquel. Las mediciones fueron realizadas en 2 posiciones para cada instrumento,

intermedio la parte activa y a 2mm de la parte activa del vástago. El análisis de energía dispersa dio la composición en por ciento de los elementos detectados.

TABLA 5. Media de la composición elemental en porcentaje a nivel de las estrías de corte y a nivel del mango para Protaper, Hero y K3.

TABLE 1. Mean Elemental Composition (Standard Deviation) in Percent at Files Level (f) and Shank Level (s) for ProTaper, HERO, and K3

Element	ProTaper (f)	ProTaper (s)	HERO (f)	HERO (s)	K3 (f)	K3 (s)
Si			0.0 (0.0)	0.2 (0.3)		
Al		0.2 (0.1)	0.1 (0.2)	0.5 (0.4)		0.2 (0.2)
Ti	45.2 (0.5)	44.8 (0.5)	44.9 (0.4)	46.7 (0.1)	45.2 (0.2)	45.1 (0.1)
Ni	54.8 (0.5)	55.0 (0.4)	54.7 (0.2)	54.1 (0.7)	55.1 (0.5)	53.1 (0.2)

Cuando fueron comparados con la composición esperada de la aleación (Níquel 55% y titanio 45%) no fueron encontradas diferencias significativas con la prueba de Pearson X^2 . Los 3 tipos de instrumentos fueron compuestos mayoritariamente de Níquel (54.3% con desviación standard 0.9). Trazas de Aluminio fueron detectadas en todas las muestras a nivel del vástago y para los instrumentos HERO en las estrías también. Las imágenes del microscopio electrónico de barrido revelaron aspecto similar, con la presencia de espacio distribuidos regularmente en la aleación.

Estos autores concluyen que las diferencias en las propiedades físicas entre instrumentos endodónticos podrían estar relacionadas a cada metal o características de diseño.

Un punto interesante es la presencia de pequeños huecos distribuidos aleatoriamente en la masa del material. Estos huecos son muy posiblemente generados por el proceso de manufactura, porque cuando se fusionan los lingotes de los elementos Níquel y Titanio, la velocidad de difusión de los átomos de Níquel en el Titanio es diferente de la de los átomos de Titanio en el interior del Níquel. Esto explica la presencia de huecos conocidos como porosidades de Kirkendall o defectos de Kirkendall. Debido a que el tamaño y distribución de estos huecos son característicos del proceso metalúrgico, la presencia de huecos similares en los 3 tipos de instrumentos podría indicar que las aleaciones se sometieron a proceso de fabricación similares. Estos defectos parecen tener un importante rol en el comportamiento mecánico de los instrumentos.

Satish y cols., en 2006 investigación de la microdureza Vickers en instrumentos rotatorios NiTi usados. (21) Dos lotes populares de instrumentos que habían sido descartados después de uso clínico fueron seleccionados aleatoriamente de una gran población utilizada en un estudio previo de instrumentos fracturados. Las mediciones de dureza Vicker fueron comparadas con las mediciones reportadas de alambres ortodonticos superelásticos tal y como fueron recibidos, para determinar si los instrumentos NiTi habían sido sometidos a trabajo arduo durante el uso clínico. La metodología empleada en este estudio consistió en instrumentos rotatorios ProFile GT con un número desconocido de usos clínicos fueron obtenidos de una clínica en Ohio. La mayoría de estos instrumentos no se habían fracturado durante el uso. Nueve instrumentos usados fueron seleccionados aleatoriamente para detallar el estudio. Un instrumento tenía fractura, otros instrumentos presentaban deformación visible torsional permanente, los demás instrumento habían sido descartados sin evidencia visual de daño clínico.

Un instrumento ProFile tal y como fue recibido que no había sido sometido a uso clínico sirvió como control. Los instrumentos fueron montados en resina y las muestras a examinar fueron obtenidas por seccionamiento con discos de diamante montados con una baja velocidad enfriados con agua a lo largo del eje del instrumento.

Después del grabado metalográfico y pulido de las muestras con una secuencia de abrasivos, 10 identaciones de dureza Vicker fueron colocadas tres diferentes regiones. La dureza Vicker fue determinada por la longitud de las diagonales de las mediciones con un microscopio óptico y verificado con un Microscopio Electrónico de barrido. Para estas últimas observaciones, las identaciones de las muestras montadas en resina fueron revestidas por pulverización con una película delgada de oro-paladio.

Las medias de las mediciones de la dureza en las tres regiones de los instrumentos usados fueron comparadas a los instrumentos del grupo control que habían sido publicados previamente.

TABLA 6. Resultados de dureza Vickers de nueve instrumentos usados clínicamente.**TABLE 1.** Vickers hardness number (VHN) results for nine representative clinically used instruments (ProFile GT)

Test Specimen	Status	VHN near tip (D2-D4)	VHN in middle region (D6-D10)	VHN toward shank (D14 and beyond)
Sample 1	No visible deformation	320 ± 7	326 ± 6	330 ± 6
Sample 2	No visible deformation	313 ± 11	347 ± 8	349 ± 5
Sample 3	No visible deformation	314 ± 13	345 ± 13	481 ± 31
Sample 4	No visible deformation	321 ± 16	332 ± 4	376 ± 26
Sample 5	Visible deformation	321 ± 16	322 ± 4	376 ± 26
Sample 6	Visible deformation	316 ± 8	345 ± 11	364 ± 6
Sample 7	Visible deformation	321 ± 16	332 ± 4	375 ± 26
Sample 8	Visible deformation	313 ± 10	346 ± 8	349 ± 5
Sample 9	Fractured	324 ± 14	332 ± 5	345 ± 6

La flexibilidad puede ser definida como la deflexión elástica de los instrumentos endodónticos cuando son sometidos a una carga aplicada en su extremo con una dirección perpendicular a su eje longitudinal (22). La flexibilidad de los instrumentos endodónticos es influenciado por su composición y su tratamiento termomecánico de las aleaciones metálicas también la geometría del instrumento, incluyendo tamaño y diseño de su sección transversal. La flexibilidad puede influir en la capacidad del instrumento para dar forma adecuadamente a los conductos radiculares curvos. Muchos estudios han demostrado que los instrumentos más flexibles producen preparaciones más centradas (23). Cambios para mejorar la flexibilidad y resistencia a la fractura por fatiga de instrumentos endodónticos han sido propuestos, incluyendo diferentes tratamientos termomecánicos y modificando su composición química de la aleación NiTi, diferentes diseños en la sección transversal y cambios en el proceso de manufactura. Dos importantes modificaciones en la aleación NiTi incluyen la aleación M-Wire (24) y la aleación NiTi con una fase diferente en su estructura cristalina (R-fase) (25)

El NiTi es llamado un metal exótico debido a que no se ajusta a las reglas de la metalurgia. La aleación NiTi usada en el tratamiento endodóntico, contiene aproximadamente 56% (wt) Níquel y 44% (wt) Titanio (2). La combinación resultante es 1:1 relación atómica (equiatómica) de los componentes principales y similar a otros sistemas metálicos, la aleación puede existir en varias formas cristalográficas. La aleación NiTi equiatómica contiene 3 fases microestructurales (austenita, martensita y fase R), el carácter y la relación de las proporciones, lo cual determina las propiedades mecánicas del metal. (26). La aleación NiTi tiene características especiales de superelasticidad y memoria de forma.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Durante la terapia endodóntica la anatomía compleja del sistema de conductos radiculares así como su grado de curvatura pueden ser variables, estos factores proporcionan grandes retos para el clínico, por lo cual el desarrollo de instrumentos Ni-Ti ha tenido gran aceptación, debido a su gran elasticidad a diferencia de los instrumentos fabricados de acero inoxidable.

En comparación con los instrumentos fabricados de acero inoxidable, los instrumentos NiTi poseen una mayor flexibilidad, característica importante para la conformación de conductos radiculares, que permite llevar a cabo una ampliación del conducto apropiadamente, manteniendo el instrumento centrado en el conducto, preservando la estructura dental y evitando así la transportación, pero con el riesgo a la fractura del instrumento.

La elaboración de un instrumento de NiTi accionado por motor y fabricado por torsión puede ser un gran momento en la historia de la endodoncia, ya que representa una nueva generación de instrumentos que se unen a las características beneficiosas del método de fabricación de instrumentos de acero y las ventajas de la aleación de NiTi.

Por lo tanto, la caracterización y comprensión de las propiedades mecánicas de un instrumento hecho de NiTi, a través del proceso de torsión, es necesario para continuar con el progreso tecnológico en la endodoncia, siendo importante que el clínico entienda la metalurgia de la aleación de NiTi para que las características de los instrumentos contruidos a partir de esta aleación se puedan apreciar y el desarrollo de la investigación mejore los resultados clínicos.

Las propiedades clínicamente relevantes de las aleaciones biomédicas del NiTi, dependen de la historia de procesamiento termomecánico utilizado por el fabricante, el cual hasta hace unos cuantos años ha sido introducido a los instrumentos endodonticos NiTi, que según el fabricante los hacen mejores.

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.

¿Qué sistema rotatorio de NiTi: presentará las mejores propiedades metalográficas?

K3 – Protaper – ProFile – Liberator – Mtwo - Twisted File

4. JUSTIFICACIÓN.

Las limas endodónticas son el principal instrumento de mando usado en la práctica endodóntica, para la preparación químico-mecánica de los conductos radiculares. Las propiedades de las limas endodónticas son dependientes del material utilizado para su manufactura, el conocimiento del tipo de la aleación actualmente utilizado por los fabricantes es limitado.

Las limas NiTi brindaron un gran avance en la limpieza de los conductos radiculares por tener duplicada o triplicada su elasticidad y flexibilidad con respecto a las limas de acero inoxidable, sus características mecánicas, físicas y químicas les confieren gran potencial en los procedimientos quirúrgicos. Estos biomateriales NiTi poseen memoria de forma que son consideradas las mejores debido a su excelente estabilidad mecánica, resistencia a la corrosión, mayor resistencia a la fractura, biofuncionalidad y biocompatibilidad. Las propiedades clínicamente relevantes de las aleaciones biomédicas del NiTi, dependen de la historia de procesamiento termomecánico utilizados por el fabricante.

Actualmente algunos instrumentos NiTi están siendo fabricados por procesos termomecánicos, como los instrumentos endodónticos Twisted File, el cuál pasa por un proceso de torsión, en comparación con sistemas convencionales como K3, Protaper, ProFile, Liberator, Mtwo, etc. los cuales son diseñados por desgaste o trefilado. Dentro de las ventajas que presentan los instrumentos fabricados por torsión (Twisted File) en la terapia endodóntica, es la eliminación de las microfracturas ocasionadas por el trefilado, las cuales podrían ocasionar la fractura del instrumento, así como su superioridad en flexibilidad y capacidad de corte reportadas por el fabricante.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) Níquel-Titanio (NiTi) pueden ser utilizadas para una amplia gama de aplicaciones debido a su pseudoelasticidad, capacidad de amortiguación, ductibilidad, resistencia a la fatiga y resistencia a la corrosión. Son de gran importancia tecnológica porque combina buenos resultados funcionales y propiedades estructurales. Las aleaciones NiTi han sido esenciales para el diseño de la instrumentación rotatoria que se utiliza en el tratamiento Endodóntico, por lo tanto es importante realizar trabajos de investigación donde se evalúen constantemente las características metalográficas de los nuevos sistemas de instrumentación NiTi.

La microscopía electrónica de barrido es una técnica que permite caracterizar las aleaciones del tipo Ni-Ti, ya que brinda información de su geometría transversal, microestructura, composición química y tamaño de grano de la aleación, parámetros importantes que permitirán dar un conocimiento más específico del comportamiento de estos instrumentos NiTi en la clínica endodóntica (13). Por lo tanto, el siguiente trabajo de investigación está enfocado a caracterizar el diseño geométrico y estructural de diferentes limas endodónticas comerciales NiTi que están fabricadas por desgaste o trefilado, utilizando diferentes equipos de análisis Metalográfico, como microscopia electrónica de energía dispersiva, difractor de rayos x, microdurómetro Vickers y Microscopia óptica.

5. HIPOTÉISIS.

5.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO:

H_T: Los sistemas rotatorios NiTi: K3 (A), Protaper (B), ProFile (C), Liberator (D), Mtwo (E) y Twisted File (F), presentaran distintas propiedades metalográficas.

H_T: $A \neq B \neq C \neq D \neq E \neq F$

6. OBJETIVOS.

6.1 OBJETIVO GENERAL.

Comparar las propiedades metalográficas de 6 sistemas rotatorios NiTi (ProFile, K3, Protaper, Liberator, Mtwo y Twisted File).

6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.

1. Evaluar la Forma Geométrica, Microestructura y Porosidad de la sección transversal de limas rotatorias NiTi por Microscopia Electrónica de Barrido (MEB)
2. Analizar la composición equiatómica de limas rotatorias NiTi por difracción de rayos X. (DRX)
3. Determinar mediante análisis químico-puntual la composición de limas rotatorias NiTi, empleando la técnica por dispersión de electrones (EDS).
4. Valorar la microdureza de la sección transversal de limas rotatorias NiTi por medio del microdurómetro Vickers. (HV)

7. MATERIAL Y MÉTODOS.

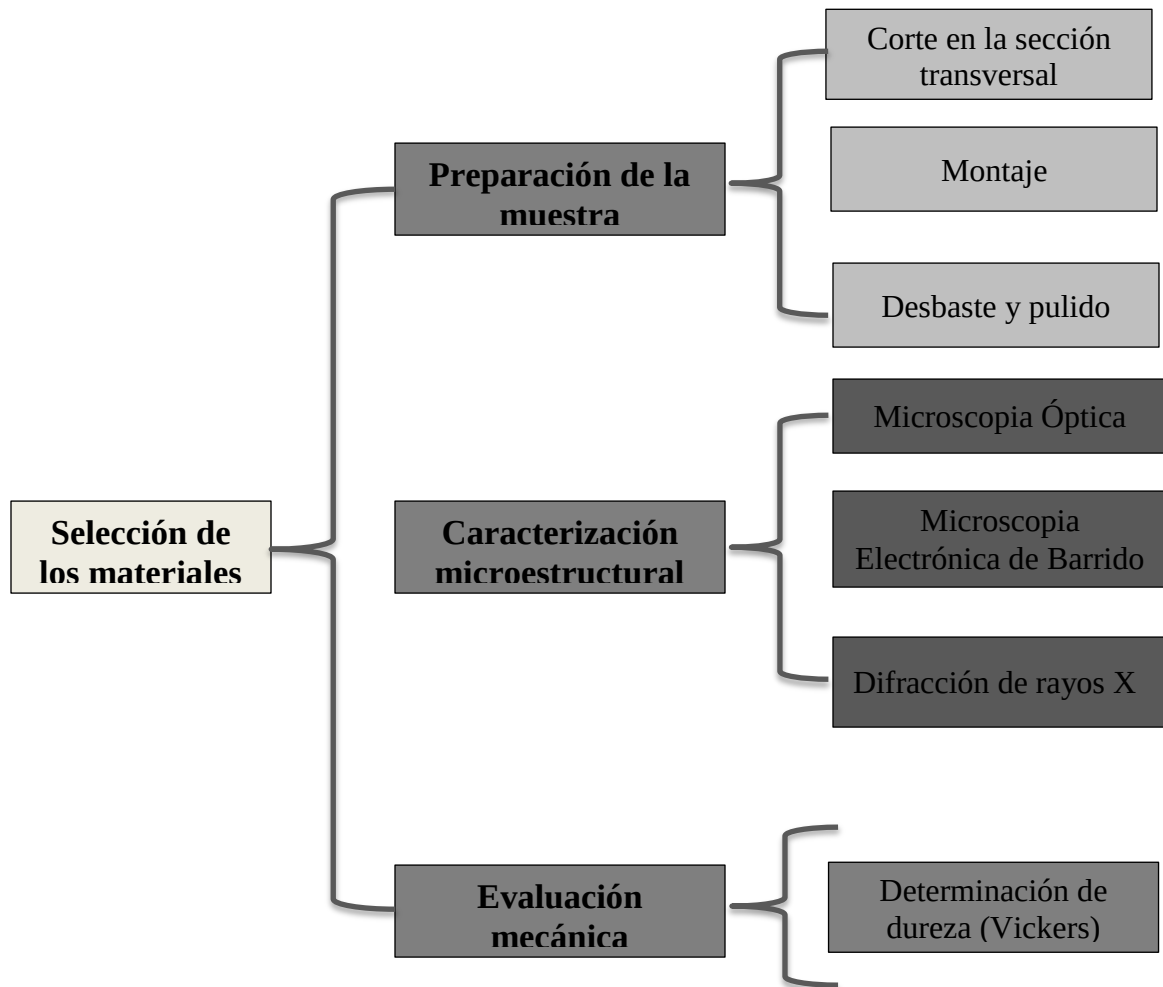


Fig. 11. Procedimiento experimental para la caracterización de limas endodónticas NiTi.

7.1 PREPARACIÓN DE LA MUESTRA.

Preparación Metalográfica

Primeramente los instrumentos endodonticos rotatorios NiTi fueron seccionados transversalmente a precisión, cuidadosamente en una cortadora de baja velocidad (Isomet, marca Buehler) con un disco de diamante enfriado por agua, para evitar el calentamiento y la generación de estrés que pudiera alterar las fases de los segmentos de la aleación NiTi, obteniendo una mejor área de trabajo, tal como se muestra en la figura 11.



Fig. 12. Segmentación de los Instrumentos NiTi.

Para un mejor manejo durante la preparación metalográfica, las limas fueron montadas en resina electroconductora buehler (figura 12) utilizando una embiquetadora Struers distribuyendo 6 limas por muestra (Figura 13), 1 de cada instrumento rotatorio diferente.



Fig. 13. Resina electroconductora buehler.

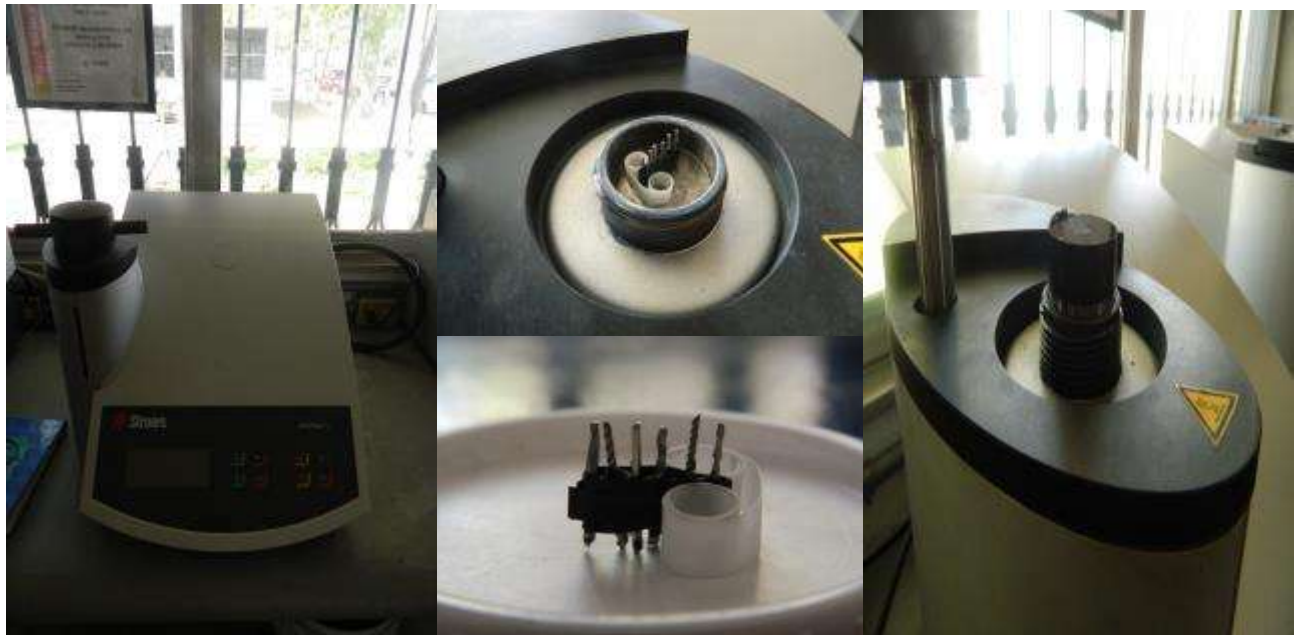


Fig. 14. Proceso de Embiquetamiento.

Las muestras fueron sometidas a un proceso de desbaste (Figura 14) en papel abrasivo de carburo de silicio a partir de la lija grado 320 para terminar con la lija 1200 (Figura 15), posteriormente fueron acabadas a espejo en un paño empleando suspensiones de diamante de 7, 6, 3, y 1 (Figura 16) micras diluidas con alcohol etílico, para dicho proceso se utilizó una pulidora automática marca *Buehler Ecomet 3* a baja velocidad (180 rpm), con la finalidad de eliminar cualquier tipo de residuo contaminante (grasa, pasta de diamante) fue necesario someter las muestras a un proceso de limpieza por ultrasonido marca Branson 2510 utilizando acetona, como agente removedor. (Figura 17)



Fig. 15. Muestra en proceso de desbastado.



Fig. 16. Papel abrasivo de carburo de silicio.



Fig. 17. Muestra en proceso de pulido.



Fig. 18. Proceso de limpieza por ultrasonido.

FASE EXPERIMENTAL I: Evaluación de la *Forma Geométrica*, *Microestructura* y *Porosidad* de la sección transversal de limas rotatorias NiTi por Microscopia Electrónica de Barrido (MEB).

Se obtuvieron imágenes en el modo de electrones secundarios y electrones retrodispersados empleando un microscopio *JEOL JSM-6400*, (Figura 18) debido a su carácter conductor no fue necesario aplicar recubrimiento alguno para la observación de las superficies la naturaleza conductora que permitiera el flujo de electrones emanados del haz del filamento lo que evita que se carguen electrónicamente favoreciendo su estudio.



Fig. 19. Microscopio electrónico de barrido *JEOL JSM-64*

- FORMA GEOMÉTRICA.

En la determinación del área geométrica se empleó un microscopio electrónico de barrido *JEOL JSM-6400* en el modo de electrones secundarios, a una magnificación de 100 X, un voltaje de 15 Kv y una distancia de trabajo de 22.0 mm. Como se mencionó anteriormente debido al carácter conductor de las limas, no fue necesario utilizar recubrimiento alguno.

- POROSIDAD.

Obtenidas las imágenes de cada una de las muestras a una misma magnificación 500 X en el modo de electrones secundarios (técnica empleada para resolver las características morfológicas de la muestra en estudio), teniendo como referencia una cota de 50 μm , fue posible medir el área de trabajo total, siendo esta de 41,245 μm^2 , la identificación y contabilización del grado de porosidad se llevó a cabo mediante inspección visual, colocando un círculo de color rojo en la porosidad identificada, dicho procedimiento fue repetido en todas las limas de estudio en el presente proyecto.

- MICROESTRUCTURA.

Para el revelado de la naturaleza de la microestructura, fue necesario pulir nuevamente para obtener una superficie ideal de cada una de las muestras y poderlas atacar adecuadamente, (ya que primeramente se analizó el área transversal así como algunos defectos superficiales en cada una de las limas), utilizando como agente químico una solución (3 ml de ácido Fluorhídrico, 5 ml de ácido acético y 20 ml de Nítrico) (27), el revelado de la microestructura fue examinado en un microscopio óptico *NIKON ECLIPSE Ni-E* (Nikon Instruments Inc.).

FASE EXPERIMENTAL II: Análisis de la composición equiatómica de limas rotatorias NiTi por espectroscopia de energía dispersiva por difracción de rayos X.

Para caracterizar las fases en las limas examinadas, se empleó un equipo de difracción de rayos X, usando radiación monocromática $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda = 1.54056 \text{ \AA}$) con una aceleración de voltaje de 40 KeV y una intensidad de corriente de 20 mA, en un rango de barrido de 20 a 90 grados empleando un difractómetro *SIEMENS D5000*. (Figura 19)

El fundamento de la técnica de difracción de rayos X se basa en la interacción de la estructura cristalina de un sólido con una fuente de rayos X, esta estructura cristalina está presente en muchos sólidos tanto naturales como artificiales y consiste en la repetición periódica de los átomos o moléculas que forman este sólido en las tres direcciones del espacio. La difracción de rayos X es una técnica no destructiva que permite obtener información cuantitativa y cualitativa sobre la estructura cristalina. Otra ventaja es que no requiere una preparación especial de las muestras, solamente una superficie plana.



Fig. 20. Difractómetro *SIEMENS D5000*.

FASE EXPERIMENTAL III: Determinar mediante análisis químico-puntual la composición de las limas rotatorias NiTi, empleando la técnica de dispersión de electrones (EDS).

Complementario al estudio morfológico y geométrico de las limas, se realizaron microanálisis químico puntuales por EDS, así como mapeos (*X-ray mapping*) con el objetivo de caracterizar la distribución elemental en las muestras analizadas, así como poder identificar defectos o imperfecciones, y/o precipitados formados en la superficie que afecten directamente las propiedades mecánicas de resistencia a la fractura durante un tratamiento de conductos.

FASE EXPERIMENTAL IV: Valoración de la microdureza de la sección transversal de instrumentos rotatorios NiTi por medio del microdurómetro Vickers.

Evaluación Mecánica

La dureza es la propiedad de la capa superficial de un material a resistir la deformación plástica y destrucción, en presencia de esfuerzos de contacto locales inferidos por otro cuerpo, más duro, el cual no sufre deformaciones residuales, de determinada forma y dimensiones.

La caracterización mecánica consistió en la determinación del grado de dureza bajo la norma ASTM E-92 (28), mediante un indentador Vickers Zwick/Roell Indentec **(Figura 20-A)** utilizando una carga de 1 kg con un tiempo de permanencia de 10 segundos, la prueba se efectuó en 7 puntos aleatorios, dicha prueba se llevó a cabo de la siguiente manera:

1. Se coloca la muestra a estudio en un portamuestras, la muestra problema debe tener una superficie totalmente plana y limpia.
2. Se presiona contra la probeta un indentador piramidal de diamante con un ángulo entre sus caras de $\alpha=136^\circ$ **(Figura 20-B)**.
3. La pirámide se mantiene algún tiempo bajo la carga P, luego de retirada la carga.
4. Medir las dos diagonales de la huella dejada, con ayuda de un microscopio.
5. El valor medio de las diagonales (d) y el valor de la carga se sustituyen en la fórmula de trabajo para obtener el valor de la microdureza Vickers **(Figura 20-C)**.

Bajo las mismas condiciones se realizan varias identaciones más.



Fig. 21. A) Microdurómetro Zwick/Roell Indentec, B) indentador piramidal de diamante
C) El valor de microdureza Vickers (HV)

7.2 ANALISIS BIOESTADISTICO

1) Se utilizó la prueba estadística de correlación *Chi-cuadrado* (X^2) a IC de 95% y $\alpha=0.05$, para procesar y relacionar los datos obtenidos del análisis de la composición equiatómica por espectroscopia de energía dispersiva, de cada una de las limas rotatorias NiTi.

2) Se calculó la medida de tendencia central (media aritmética) y la medida de dispersión (desviación estándar), para determinar la microdureza Vickers de la sección transversal de cada sistema rotatorio NiTi. Para representar estos datos de una manera más didáctica se realizó un gráfico de error.

3) Se llevó a cabo la prueba exacta de Fisher o análisis de la varianza (ANOVA) a IC del 95% y $\alpha=0.05$, para comparar las medias aritméticas y desviaciones estándar de la dureza Vickers obtenida de cada sistema rotatorio NiTi. Sin embargo, debido a que la prueba de Fisher resultó estadísticamente significativa, se procedió a realizar la prueba estadística de T student por comparación de medias pareadas a IC del 95% y $\alpha/2=0.05$, para detectar específicamente entre que sistemas rotatorios NiTi existe la diferencia de microdureza Vickers.

Para la captación de datos experimentales se utilizó la hoja de cálculo Excel y para el procesamiento de la información se utilizó el paquete estadístico SPSS versión 19.0

8. RESULTADOS.

Las siguientes imágenes obtenidas por MEB a una magnitud de 100x muestran la forma geométrica de la sección transversal de cada uno de los diferentes sistemas rotatorios.

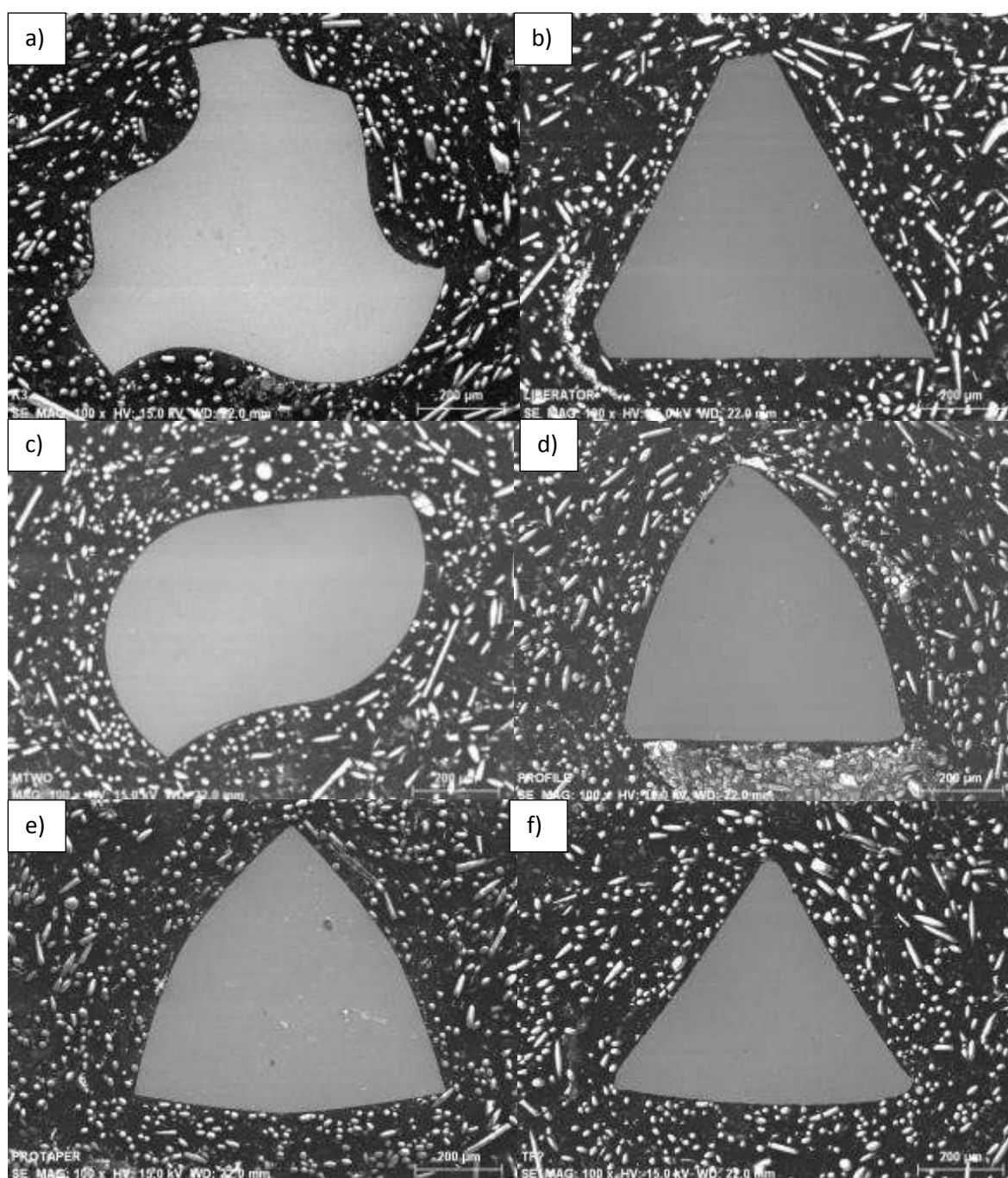


Fig. 22. Sección Transversal a) K3, b) Liberator, c) Mtwo, d) ProFile, e) Protaper, f) Twisted File.

- MICROESTRUCTURA.

La aleación de Níquel-Titanio (Ni-Ti) se caracteriza por tener dos fases cristalográficas (austenita y martensita), un bajo módulo elástico y propiedades pseudoelásticas como memoria de forma y súper-elasticidad. Este cambio de fase puede producirse tanto por una fuerza motriz térmica (correspondiente a una variación de la temperatura del material), como una relacionada con los esfuerzos de tensión aplicados sobre el material (inducción por tensión). El efecto es el cambio del material desde una fase cúbica y estable (austenita), a una fase monoclinica que resulta inestable si no es bajo unas condiciones determinadas de temperatura y/o tensión.

Lima Endodóntica K3

La figura 14 muestra una imagen obtenida mediante microscopia óptica de la microestructura característica de la lima K3, obtenida mediante microscopía electrónica de barrido la naturaleza de la estructura es de tipo martensitica en forma de agujas y martensita lenticular.

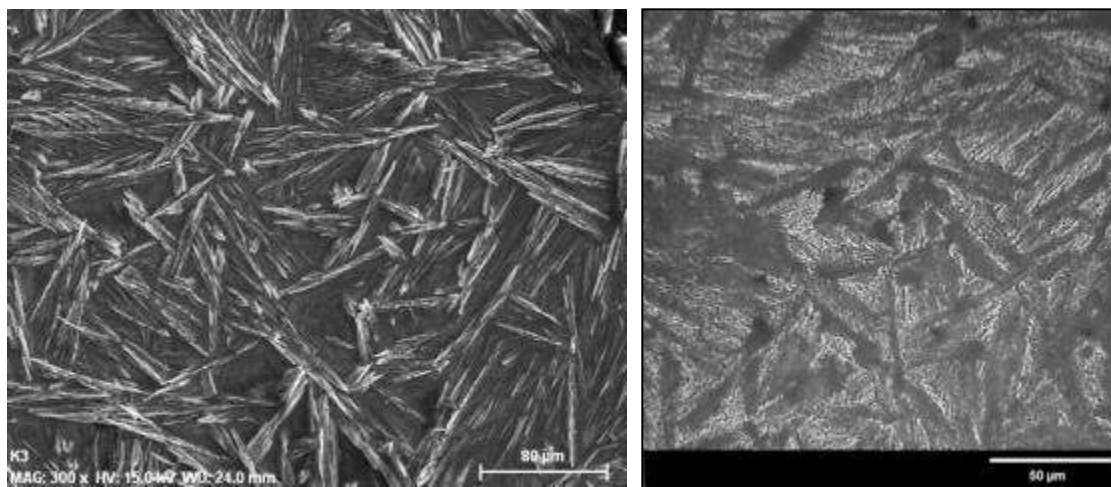


Fig. 23. Micrografía obtenida de la estructura de la lima K3 a) MEB, b) MO

Lima Endodántica Liberator

Al tratarse de una misma aleación, pero con diferente técnica de procesamiento, las características microestructurales son muy similares en cuanto al tipo de estructura, mas no así a la distribución y uniformidad, como se puede apreciar en la figura 15-a MEB se observan agujas de un tamaño más regular y en una mayor cantidad, esto puede atribuirse a una mayor transformación de la fase austenítica a la martensítica característica principal en este tipo de aleación considerando el efecto positivo del proceso de manufactura para lograr tener una completa transformación, en la figura 15-b, corresponde a una imagen tomada mediante un microscopio óptico, la cual se aprecia una mejor definición de la fase martensítica.

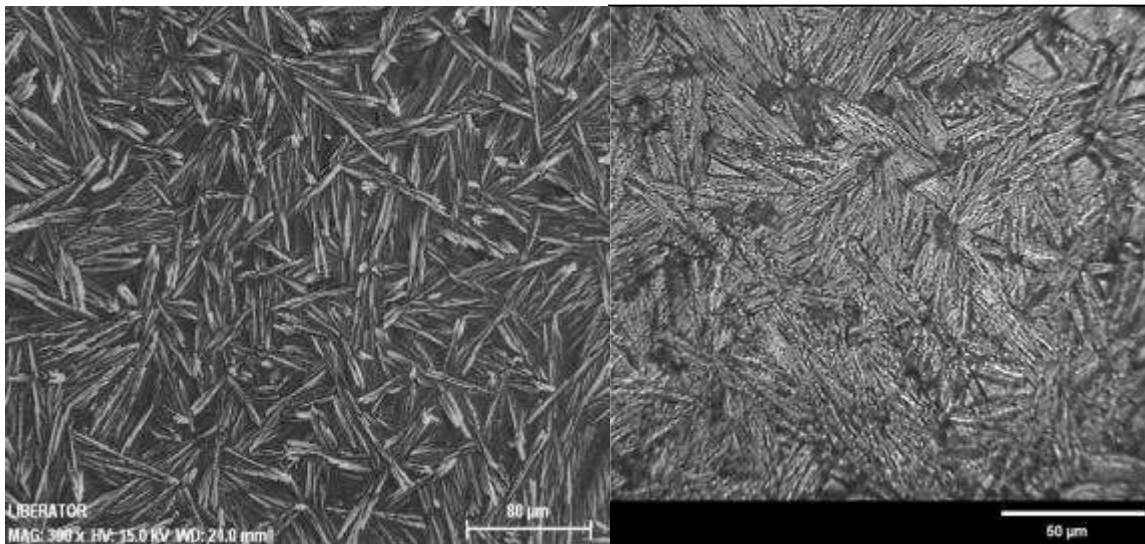


Fig. 24. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Liberator a) MEB, b) MO

Durante la fabricación de los instrumentos rotatorios para aplicaciones endodónticas, se puede manipular el tipo de estructura deseada, de acuerdo a las propiedades mecánicas que se deseen obtener, en el sistema binario NiTi, debe tenerse en cuenta que la fase martensita se relaciona con la fuerza motriz que la genera, de modo que se puede hablar de transformación martensítica termoplástica o de transformación martensítica inducida por tensión [MEM].

Lima Endodóntica Mtwo

De acuerdo a las imágenes obtenidas mediante ambas técnicas de examinación, se puede observar que en esta lima, el grado de transformación martensítica es mucho menor respecto a las otras limas analizadas e incluso en la micrografía obtenida mediante microscopia óptica se pueden apreciar la fase austenita, una de las características principales de esta fase es que es blanda y dúctil, por lo que es de esperarse que su dureza sea menor a aquellas que presenten una mayor cantidad de fase martensita.

Los análisis químicos puntuales realizados muestran que presentan una composición similar, sin embargo como se mencionó anteriormente la presencia de en cantidad de una fase u otra va depender de ciertos procesos tanto mecánicos (deformación, maquinados), como termomecánicos.

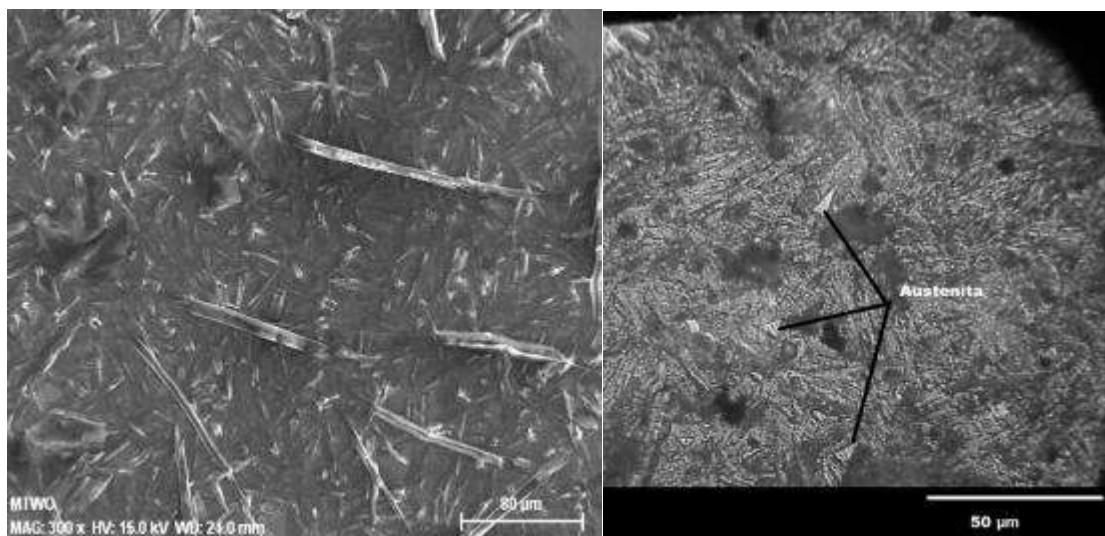


Fig. 25. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Mtwo a) MEB, b) MO

Lima Endodónica Protaper

En las micrografías mostradas de la lima Protaper (Figura 17), se puede apreciar que son más las semejanzas que las diferencias respecto a la microestructura, más no así a la distribución y en tamaño, comparando dichas imágenes a las obtenidas con el instrumento Liberator existe una gran diferencia, ya que en Liberator existe una tendencia más hacia la uniformidad y transformación, si tomamos en cuenta que ambas imágenes son obtenidas con la misma técnica y misma magnificación.

En la micrografía 17-b, se logra identificar algunas zonas de fase austenita aunque en menor cantidad y tamaño, respecto a la lima Mtwo.

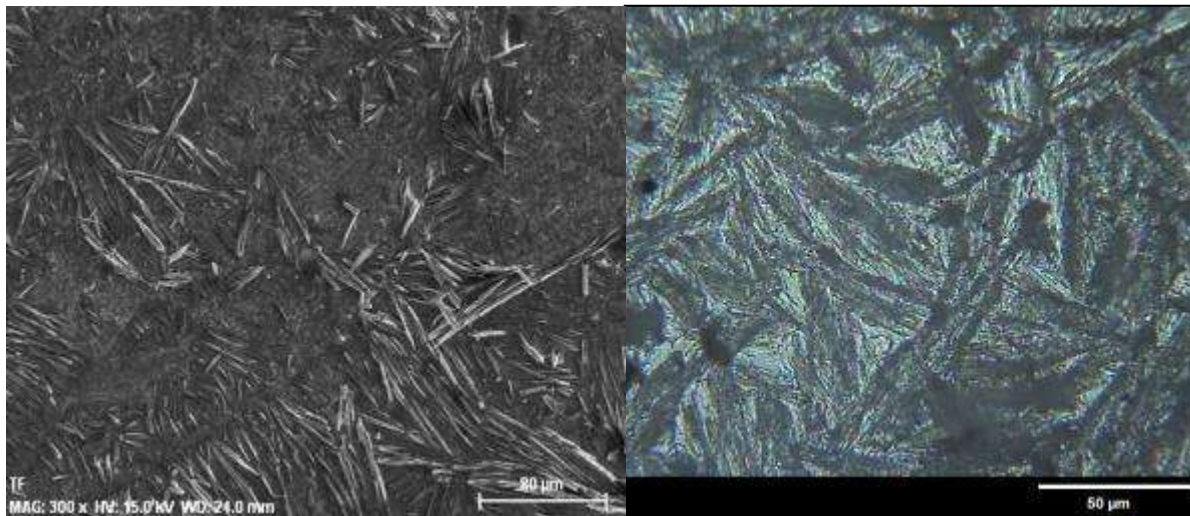


Fig. 26. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Protaper a) MEB, b) MO

El comportamiento de las aleaciones NiTi es determinado por la relación, proporción y características de la microestructura de las fases (martensita, austenita y fase R) en la aleación NiTi, tal comportamiento ha sido de gran interés para su estudio, Ya Shen y col.(27), estudio la distribución y cambios de la microestructura en alambres NiTi, obteniendo que en instrumentos Vortex con tratamiento térmico incrementa la temperatura de transformación de la fase austenita, el instrumento CM tiene cambios significativos en el comportamiento de transformación de fase, comparado con instrumentos convencionales.

Los instrumentos de estudio en el presente proyecto son de particular interés debido a su diferente técnica de procesamiento, el cual como consecuencia y con respecto a los trabajos realizados se puede observar un grado diferente de transformación de fases.

Lima Endodónica ProFile

Desde un punto de vista metalográfico, las características microestructurales son muy similares, sin embargo es necesario considerar que la eficiencia de funcionamiento fajo condiciones cíclicas de trabajo, es de esperar que cambien, James H, Yao y col. (29) estudiaron la influencia del tamaño y forma de la lima, así como los patrones de fractura presentados en distintos sistemas ProFile, K3, y Race, como resultado obtuvieron que el diseño de la sección transversal, diámetro y filo en los instrumentos níquel-titanio contribuyen a la vulnerabilidad de falla bajo trabajos cíclicos.

Como se pudo apreciar anteriormente en la forma geométrica de cada una de las limas a estudio, son de forma variada, motivo más para el enriquecimiento del presente estudio.

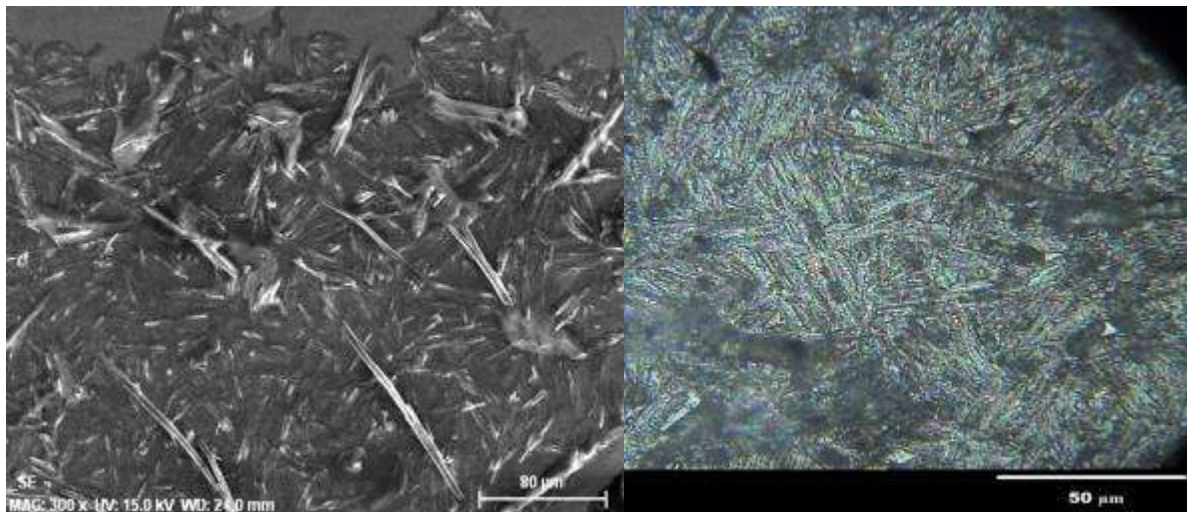


Fig. 27. Micrografía obtenida de la estructura de la lima ProFile a) MEB, b) MO

Lima Endodónica Twisted File

Como se puede apreciar en las imágenes obtenidas mediante MEB y MO, las microestructura presente es prácticamente la misma, las diferencias pueden ser apreciadas en cuanto al tamaño de las agujas, así como su distribución sobre la sección de la lima Twisted File.

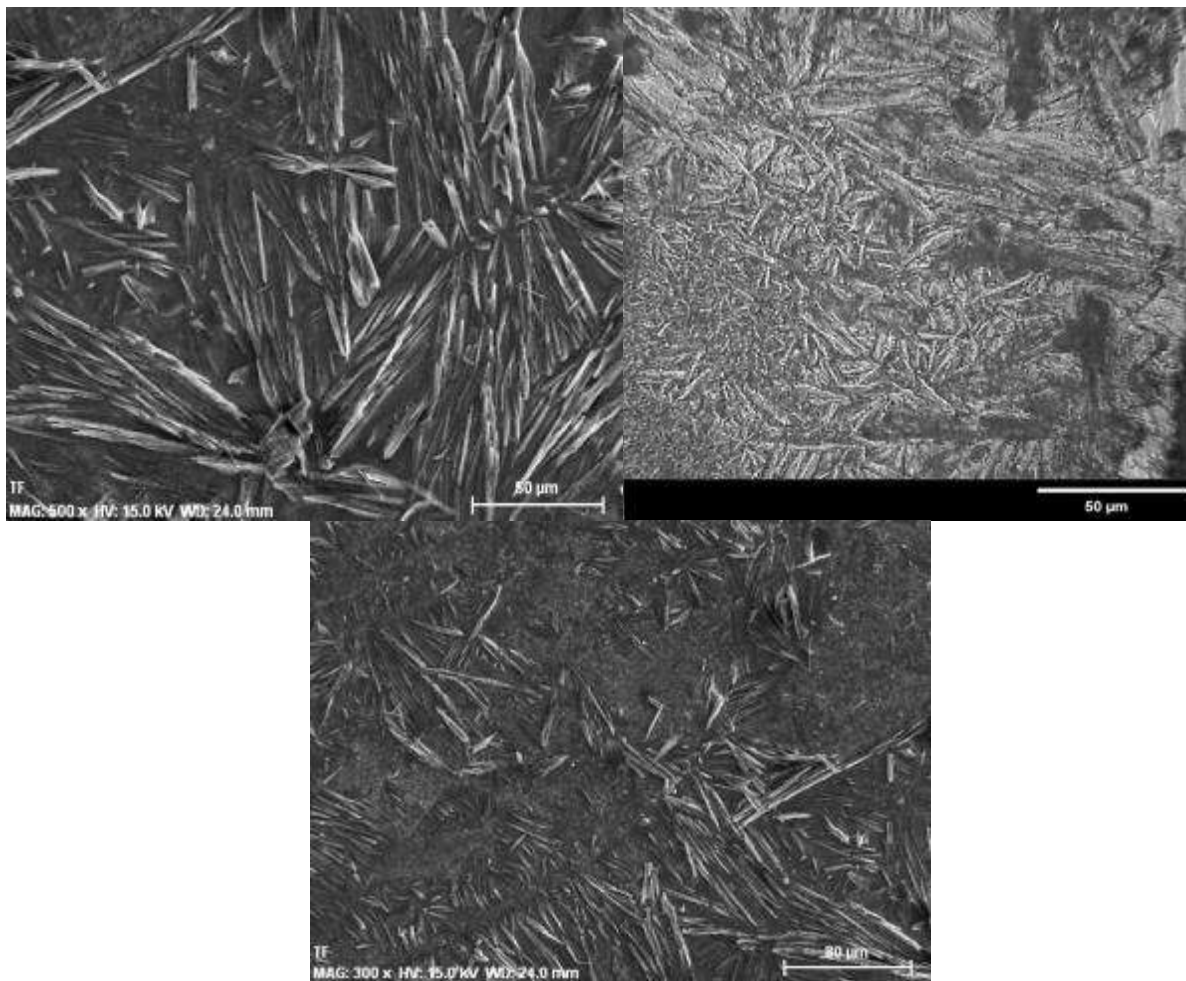


Fig. 28. Micrografía obtenida de la estructura de la lima Twisted File a) MEB, b) MO

- POROSIDAD.

Por lo general la presencia de defectos puntuales y de superficie son considerados como no deseados en la mayoría de materiales, claro dependiendo de las aplicaciones para las cuales sean diseñados.

De manera general porosidades y la formación de compuestos intermetálicos son no deseados para el caso de una aplicación mecánica, ambos tienen profundo efecto en el detrimento de dichas propiedades, las porosidades son burbujas (por lo general de gases) atrapadas en el interior del material y son ocasionados durante un mal proceso de solidificación cuando el metal pasa del estado líquido a sólido, si no se controlan adecuadamente los parámetros de tiempo, temperatura así como el control de atmosfera de protección.

Las siguientes imágenes obtenidas por MEB a una magnitud de 500x muestran la porosidad de la sección transversal de cada uno de los diferentes sistemas rotatorios.

Por lo general la presencia de defectos puntuales y de superficie son considerados como no deseados en la mayoría de materiales, claro dependiendo las aplicaciones para las cuales sea diseñado, de manera general porosidades y la formación de compuestos intermetálicos no son deseados para el caso de una aplicación mecánica, ambos tienen profundo efecto en el detrimento de dichas propiedades, las porosidades son burbujas (por lo general de gases) atrapadas en el interior del material y son ocasionados durante un mal proceso de solidificación cuando el metal pasa del estado líquido a sólido, si no se controlan adecuadamente los parámetros de tiempo, temperatura así como el control de atmosfera de protección.

Fue evidente la presencia de porosidades en el interior de cada lima, y estas están distribuidas aleatoriamente en todas las limas y con tamaños promedio de 0.5, 1 y 2 micras.

CARACTERIZACIÓN METALOGRÁFICA DE SEIS SISTEMAS ROTATORIOS NIQUEL-TITANIO

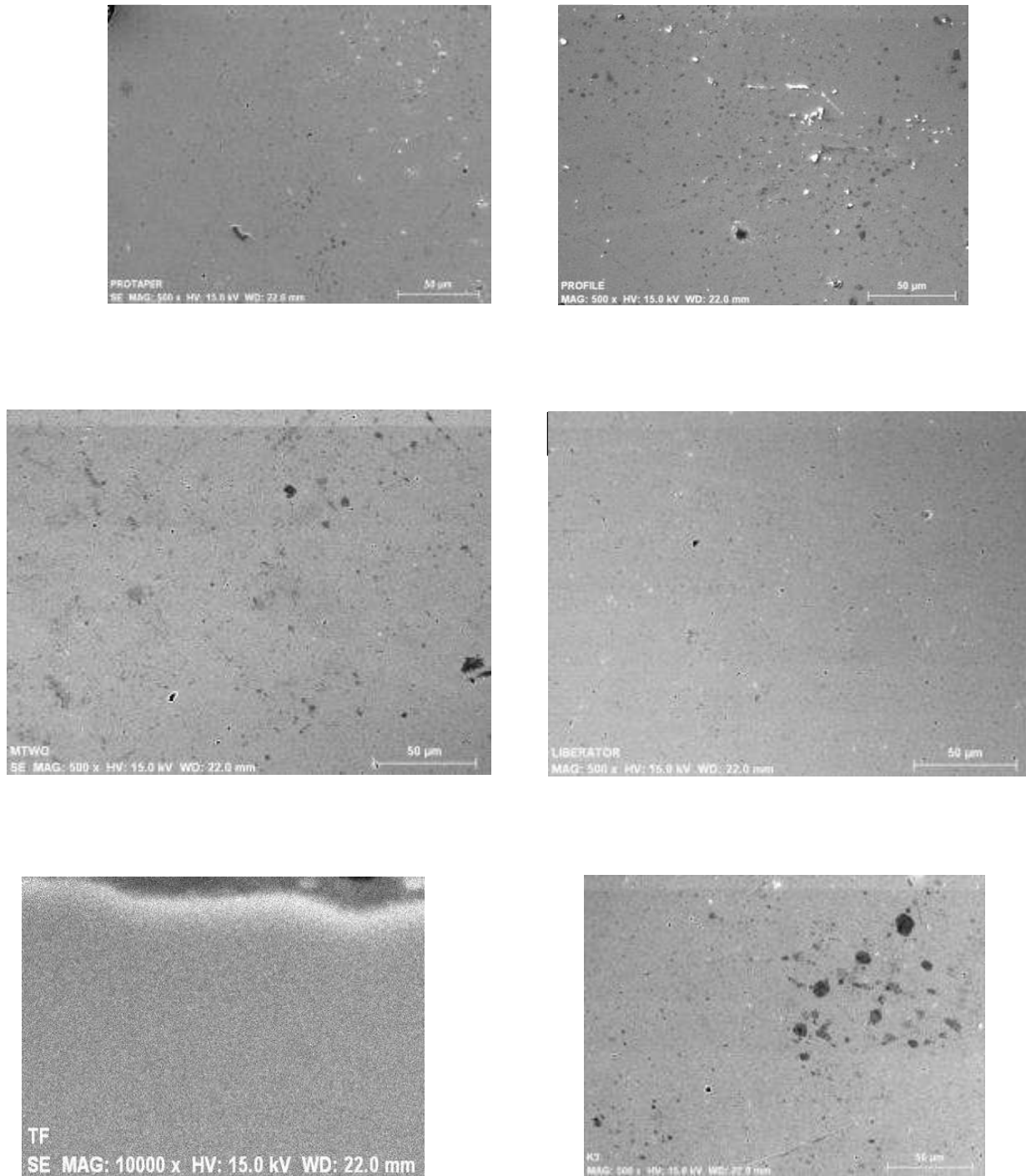


Fig. 29. Micrografías mediante MEB a) Protaper, b) ProFile, c) Mtwo, d) Liberator, e) K3.

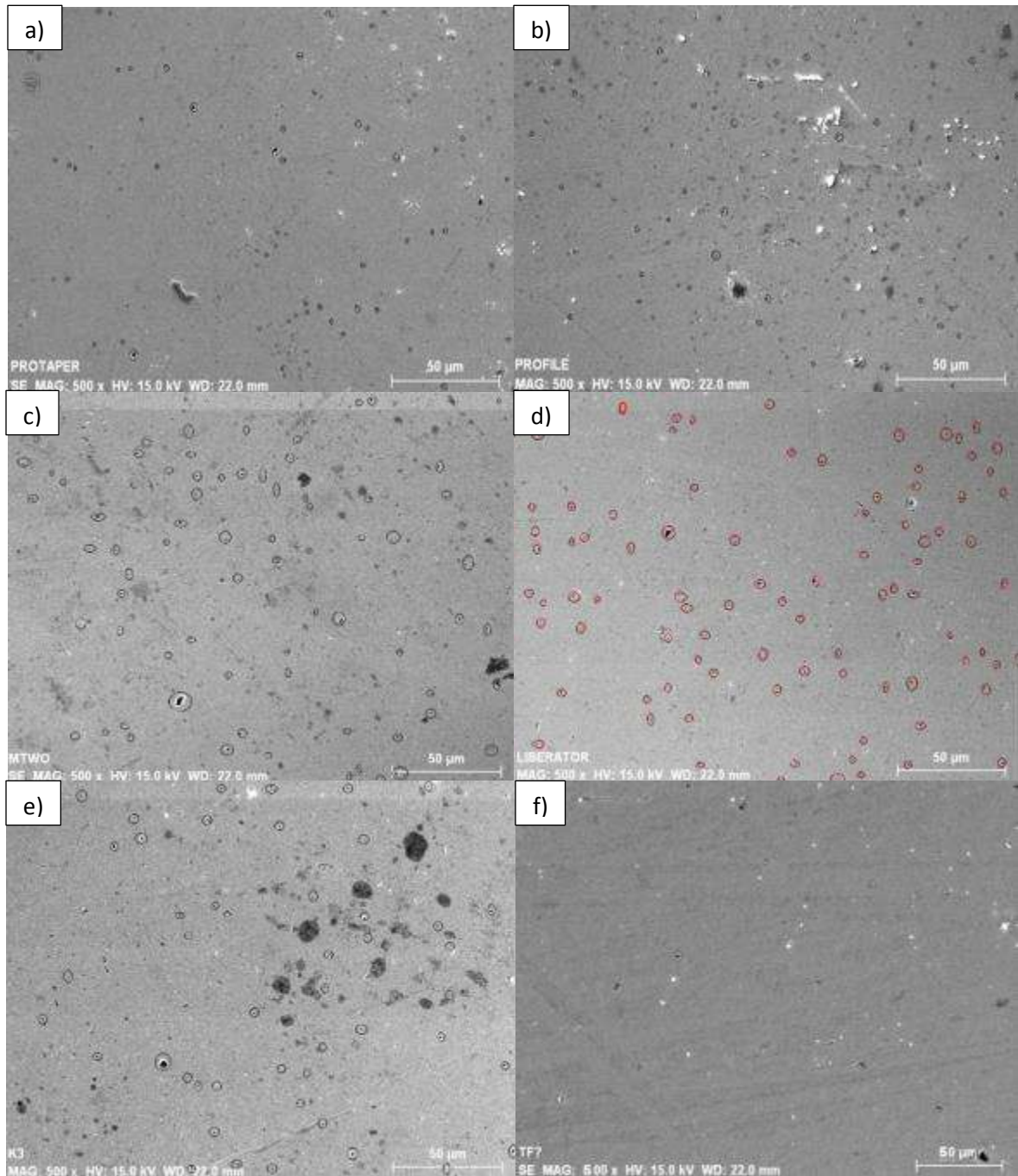


Fig. 30. Micrografías mediante MEB a) Protaper, b) ProFile, c) Mtwo, d) Liberator, e) K3, f) Twisted file. La porosidad está identificada colocando un círculo rojo.

TABLA 7. Frecuencia de porosidades contadas por muestra.

AREA= 41,245 μm^2	
Sistema	Frecuencia de porosidades
PROTAPER	80
PROFILE	73
MTWO	40
LIBERATOR	40
K3	49
TWISTED FILE	4

RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL II: Analizar la composición equiatómica de limas rotatorias NiTi por espectroscopia de energía dispersiva.

Se efectuaron análisis químico puntuales SEM-EDS (Espectroscopia de Energía Dispersiva) por microscopia electrónica. Los análisis resultantes muestran en el espectro composicional de las muestras analizadas. Los resultados del análisis espectral composicional en cada una de las muestras, presentaron un porcentaje en peso muy similar de Níquel y Titanio. (figura 4.3). La posición de los picos indica la radiación de rayos X característica de los elementos presentes. Para este caso es evidente la presencia de Ti y Ni. La matriz Ni-Ti confirma una composición de 44.51% de Ti y 55.49 % Ni.

Los siguientes microanálisis espectrales obtenidos por MEB muestran la composición química de cada uno de los diferentes sistemas rotatorios.

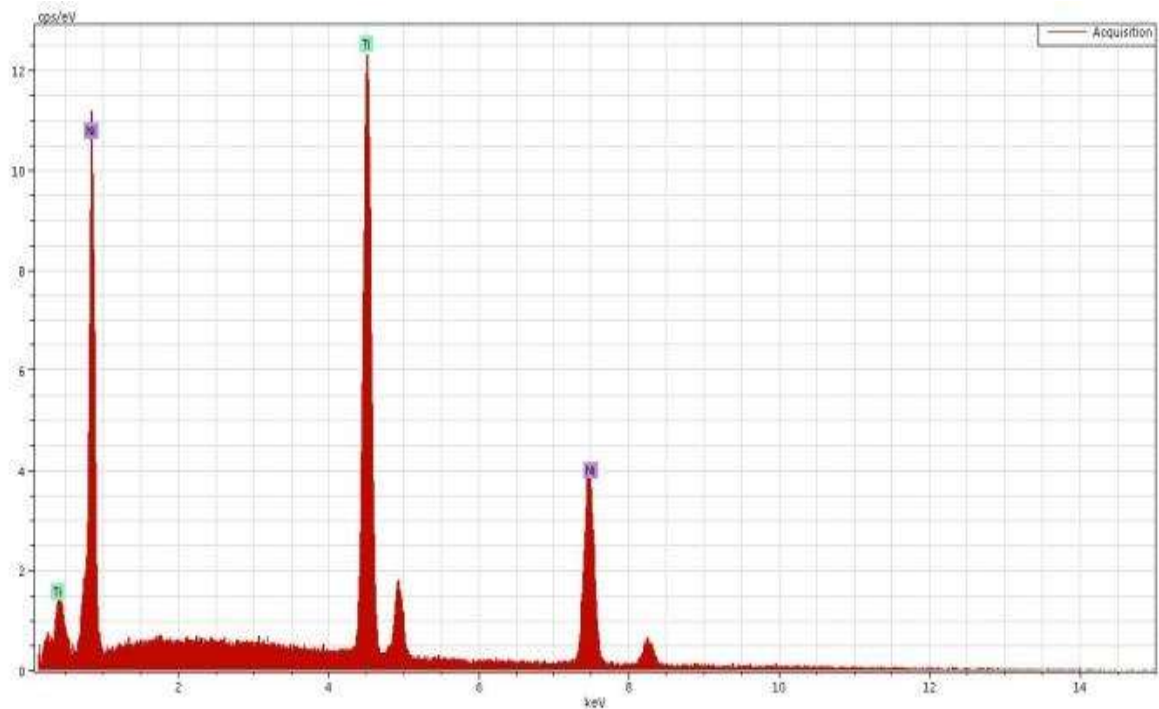


Fig. 31. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima K3.

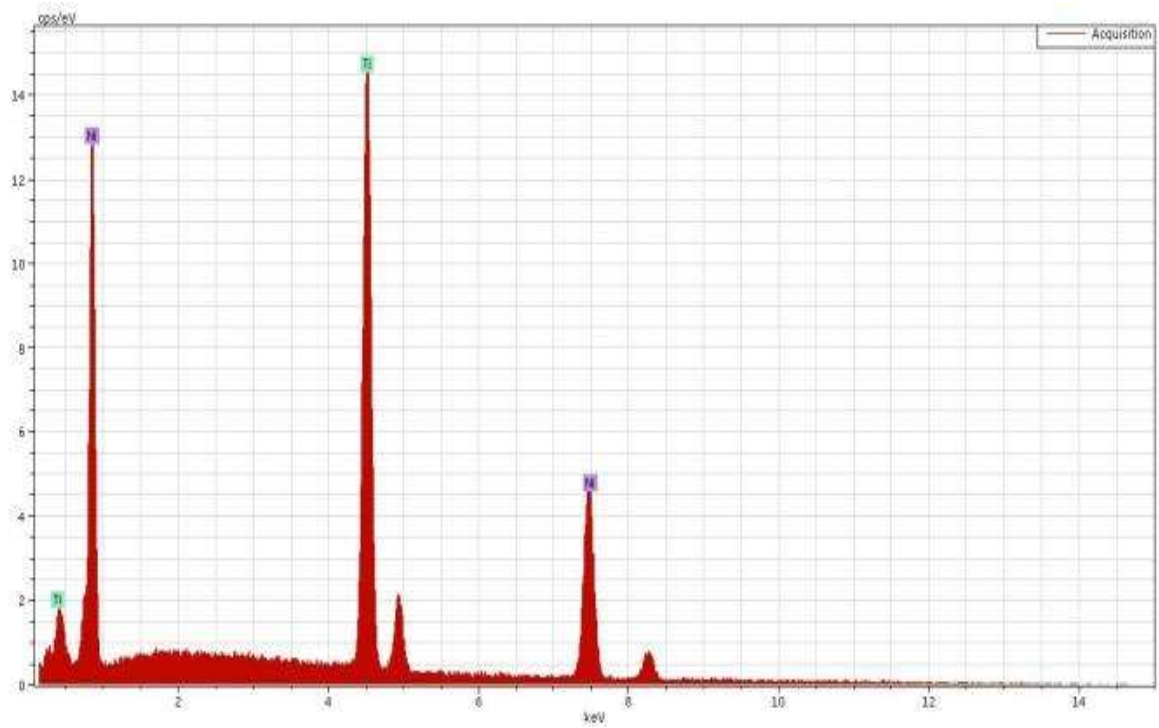


Fig. 32. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Protaper

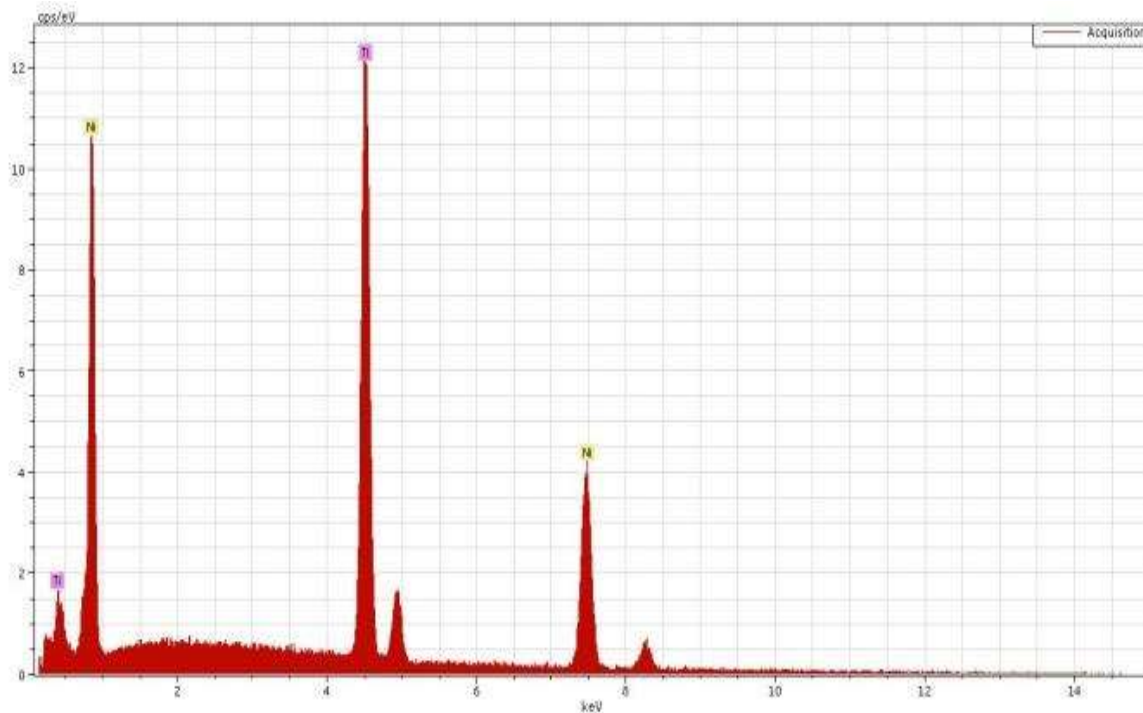


Fig. 33. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Liberator.

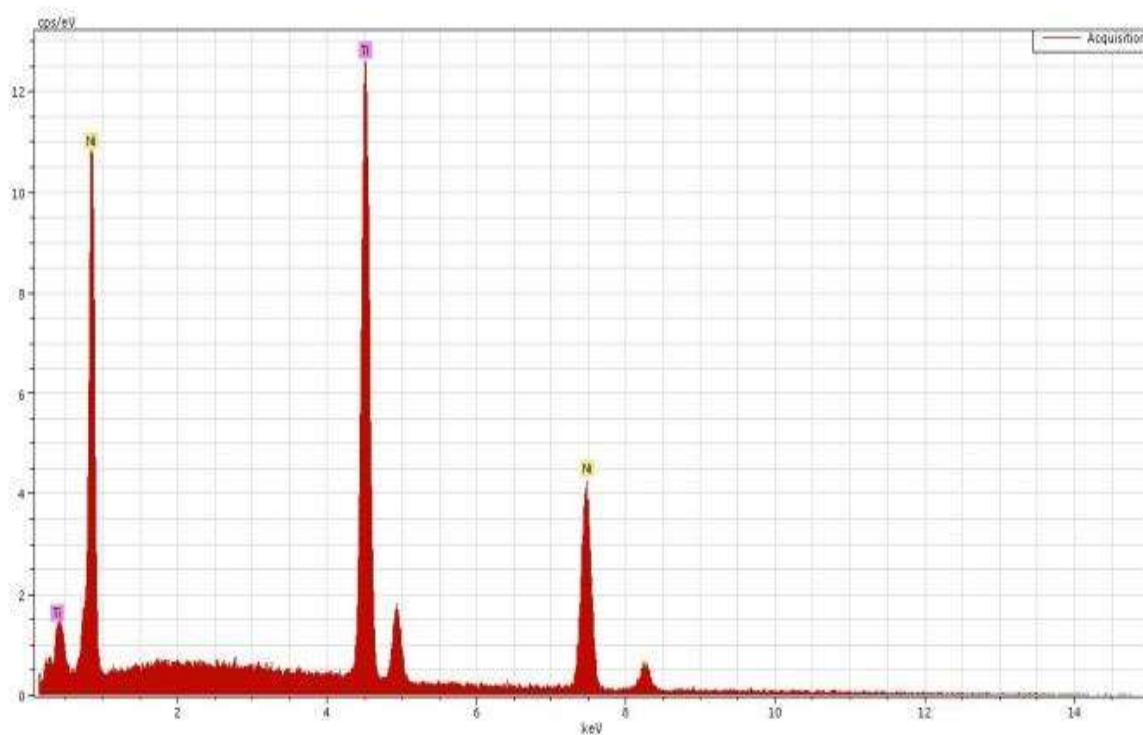


Fig. 34. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Mtwo.

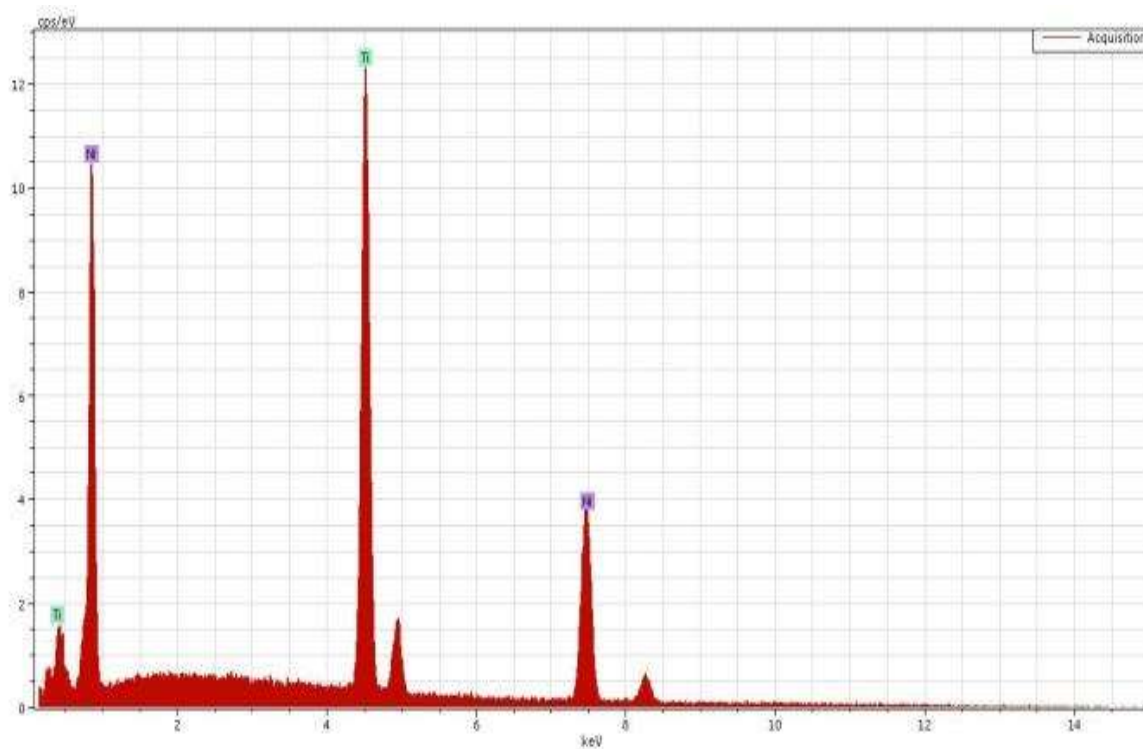


Fig. 35. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Profile.

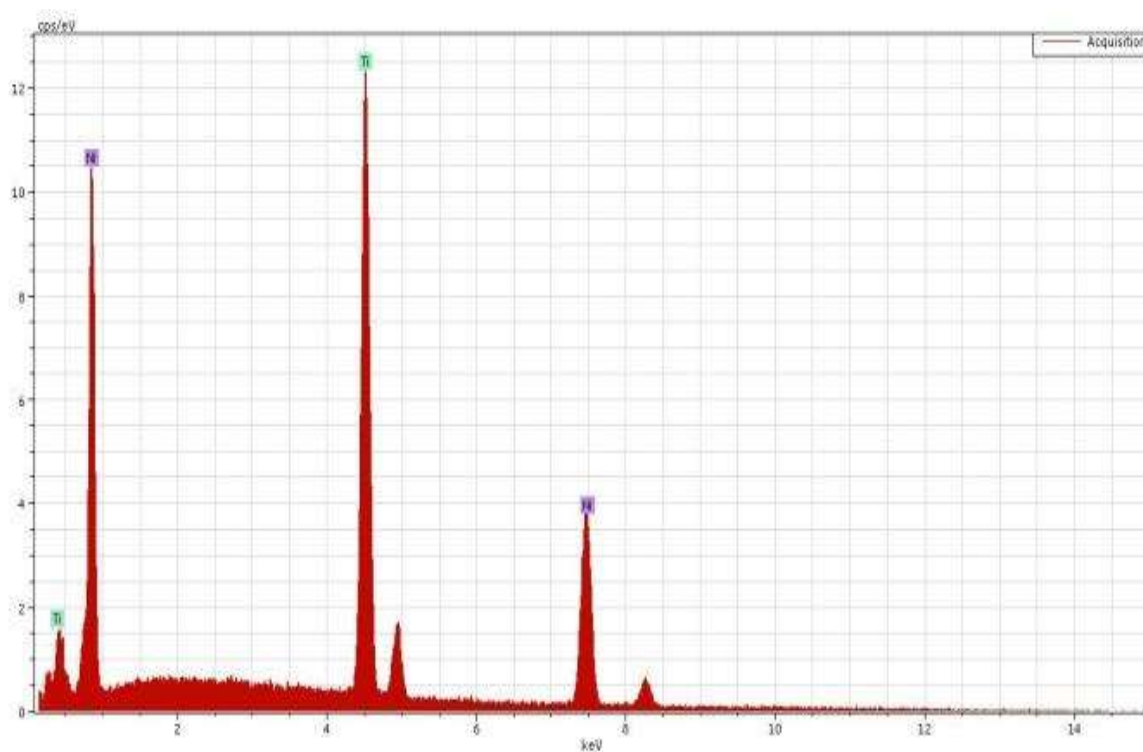


Fig. 36. Espectro característico y análisis cuantitativo en la sección transversal lima Twisted File.

TABLA 8. Muestra el porcentaje de peso de níquel y titanio de cada uno de los sistemas rotatorios.

MICROANÁLISIS ESPECTRAL	NIQUEL (wt %)	TITANIO (wt %)
LIBERATOR	55.48973	44.51027
PROFILE	55.22843	44.77157
K3	55.86482	44.13518
MTWO	55.84079	44.15921
PROTAPER	55.37243	44.62757
TWISTED FILE	55.29031	44.70969
X ± S	55.51 ± 0.27	44.48 ± 0.27

Respecto al análisis cuantitativo y cualitativo, los valores en cuanto al contenido de los elementos níquel y titanio prácticamente es el mismo, no existe una variación considerable.

RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL III: Determinar mediante análisis químico-puntual la composición de limas rotatorias NiTi, empleando la técnica de difracción de rayos X (DRX).

DIFRACCIÓN DE RAYOS X

El patrón de difracción de rayos X (DRX), los picos fueron identificados utilizando una tarjeta de difracción (Figura 28) con el software MDI Jade 5.0, los resultados corroboran que se trata de la aleación NiTi con una estructura del tipo CsCl cubico centrado en el cuerpo (BCC) correspondiente a la fase denominada austenita. Los materiales presentan los mismos picos en el difractograma, lo cual significa que presentan la misma estructura cristalina.

Se pueden apreciar tres picos definidos (110), (200) y (211) de los planos atómicos en la estructura austenita, los análisis de rayos X, contiene numerosos patrones con picos que pudieran ser indexados a los planos atómicos de martensita.

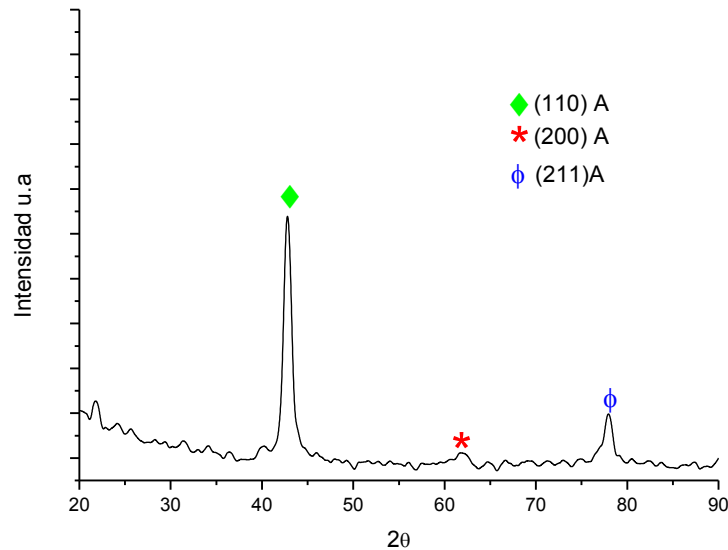


Fig. 37. Difractograma de Rayos X

Retomando el sistema binario de aleación NiTi, con la composición química rica en níquel 55% wt, y en base al diagrama de fases NiTi de la figura 29 podemos hacer constar que la fase predominante es NiTi, con una fase estable a temperatura ambiente TiNi_3 .

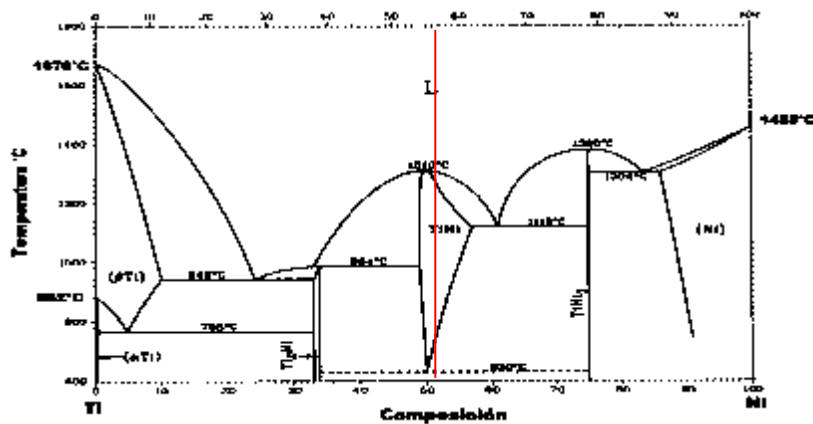


Fig. 38. Diagrama de equilibrio NiTi.

RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL IV: Valorar la microdureza de la sección transversal de instrumentos rotatorios NiTi por medio del microdurómetro Vickers.

Como objetivo final fue determinar la dureza en cada lima, para dicho objetivo se realizaron 7 indentaciones en cada una de las muestras tal como se puede apreciar en la figura 30, todas ellas realizadas bajo la norma ASMT Internacional E-92 (American Society for Testing Materials).

Para obtener un mejor promedio de medición es necesario eliminar el valor más alto y el más bajo y obtener el valor promedio.

Las siguientes imágenes obtenidas por MEB a una magnitud de 40x muestran las indentaciones realizadas sobre la sección transversal de cada uno de los diferentes sistemas rotatorios.

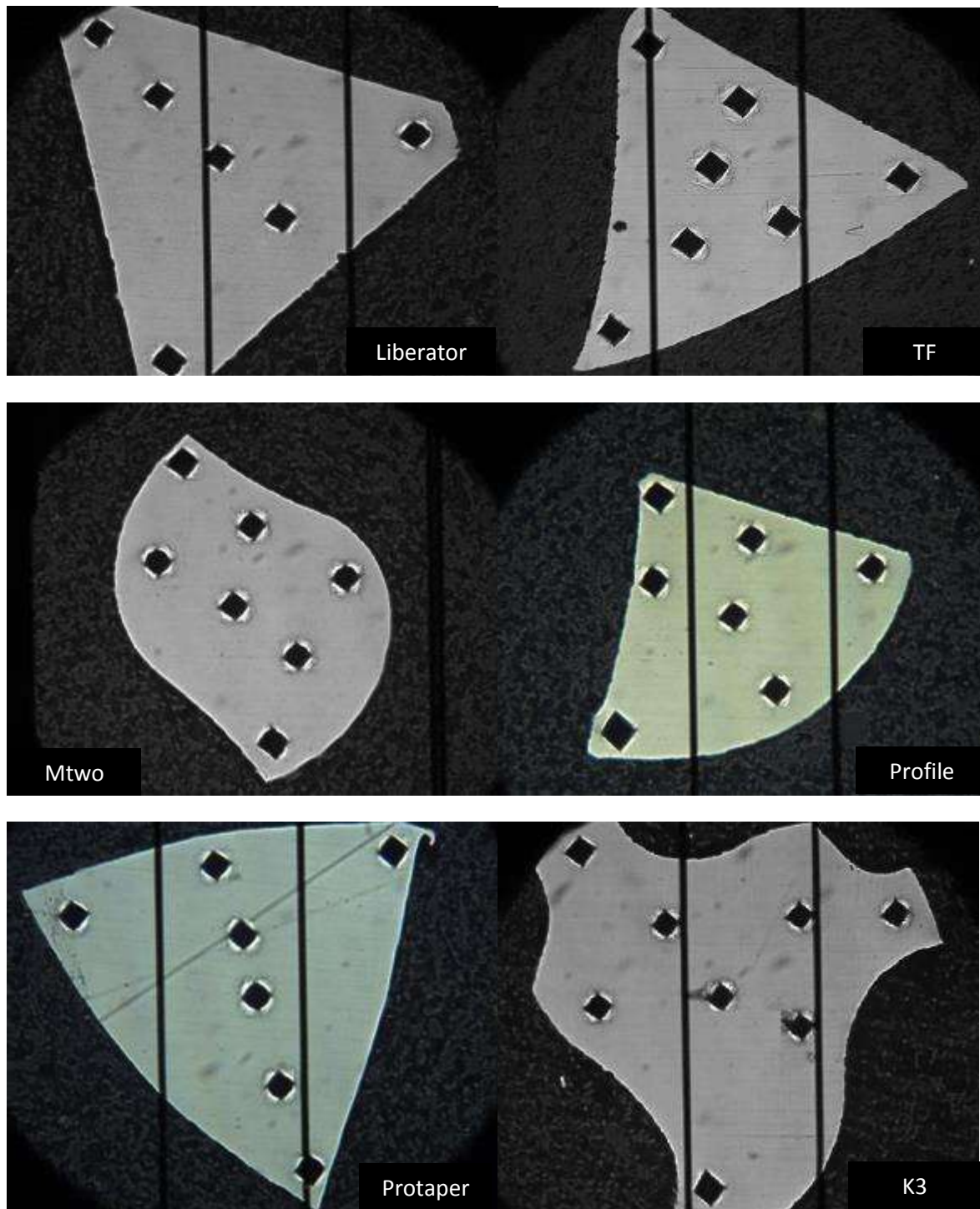


Fig. 39. Identaciones de HV en cada una de las muestras.

En la figura 31 se muestra una gráfica de error, como podemos observar el valor más alto corresponde a la lima Liberator, recordando las imágenes mostradas en la sección anterior se apreció una mayor uniformidad en cuanto a distribución y tamaño de las agujas o martensita lenticular.

El incremento en la dureza tiene un efecto significativo durante el corte en el conducto del diente, sin embargo tiene un efecto negativo en la ductilidad haciendo más propensa a la ruptura.

Los otros sistemas K3, Mtwo, Protaper y ProFile, presentan valores muy similares la eficacia de cada instrumento, así como la tendencia a la fractura en un tratamiento de endodoncia, donde se emplean estos instrumentos y se someten a fatiga mecánica, dependerán del diseño transversal, diámetro y filo de cada lima.

TABLA 9. Resultados de Microdureza

MICRODUREZA (HV)						
MUESTRA	LIBERATOR	PROFILE	TF	K3	MTWO	PROTAPER
1	380	304	313	351	353	372
2	381	304	319	324	315	378
3	397	274	317	296	350	328
4	371	292	319	350	330	344
5	397	293	316	358	350	348
6	402	286	320	362	376	338
7	380	314	331	382	360	381
8	371	361	302	383	368	331
9	348	368	305	370	344	333
10	360	332	299	363	339	352
11	362	359	313	366	370	354
12	382	360	301	372	367	377
13	368	353	306	371	370	365
14	369	347	296	355	364	366
MEDIA	376.2857143	324.7857143	311.2142857	357.3571429	354	354.7857143
DESVEST.	15.31428981	32.91055143	9.955119065	23.09048137	17.43559577	18.51476987

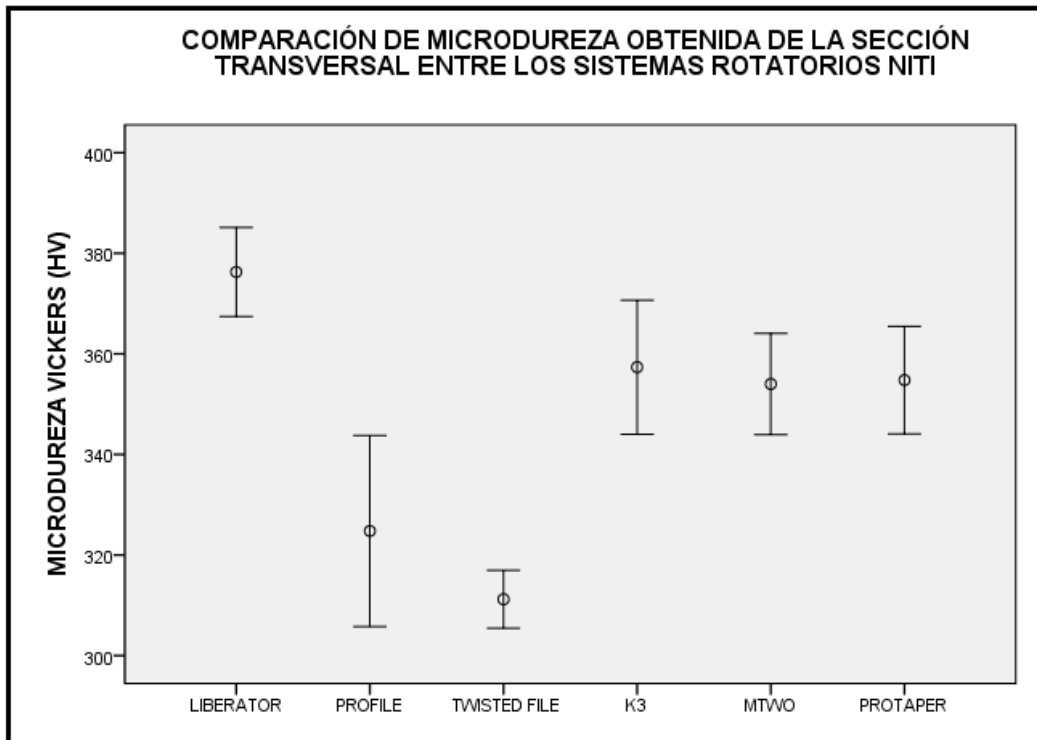


Fig. 40. Grafica de error (Microdureza Vickers vs instrumento)

La lima Twisted file presenta el menor grado de dureza, sin embargo es de esperarse que pueda someterse a procesos cíclicos largos, es necesario recordar que mayor dureza, la ductilidad disminuye y viceversa, aunque la eficacia en cuanto al corte en el conducto del diente es de esperar que disminuya.

TABLA 10. Representa los resultados de la prueba estadística de t student por medias pareadas, entre las confrontaciones de cada uno de los sistemas rotatorios NiTi, respecto a los valores de microdureza obtenidos entre cada uno de ellos.

CONFRONTACIÓN POR PARES	valor <i>T</i>	valor <i>P</i> (Significancia)
LIBERATOR - PROFILE	4.224	0.001*
LIBERATOR - TF	18.269	0.000*
LIBERATOR - K3	2.174	0.049*
LIBERATOR - MTWO	3.852	0.002*
LIBERATOR - PROTAPER	3.33	0.005*
PROFILE - TF	1.257	0.231
PROFILE - K3	-4.835	0.000*
PROFILE - MTWO	-3.5	0.004*
PROFILE - PROTAPER	-3.134	0.008*
TF - K3	-6.344	0.000*
TF - MTWO	-7.371	0.000*
TF - PROTAPER	-8.113	0.000*
K3 - MTWO	0.606	0.555
K3 - PROTAPER	0.356	0.728
MTWO - PROTAPER	-0.112	0.912

Valores de $P < 0.05$ son datos significativos (*)

Valores de $P > 0.05$ son datos no significativos

DISCUSIÓN.

FORMA GEOMÉTRICA.

Todas las limas rotatorias NiTi utilizadas en este estudio presentaron distinta forma geométrica en la sección transversal, en las cuales podemos observar los ángulos de corte que brindan una eficiente conformación del conducto radicular. Siendo aceptada la Hipótesis de Trabajo para este apartado.

MICROESTRUCTURA.

Al tratarse de una misma aleación, pero con diferente técnica de procesamiento, las características microestructurales son muy similares pero no iguales, siendo aceptada la hipótesis de Trabajo para este apartado. La aleación Ni-Ti se caracteriza por tener dos fases cristalográficas (austenita y martensita), un bajo módulo elástico y propiedades pseudoelásticas como memoria de forma y súper-elasticidad. Este cambio de fase puede producirse tanto por una fuerza motriz térmica (correspondiente a una variación de la temperatura del material), relacionada con los esfuerzos de tensión aplicados sobre el material (inducción por tensión). Al analizar micrografías a magnitudes de 100x, 300x y 500x logramos observar una microestructura similar de tipo martensítica lenticular y/o forma de agujas en casi todas las limas NiTi evaluadas, sin embargo, Liberator presento una distribución más homogénea en la sección transversal, así como una mejor uniformidad en cuanto a tamaño de las agujas en relación a los otros sistemas rotatorios NiTi. Estos resultados concuerdan con la estructura martensítica lenticular publicados por Ya Shen y cols., en el 2011.

POROSIDAD.

Un parámetro importante a evaluar en una caracterización metalográfica, es la presencia de pequeños huecos distribuidos aleatoriamente en la masa del material. Estos huecos son posiblemente generados durante el proceso de manufactura específicamente durante el proceso de solidificación. Esto es debido a cuando se fusionan los lingotes de los elementos

Níquel y Titanio, la velocidad de difusión de los átomos de Níquel en el Titanio es diferente de la de los átomos de Titanio en el interior del Níquel. Esto explica la presencia de huecos conocidos como porosidades de Kirkendall o defectos de Kirkendall. En relación a la porosidad detectada en una área=41.245 μm^2 de cada uno de los instrumentos NiTi evaluados en el presente estudio, se observó una mayor frecuencia de porosidades en el sistema rotatorio NiTi Protaper ($f=80$), seguido por ProFile ($f=73$), K3 ($f=49$), Liberator ($f=40$), Mtwo ($f=40$) y por último Twisted File ($f=4$). Estos resultados indican que el sistema rotatorio NiTi Twisted File presenta la menor frecuencia de porosidades, por lo tanto, el tamaño y distribución de estas porosidades son característicos de un buen proceso metalúrgico. Siendo aceptada la Hipótesis de Trabajo para este apartado.

COMPOSICIÓN EQUIATÓMICA DE LIMAS ROTATORIAS NITI.

1. Los análisis químico-puntuales por dispersión de electrones de los 6 instrumentos rotatorios NiTi comparados en este estudio, presentaron un porcentaje en peso muy similar (Níquel 55.51 ± 0.27 y Titanio 44.48 ± 0.27), en donde no se encontraron diferencias estadísticas significativas con la prueba de correlación de chi-cuadrado ($P>0.05$), esto indica que el porcentaje en peso de Níquel y Titanio presente en todos los sistemas rotatorios evaluados tienen una composición equiatómica muy similar en su aleación. Estos resultados concuerdan con la composición reportada en la literatura, en donde menciona que las aleaciones NiTi de limas endodónticas presentan un 55 % de Níquel y un 45 % de Titanio (Hani y Cols., 2008; Satish y Cols., 2009). Siendo rechazada la Hipótesis de Trabajo para este apartado.

2. El patrón de difracción de rayos X (DRX) mostro tres picos definidos (110), (200) y (211) en el espectro obtenido (figura 4.13), por lo tanto, estos resultados corroboran que se trata de la aleación NiTi con una estructura del tipo CsCl cubico centrado en el cuerpo (BCC) correspondiente a la fase denominada austenita. Los seis instrumentos rotatorios evaluados en este estudio presentaron los mismos picos en el difractograma, lo cual

significa que presentan la misma estructura cristalina. Siendo rechazada la Hipótesis de Trabajo para este apartado.

MICRODUREZA VICKERS.

Respecto a la microdureza Vickers obtenida de la sección transversal de cada uno de los instrumentos rotatorios NiTi evaluados en este estudio, se observó que el sistema Twisted File presento la menor microdureza con 311.21 ± 9.95 HV, este valor de microdureza fue estadísticamente significativo ($P < 0.05$), al compararlo con la microdureza de Liberator 376.28 ± 15.31 HV, sistema K3 357.35 ± 23.09 HV, Mtwo 354 ± 17.44 HV y Protaper 354 ± 78 HV. Sin embargo, al comparar la microdureza entre Twisted File y ProFile (324.78 ± 32.91) no se observó una diferencia estadística significativa ($P = 0.231$). Determinar la microdureza de los instrumentos rotarios NiTi es importante ya que este parámetro metalográfico está muy relacionado con la microestructura, por ejemplo Twisted File presentó la menor microdureza y la mejor microestructura en micrografías a 100x, 300x y 500x respecto a los demás instrumentos, esto nos hace pensar que el proceso de fabricación termomecánico de estos instrumentos influye en las propiedades mecánicas del instrumento. Siendo aceptada la Hipótesis de Trabajo para este apartado.

CONCLUSIONES.

Las limas rotatorias NiTi que se analizaron en este estudio presentaron distinta forma geométrica en la sección transversal.

La naturaleza de la microestructura en la mayoría de las limas rotatorias NiTi evaluadas en este estudio fue del tipo martensítica lenticular o de agujas.

El sistema Liberator presentó la mayor microdureza Vickers de acuerdo a la microestructura revelada, respecto a los otros sistemas.

Todos los sistemas rotatorios evaluados en este estudio presentaron una relación equiatómica de Níquel-Titanio, y un porcentaje en peso semejante al reportado en la literatura.

Las nuevas limas Twisted File con propiedad de “memoria de forma” presentaron los valores más bajos de microdureza, con respecto a las limas de superelasticidad convencional, debido al tratamiento termomecánico.

Las limas TF presentaron un revestimiento superficial de oxidación, el cual proporciona una mayor eficacia de corte, así como mayor resistencia a la fractura y flexibilidad.

La elaboración de instrumentos de Ni-Ti accionado por motor y fabricado por un proceso termomecánico, representan una nueva generación de instrumentos con características benéficas para tratar la complejidad anatómica de los conductos radiculares durante la terapia Endodóntica.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int. Endod J* 2000;33:297-310
2. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigal of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346-51
3. Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless Steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. *Int. Endod J* 2005;38:637-44.
4. Kleier DJ, Averbach R. Comparison of clinical outcomes using a nickel titanium rotary or stainless Steel hand file instrumentation technique. *Compend Contin Educ Dent* 2006;27:87-91.
5. Lopes H, Thaiane S, Elias C, Siqueira Jose, Inojosa I, Lopes Weber, Vieira Victor. Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase. *J Endod* 2013;39:516-520.
6. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc* 2007;138:196-201
7. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, et al. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1013-6.
8. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences *J Endod* 2006;32:1031-43.
9. Lopes HP, Elias CN, Vedovello Ga, et al. Torsional resistance of retreatment instruments *J Endod* 2011;37:1442-5
10. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30:722-5.
11. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*. 2012 Feb;45(2):113-28.
12. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013 Feb;39(2):163-72.
13. Hernández J, Lara G, Novelo O. Caracterización por MO y MEB de aleaciones con memoria de forma del tipo Ni-Ti. Congreso Nacional de Microscopia-Morelia 2010.
14. Cohen S, Burns RC. Caminos de la pulpa 8va Ed. St. Louis Mosby, 2002. Pag. 178-89.
15. MAYNARD. Apud: OSTRANDER, F.D. The practice of mandibular molars after biomechanical preparation. *J. Endod.*, v. 11 n.3 p.386-8, 1967.
16. INGLE, J.I. The need for endodontic instruments standartdization. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, v8, n.11, p.1211-14, 1955
17. COHEN, S., BURNS, R.C. Caminhos da pulpa. 6.ed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, p.390, 1994.
18. ZERLOTTI FILHO E. Instrumentos e instrumentacao em endodontia. *Rev. Univ. Católica de Campinas*, v.6, n.8, p.65-82, 1960.

19. INGLE, J.I. Standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg.*, v.14, n.1, p.83-91, 1961.
20. INGLE, J.I., TANTOR, J.F. *Endodontics*. 3.ed., Philadelphia: Lea & Febiger, p.173, 1985.
21. BOMBANA A.C. Análise química (quantitativa) das ligas de aço inoxidável de alguns instrumentos endodônticos de diferentes procedências contribuiu ao estudo. São Paulo 1986, 73p. Tese (Doutorado)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
22. LOPES, H.P. et al. Considerações sobre a conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. *Rev. Paul Odontol.*, v.20, n1,p.8-14, 1998.
23. SILVA-HERZOG FLORES, D. et al, Estudio comparativo entre las técnicas de instrumentación Profile,04, RBS-PowR, Quantec 2000 y lateral modificada. *Rev. Oficial A.M.E.* v.2, n1, p.13-20, ene-mar., 1998.
24. SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal *Dent. Clin. N. Am.*, v 18, n.2, p.269-96, 1974.
25. COHEN, S., BURNS, R.C. *Caminhos da pulpa*. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.390, 1994.
26. GROFFOTJS. I.T., BRYANT, S.T., DUMMER, P.M.H. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. *Int. Endod. J.*, v33, p. 346-54, 2000.
27. MAIA FILHO, E.M. Avaliação comparativa da eficiência de corte das limas de níquel-titânio e de aço inoxidável. Araraquara , 1998, 109 p. Dissertação (Mestrado em Endodontia)- Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
28. SERENE T.P., ADAMS. J.D., SAXENA, A. *Nickel-titanium instruments applications in endodontics*. Saint Louis: Ishiyaku Euroamericana, 1995, 112 p.
29. SCHAFER, E. Root canal instruments for manual use: a review *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 13, p.51-62, 1997.
30. INGLE J.I. The need for endodontic instruments standardization. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, v.8, n.11, p. 1211-14, 1955.
31. WALIA H., BRANTLYE, WA., GERSTEIN, H. An initial investigation of bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.*, v.14, p. 346-51, 1988.
32. CARVALHO, L.A.P. Avaliação do preparo de canais radiculares como limas manuais e rotatórias de níquel e titânio e análise do aspecto morfológico das limas, antes e após uso. Araraquara, 2001. 206 p. Tese (Doutorado em Endodontica)- Faculdade de Odontologia. Universidade Estadual Paulista.
33. BISHOP, K., DUMMER, P.M.H. A comparison in stainless Steel Flexofiles and nickel titanium Nitiflex files during the shaping of simulated canal. *Int. Endod. J.*, v.30, p.25-34 1997.
34. CAMARGO, J.M.P. Avaliação da eficácia das instrumentações rotatórias (Sistemas Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile em canais radiculares simulados. Araraquara 2000.
35. CARVALHO, L.A.P. Avaliação do preparo de canais radiculares como limas manuais e rotatórias de níquel e titânio e análise do aspecto morfológico das limas, antes e após uso. Araraquara, 2001. 206 p. Tese (Doutorado em Endodontica)- Faculdade de Odontologia. Universidade Estadual Paulista.

36. COLEMAN, C.L. SUEC, T.A. Analysis of NiTi versus stainless Steel instrumentation in resin simulated Canals J. Endod., v 23, p. 232-5, 1997
37. FABRA-CAMPOS, H., RODRIGUEZ-VALLEJO. J. Digitization, analysis and processing of dental images during root canal preparation with Quantec Series 2000 instruments. Int. Endod. J., v. 34, p.29-39, 2001
38. GAMBILL, J.M., ALDER, M. DEL RIO, C.E. Comparison of nickel-titanium and stainless Steel hand file instrumentation, using computed tomography. J. Endod. V. 22, p. 369-75, 1996.
39. ZUOLO, M.L WALTON, R.E. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless Steel,. Quintessence Int., v.28, p.397-402, 1997.
40. MATHEW, M.J., KUSTY, R.P. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel –titanium arch wire. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., v 93, p 232-6, 1988.
41. BONETTI FILHO, I., EBERARD, R., LEONARDO, R.T. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and post instrumentation. J. Endod, v.24, n.7, p.461-4, 1998.
42. BUCHANAN, S. Cleaning and shaping the root canal system. Instrument selection and use. Dentistry Today. V.13, n.3, mar. 1994.
43. LOPES, H.P. et al. Influencia de limas endodonticas de NiTi e de aco inoxidavel, manuais e accionadas a motor , no deslocamento apical. Rev. Bras. Odont., v.54 p.67-70, 1997.
44. SPECK, K.M., FRANKER, A.C. Anodic polarization behaviour of NiTi and Ti-GAT-4V in simulated physiological solutions. J. Dent. Res., v. 59, p. 1540-5, 1980.
45. BUCHLER, W.R. WANG. E.A. summary of recent research as nitinol alloys and their application in ocean engineering. Ocean Eng., v.1, .105-20, 1968.
46. PHILLIPS, R. Science of dental material 9 ed. Philadelphia, WB Saunders Co., 1991, 539p.
47. PETTIETT, M., DELANO, F.O., TROPE, M. Evaluation of succes rate of endodontic treatment perfomed by students with stainless-steel K-files and Nickel-titanium hand files J. Endod, v.25 n.2, p.124-7. 2001
48. Willian D, ; Castellier Jr. Estrutura dos Sólidos Cristalinos. In: wWillian D,; castellier Jr, Ciencia e engenharia dos materiais uma introducao. 7 edicao.
49. Kennon N.F. Dunne D.P. Shape memory behaviour. Metals fórum v.4 n 3 p 130-134, 1981.
50. Otsuka K.Wayman C.M. Shape Memory Materials. 1ed. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998
51. Brantley WA. Orthodontic wires In: Brantley WA. Eliades T, eds. Orthodontic materials; scientific and clinical aspects. Stuttgart:hiemme 2001:77-103
52. 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.
53. Kunh G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics 28, 716-20, 2002.
54. Yahata, T. Yoneyama, Y. Hayashi, A. Ebhara H. THanawa H. Suda. Effect of heart treatmente on transformation temperaturas and bending properties od nickel-titanium endodontic instruments. International Journal 42, 621-626 2009.

55. GAMBARINI, G. Rationale for the use of low torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent. Traumatol.* v. 16, p. 95-100, 2000.
56. Askeland D. Phule P. The science of engineering of materials, 4th ed. California: Brooks/Cole-Thompson Learning, 2003.
57. Chianello G, Specian VI, Hardt LC, Raldi DP, Lage-Marques JL et al. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Braz Dent J* 2008;19:109-13
58. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J. Endod* 2003;29:667-9
59. Cheung G.S. Bian Z, Shen Y, Peng B and Darvell B.W., Comparison of defects in ProTaper hand operated and engine-driven instruments after clinical use, *Int Endod J* 2007 a; 40:169-78.
60. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use *J.Endod* 2005;31-40,3.
61. Borgula L. Rotary nickel-titanium instrument fracture: an experimental and SEM based analysis. *D Clin Dent Endo.* Melbourne: University of Melbourne, 2005.
62. Rapisarda E, Bonnacorso A, Tripi Tr, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *OOO* 2000;89;363-8.
63. Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickettitanium files T. *J Endod* 2002.28.200-2
64. Lausmaa J. Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium. In: Brunette DM, Tenovall P, Textor M, Thomsen P, editors. *Titanium in medicin* 1st ed Berlin Springer, 2001. P. 247-8.
65. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel titanium rotary instrument in hypoclorite? *J Endod* 2007b;33:1217-21
66. Barbosa FD, Gomes JA, de Araujo MC. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of k3 nickel-titanium rotary instruments *J Endod* 2008;34(12):1533-6
67. Johnson M. Available from: <http://jmmedical.com/nitinol.html>. Accessed April 20, 2009.
68. Kunh G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 28, 716-20, 2002.
69. DJ, Averbach R. Comparison of clinical outcomes using a nickel titanium rotary or stainless Steel hand file instrumentation technique. *Compend Contin EducDent* 2006;27:87-91.
70. Hani F. Ounsi, Thakib Al-Shalan, Ziad Salamaed, Simone Grandini. Marco Ferrari. Quantitative and Qualitative Elemental Analysis of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments by Using Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive Spectroscopy. *J Endod* 2008;34:53-55.
71. Cohen S, Burns RC. *Pathways of the Pulp* 8th ed, St. Louis: Mosby, 2002. p. 178–89.
72. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in a rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 1997;23:141–5.
73. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *T J Endod* 1997;23:77T–T85.
74. James H Yao Cyclic Fatigue of Three Types of Rotary Nickel-Titanium Files in a Dynamic Model, *Journal of Ondodontics* January 2006 pages 55-57
75. Satish B. Alapati, William A. Brantley, Masahiro Iijima. William A.T. Clark D Phil, LibOR Kovarik, Caesar Buie, Jie Liu, William Ben Johnson. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *J Endod* 2009;35:1589-1593).

76. Satish B Alapati, William A. Brantley, John M. Nusstein, Glenn S Daehn, Timothy A. Svec, John M Powers, William M. Johnston, Wenhua Guo. Vickers Hardness Investigation of Work-Hardening in Used NiTi Rotary Instruments.
77. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, Inc., 1995. p. 112.
78. Short JA, Morgan LA. Baumgarther Jc (1997). A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. J Endod 23:503-7.
79. Alapati SB, Draughn R, Brantley WA, Clark WAT, Iijima M, Liu J, Johnson WB. TMDSC investigation of transformations in NiTi wires for endodontic instruments. J Dent Res 2008;87 (AADR Abstracts): Abstract No 594.
80. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical propertie of a new and imporved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol OrL Radiol Endod. 2008;105:798-800.
81. Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, editors. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects Stuttgart: Thieme, 2001. p. 77-103.
82. Ya Shen Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments Basic Research Tecnology November 2011.
83. ASTM International Centre for Diffraction Data, Newtown Square, PA
84. James H Yao Cyclic Fatigue of Three Types of Rotary Nickel-Titanium Files in a Dynamic Model, Journal of Endodontics January 2006 pages 55-57
85. Cohen S, Burns RC Pathways of the Pulp 8th ed. St Louis Mosby, 2002 p. 178-89

11. ANEXOS.

11.1 Invitación al Coasesor



Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología
CUEPI

Dependencia
Nº de Of.

ASUNTO:

Morelia Michoacán a 1 de Junio del 2011

Dr. Carlos Alberto Leon Patiño
Director del Instituto de Investigaciones Metalúrgicas
U.M.S.N.H.
Presente.

Por este conducto y de la manera atenta extendemos a usted la presente invitación para participar como Co-Asesor del proyecto de investigación titulado: "Caracterización Metalográfica de Instrumentos Níquel-Titanio para Aplicaciones Endodónticas" por el Dr. Marco Antonio Hernández Gordillo alumno de la Especialidad en Endodoncia en la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología.

Sin más por el momento y agradeciéndole de antemano la atención que se sirva prestar a la presente reciba un cordial saludo, quedando en espera de su atenta respuesta.

Atentamente



Dra. María de la Luz Vargas Pureckio
Jefa de la División de Estudios de Posgrado de la
Facultad de Odontología



11.1 Respuesta del Coasesor.

Dr. Carlos Alberto León Patiño
DIRECTOR
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES METALURGICAS
Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
Ed. "U", Ciudad Universitaria, Morelia, Michoacán, MEXICO
Tel: +52 (443) 3168255
Celular: +52 (443) 3223550 ext.3532; Fax: ext. 4010
E-mail: caleon@umich.mx



INSTITUTO DE INVESTIGACIONES
METALURGICAS

Of. Núm. IIM/027/2011

Morelia, Michoacán, 27 de Junio de 2011

Dra. Luz María Vargas Pureko
Jefa de la División de Estudios de Posgrado
Facultad de Odontología
Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
Presente.

Respetable Doctora,

A través de la presente hago de su conocimiento mi aceptación para participar como Co-asesor del proyecto de tesis de la especialidad en Endodancia titulado *Micrografía de instrumentos rotatorios NiTi; K3, protaper, twisted file por microscopia electrónica de barrido*, trabajo realizado por el C.D. Marco Antonio Hernández Gordillo.

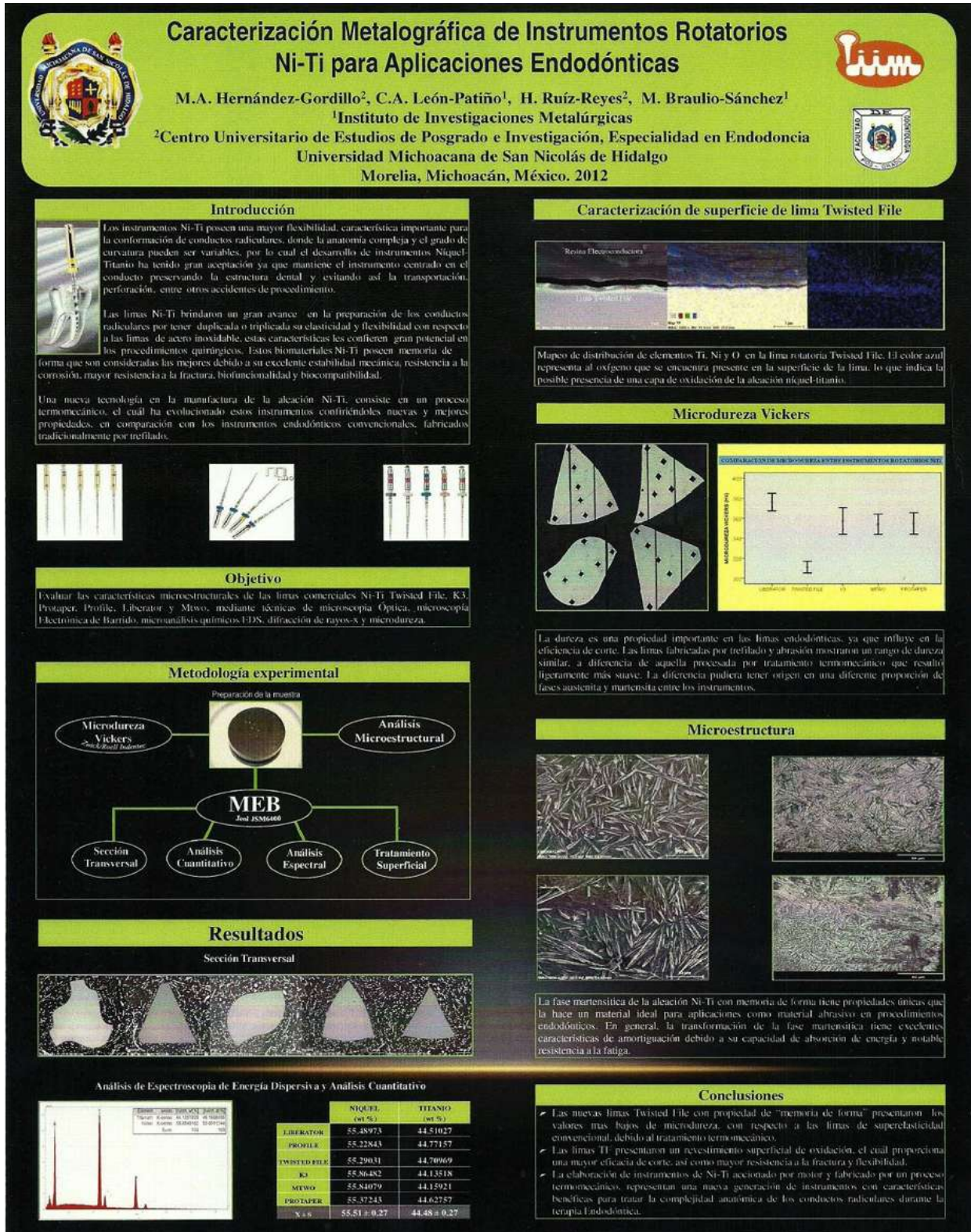
Agradezco a Usted la atención prestada a la presente.

Sinceramente,

Dr. Carlos Alberto León Patiño
Director
Instituto de Investigaciones Metalúrgicas



11.2 Cartel presentado en el 9o Foro de Ingeniería e Investigación en Materiales” de la U.M.S.N.H. y Reconocimiento.





LA UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO
Y EL INSTITUTO DE INVESTIGACIONES METALÚRGICAS



OTORGAN LA PRESENTE
CONSTANCIA A:

C.A. León-Patiño, M.A. Hernández-Gordillo, H. Ruiz-Reyes,
M. Braulio-Sánchez

POR SU PRESENTACIÓN:

CARACTERIZACIÓN METALOGRAFICA DE INSTRUMENTOS
ROTATORIOS NI-Ti PARA APLICACIONES ENDODÓNTICAS

En el marco de las actividades científicas del

9º Foro de Ingeniería e Investigación en Materiales

Dr. Luis Manuel Villaseñor Cendejas
COORDINADOR DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

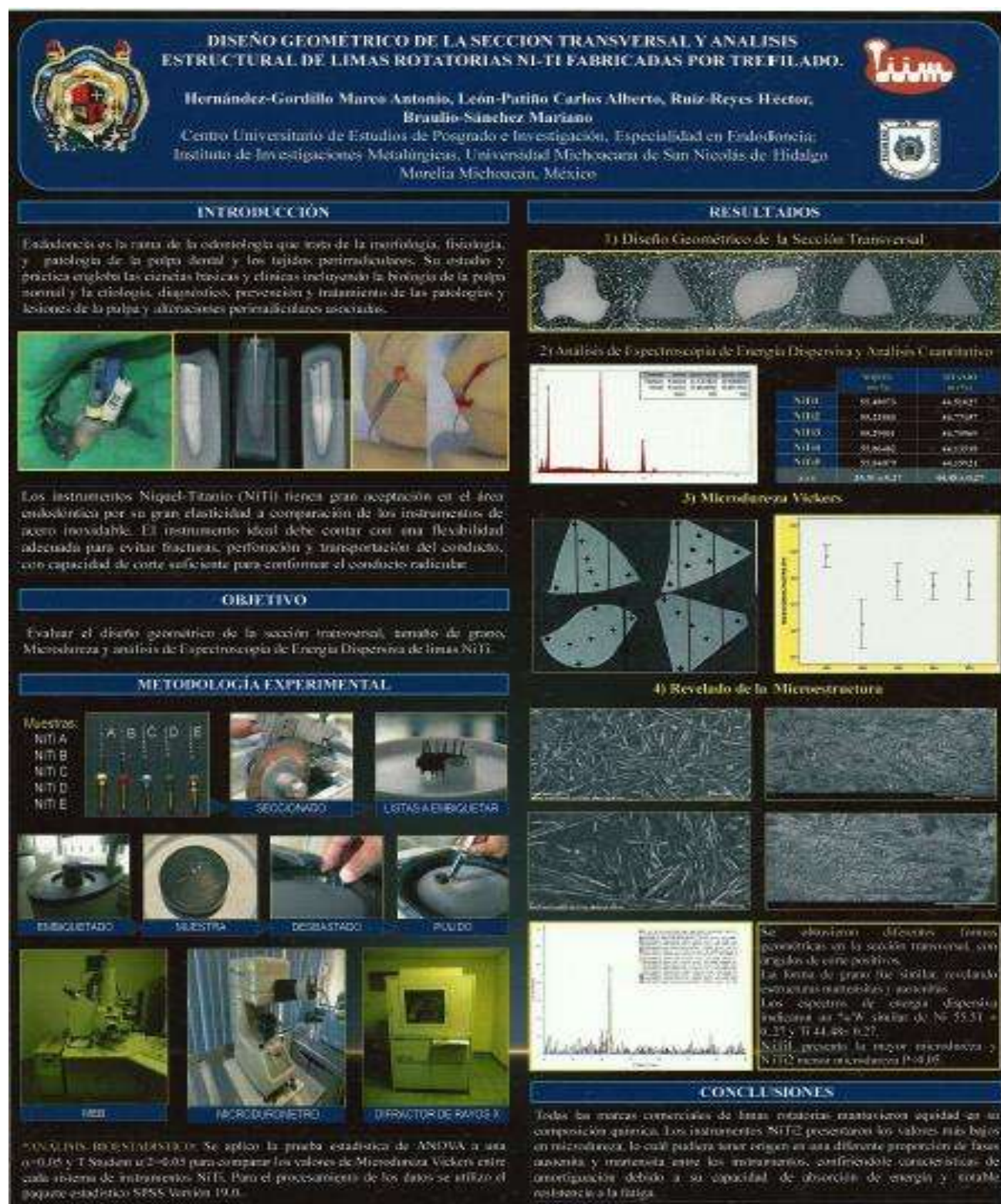
Dr. Carlos Alberto León Patiño
DIRECTOR DEL IIM.

Dr. Egercio Becerra
REPRESENTANTE DE CAC-INGENIERÍA Y
TECNOLOGÍA DE METALES, CERÁMICOS Y ALEACIONES

Morelia, Mich., México, Diciembre 5-7, 2012



12.3 Cartel presentado en el “XV Congreso Internacional Avances en Medicina” del Hospital Civil de Guadalajara Jal., y Reconocimiento





XV

CONGRESO INTERNACIONAL
AVANCES EN MEDICINA
HOSPITAL CIVIL DE GUADALAJARA

Voluntad, responsabilidad y acciones en salud



Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Ciencias de la Salud, Hospital Civil de Guadalajara

OTORGAN LA PRESENTE

CONSTANCIA

A. Hernández Gordillo Marco Antonio, León Patiño Carlos Alberto, Ruiz Reyes Héctor, Braulio Sánchez Mariano

Por haber participado en el XII Concurso de Trabajos Libres en Cartel, con el tema:
DISEÑO GEOMÉTRICO DE LA SECCION TRANSVERSAL Y ANALISIS ESTRUCTURAL DE LIMAS ROTATORIAS NI-TI FABRICADAS POR TREFILADO.
En la categoría: Investigación Básica

XV Congreso Internacional Avances en Medicina Hospital Civil de Guadalajara 2013
Voluntad, responsabilidad y acciones en salud

Valor Curricular: 21 horas
Celebrado en Expo Guadalajara del 21 al 23 de Febrero de 2013
Guadalajara, Jal. México



Dr. Rigoberto Navarro Ibarra
Director
Antiguo Hospital Civil de Guadalajara "Tray Antonio Alcalde"



Dr. Héctor Raúl Pérez Gómez
Rector
Centro Universitario de Ciencias de la Salud



Dr. Benjamín Cálvez Cálvez
Director
Hospital Civil de Guadalajara "Dr. Juan I. Menchaca"



Dr. Jaime Agustín González Álvarez
Director General
O.D.B. Hospital Civil de Guadalajara



Dr. Benjamín Becerra Rodríguez
Presidente Ejecutivo
XV Congreso Internacional Avances en Medicina

12.4 RECONOCIMIENTO POR EL 3ER LUGAR EN EL:

“PREMIO NACIONAL DE ENDODONCIA 2013” Los Cabos B.C.

Otorga el presente
Reconocimiento a:

MARCO ANTONIO HERNANDEZ GORDILLO

POR HABER OBTENIDO EL TERCER LUGAR EN EL

“PREMIO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN EN ENDODONCIA”

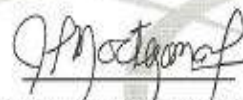
Del 5 al 8 de junio del 2013
Los Cabos, Baja California. México



Dr. Marcos Ramirez Rodriguez
Secretario



Dr. José A. Hernández Mejía
Presidente



Dr. Juan L. Moctezuma y Coronado
Tesorero



Los Cabos
XLII CONGRESO DE
ENDODONCIA 2013



12.5 Reconocimiento a la ponencia en la: "XXIV Reunión Nacional de Estudiantes de Posgrado de Endodoncia en la Universidad Quetzalcóatl, en Irapuato Gto.

