

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ENDODONCIA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA
FRACTURA POR FATIGA DE LOS SISTEMAS FKG RACE Y MTWO**

Trabajo especial presentado ante la
ilustre Universidad Central de Venezuela
por la Odontólogo Emma Vanessa
Villamizar Dueñas para optar al título de
Especialista en Endodoncia

Caracas, octubre 2011

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ENDODONCIA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA
FRACTURA POR FATIGA DE LOS SISTEMAS FKG RACE Y MTWO**

Autor: Od. Emma Vanessa Villamizar Dueñas

Tutor: Prof. Crisanto Villalobos

Caracas, octubre 2011

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador

(Coordinador) Nombre y Apellido

C.I:

FIRMA

Nombre y Apellido

C.I:

FIRMA

Nombre y Apellido

C.I:

FIRMA

Observaciones: _____

Caracas, octubre 2011

DEDICATORIA

*A mis padres, por haberme dado todo el apoyo
que he necesitado para siempre alcanzar mis*

metas y haberme enseñado que los grandes esfuerzos son los que generan valiosas recompensas.

A mi grandiosa y valiosa her, por ser más que mi hermana una amiga que siempre me ofrece su apoyo incondicional en todos los momentos.

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor, el profesor Crisanto Villalobos, por haber sido pilar fundamental en la realización de este estudio, sin su apoyo y su paciencia para ampliar mis conocimientos en el comportamiento físico de los materiales no hubiera sido posible para mí, realizar esta investigación y obtener la satisfacción de ahondar en un tema tan diferente a lo cotidianamente estudiado a lo largo de mi carrera.

Al profesor Miguel Angel Aznar, Especialista en Endodoncia y Coordinador del Postgrado, por su gran apoyo, sus apropiados consejos y motivación durante la realización del postgrado, por nunca esperar menos de nosotros.

A la profesora Maytté Marcano Caldera, Especialista en Endodoncia y Madrina de nuestra promoción, por siempre exigirnos el máximo, por estimularnos a ser mejores profesionales cada día y por apoyarnos incondicionalmente a pesar de la distancia.

A todos los profesores del Postgrado, que colaboraron bien sea con material informativo, o con conocimiento impartido y quienes con su ayuda y apoyo me alentaron a alcanzar esta valiosa meta.

A mi compañera de tesis, la Odontólogo Valeria Cavaliere por haberme acompañado de forma tan excepcional en la realización de este trabajo, porque sin su apoyo, colaboración y esfuerzo esta investigación no hubiera dado los mismos frutos, y el camino recorrido no hubiera sido tan ameno.

A mis demás compañeras de postgrado, las Odontólogas Alessandra Baasch, Blanca Figueroa, Elsa Florenzano y Karina Hernández por haber sido mis grandiosas compañeras durante este gran camino, por enseñarme a ser mejor persona, por apoyarme en todo momento de forma incondicional, y por haber hecho de estos 2 años una experiencia maravillosa.

Al Ingeniero Claudio Rocco, por su valioso apoyo, paciencia y preocupación respecto a los datos estadísticos de esta investigación.

A la Fundación Sigma por haber contribuido económicamente para la realización de este estudio.

LISTA DE CONTENIDOS

	<u>Página</u>
VEREDICTO APROBATORIO.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE CONTENIDOS.....	vii
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE TABLAS.....	xvi
RESUMEN.....	xvii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
1. Justificación.....	4
2. Objetivo General.....	6
3: Objetivos Específicos.....	6
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	8
1. Propiedades del NiTi.....	8
2. Introducción del NiTi a la Endodoncia.....	12
2.1 Características De Los Instrumentos De NiTi.....	16
2.1.1 Sección Transversal.....	16
2.1.2 Conicidad.....	16
2.1.3 Superficie radial o apoyo radial.....	17
2.1.4 Paso o estría.....	18
2.1.5 Superficie de corte.....	19
2.1.6 Ángulo de corte.....	20

2.1.7 Ángulo helicoidal.....	21
2.1.8 Diseño de la punta.....	22
2.1.9 Núcleo.....	23
3. Fractura del Instrumental Rotatorio de NiTi	25
3.1 Tipos de Fractura del Instrumental de NiTi	25
3.1.1 Falla por Sobrecarga (Fractura por Torsión)	25
3.1.2 Fractura por Fatiga.....	28
3.1.2.1 Factores que Condicionan a la Fractura por Fatiga.....	31
3.1.2.1.1 Radio y ángulo de la curvatura del conducto.....	31
3.1.2.1.2 Conicidad y diámetro del instrumento.....	34
3.1.2.1.3 Velocidad de rotación.....	36
3.2 Patrones de Fractura mediante Microscopía Electrónica de Barrido..	37
3.2.1 Tipos de Fractura.....	38
3.2.1.1 Fractura Frágil.....	39
3.2.1.2 Fractura Dúctil.....	39
4. Dispositivos para Evaluar la Fatiga del Instrumental Rotatorio de Níquel-Titanio.....	45
5. Sistemas Rotatorios de NiTi.....	54
5.1 Sistema rotatorio Mtwo (VDW Munich, Alemania)	54
5.1.1 Características de Diseño.....	54
5.1.1.1 Sección Transversal.....	54
5.1.1.2 Ángulo helicoidal.....	55
5.1.1.3 Punta inactiva.....	56

5.1.2 Tipos de Instrumentos.....	57
5.1.3 Técnica de instrumentación.....	60
5.2 El sistema rotatorio RaCe (FKG Dentaire Suiza).....	61
5.2.1 Características de las limas FKG RaCe.....	61
5.2.1.1 Parte activa de la lima.....	61
5.2.1.2 Sección transversal.....	62
5.2.1.3 Tope con Pétalos de Seguridad.....	62
5.2.2 Tipos de instrumentos.....	63
5.2.3. Técnica de instrumentación.....	65
5.2.4 Acabado de superficie: Electropulido.....	66
2.2.5 Estudios Previos de Fatiga.....	69
III. MATERIALES Y MÉTODOS.....	71
IV. RESULTADOS.....	84
1. Análisis Cuantitativo.....	84
2. Análisis Fractográfico.....	88
V. DISCUSIÓN.....	95
1. Limitaciones.....	107
VI. CONCLUSIONES.....	111
VII. RECOMENDACIONES.....	112
VIII. REFERENCIAS.....	113

LISTA DE FIGURAS

	<u>Página</u>
Figura 1. Transformación Martensítica Austenita- Martensita. Tomado de: Thompson , 2000.....	10
Figura 2. Sección transversal de la parte activa de diferentes instrumentos rotatorios. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C . 2009.....	16
Figura 3. Gráfica que representa la conicidad de la lima. Tomado de McSpadden, 2006.....	17
Figura. 4. Superficie radial de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C. 2009.....	17
Figura. 5. Superficies radiales con y sin descanso. Tomado de McSpadden, JT , 2006.....	18
Figura. 6 Estría de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C . 2009.....	19
Figura 7. Vista lateral de la lima donde se aprecia el ángulo helicoidal, la superficie de corte, la estría, la superficie radial y el descanso. Tomado de: McSpadden, John T. 2006.....	19
Figura 8. Superficie de corte de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C. 2009.....	20
Figura 9. Vista lateral de la lima que muestra el ángulo helicoidal, la superficie de corte y la estría. Tomado de: McSpadden, John T ⁷ 2006.....	20
Figura 10. Ángulo de corte de la lima. Tomado de Mc Spadden, John T ,2009.....	21
Figura 11. Diagrama que representa un ángulo de corte negativo y	

positivo. Tomado de Mc Spadden, John T ,2009.....	21
Figura 12. Punta activa (izquierda) e inactiva (derecha) de diferentes limas Mtwo. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F, 2006.	22
Figura 13. La circunferencia limita el núcleo de la lima. Tomado de Mc Spadden, John T,2009.....	23
Figura 14. Método de Pruett para calcular el ángulo y radio de la curvatura. Tomado de Pruet JP, Clement DJ, Carnes DL. 1997.....	32
Figura 15. Imágenes obtenidas por medio de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de una lima Twisted file. (a)El área derecha inferior (B) muestra patrones típicos de fractura frágil, y un patrón con ruptura dúctil se observa en el otro plano de la fractura (A). (b) Vista con alta magnificación del área A muestra múltiples hoyuelos y microporos. Tomado de So-Ram OH, y cols 2010.....	41
Fig.16 (Izquierda) Superficie de fractura de una lima S1 la cual muestra falla por sobrecarga del material, note la presencia de abrasiones circulares y la ausencia de estriaciones de fatiga en una vista con mayor magnificación (derecha). Tomado de Cheung y cols, 2005.....	43
Fig 17. (D) Lima fracturada en el test de fatiga; (E) área con estriaciones radiales. (F) área caracterizada por la presencia de hoyuelos. Tomado de Galvao F, Da Cunha J, Pimienta M. 2008.....	44
Fig. 18. Grupo de estriaciones de fatiga en la superficie de fractura de un instrumento (flechas). Tomado de : Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW 2005.....	44
Figura 19. Estudio de Fatiga cíclica en tubos doblados. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. 2009.....	47

Figura 20. Dispositivo para evaluar Fatiga utilizado por Li y cols. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. 2009.....	48
Figura 21. Método de Schneider para calcular el ángulo de curvatura. Tomado de Pruet JP, Clement DJ, Carnes DL. 1997....	48
Figura 22. Dispositivo para evaluar la fatiga utilizado por Cheung y cols. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G 2009.....	67
Figura 23. Dispositivo para evaluar la fatiga por medio de un cilindro convexo. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. 2009.....	51
Figura 24. Dispositivo para la Fatiga creado por Lasern y cols. 2009. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G, 2009.....	52
Figura 25. (a) Diferentes trayectorias de una lima debido a la diferencia en la geometría del conducto artificial. (b) Dispositivo utilizado por Plotino y cols en 2006. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G.2009.....	53
Figura 26. Sección transversal de la lima Mtwo. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. 2006.....	55
Figura 27. Vista lateral de la lima Mtwo donde se muestra el ángulo helicoidal. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. 2006.....	56
Figura 28. El ángulo helicoidal y el espacio entre las estrías de las limas Mtwo aumenta hacia corona. Punta inactiva Tomado de: Fagundo C, Contreras Z, De Ribot J.....	56
Figura 29. Punta del instrumento Mtwo. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. ⁹⁹ 2006.....	57
Fig 30. Serie de instrumentos Mtwo. De izquierda a derecha: ISO #10/0.04, #15/0.05, #20/0.06, #25/0.06 (serie básica) y #30/0.05:	

#35/0.04; #40/0.04, #25/0.07 (limas accesorias). Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F 2006.....	58
Fig 31. Limas Mtwo Apicales. De arriba abajo: Mtwo A1 #35/0.4; Mtwo A2 #40.04 y Mtwo A3 #45/0.40. Tomado de: Anton SL.....	59
Figura 32. Punta activa de la lima Mtwo R. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F.2006.....	59
Figura 33. Vista lateral de la parte activa de la lima RaCe que muestra las porciones enroscadas y no enroscadas. Tomado de: McSpadden, John, 2006.....	61
Figura 34. Sección transversal triangular de la lima RaCe. Tomado de: McSpadden, John, 2006.....	62
Figura 35. Lima RaCe con el "Safety Memo Disc". Tomado de Royal Dent SL.....	63
Figura 36. Sistema RaCe. Limas Pre-RaCe. Tomado de Odontozag.....	64
Fig. 37. Diferentes Juegos del Sistema RaCe. A la izquierda se observa el kit de Easy RaCe, y a las derecha el juego de Xtrem RaCe. Tomado de Confident Sales India PVT LTD.....	65
Figura 38. Superficie de una lima RaCe con electropulido y sin electropulido. Tomado de: Tripi T, Bonaccorso A, Condorelli G 2006.....	68
Figura 39. Diseño general del dispositivo para evaluar la fatiga.....	71
Figura 40. Diseño 3D del dispositivo para evaluar la fatiga.....	71
Figura 41. Diseño del dispositivo para evaluar la fatiga. Vista anterior y vista superior.....	72
Figura 42. Diseño de los conductos artificiales. Componente horizontal.....	73

Figura 43. Vista anterior del dispositivo para evaluar la fatiga.....	74
Figura 44 Dispositivo para evaluar la fatiga vista posterior con la pieza de mano posicionada.....	75
Figura 45. Vista superior del componente horizontal ensamblado...	76
Figura 46. Componente horizontal sin ensamblar. Bloque de acero, Lámina de vidrio templado y conectores.....	76
Figura 47. Componente horizontal. bloque con conductos simulados.....	77
Figura 48. Componente Horizontal. Bloque con conductos simulados. Ángulos de curvatura de derecha a izquierda 90°, 60°, 45° y 30°.....	77
Figura 49. Ángulo y radio de curvatura descrito por la lima Mtwo en los diferentes conductos simulados.....	78
Figura 50. Ángulo y radio de curvatura descrito en la curvatura de 90 ° por la lima (A) Mtwo y (B) RaCe.....	78
Figura 51. Dispositivo con la lima en posición para ser evaluada.....	80
Figura 52. Grafica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en un grado de curvatura de 90°.....	85
Figura 53. Gráfica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en una curvatura de 60°.....	86
Figura 54. Gráfica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en una curvatura de 45°.....	86
Figura 55. Gráfica comparativa del sistema Mtwo en los diferentes ángulos de curvatura	87

Figura 56. Gráfica comparativa del sistema RaCe en los diferentes ángulos de curvatura	87
Figura 57. Gráfico de Tendencia de la Expectativa de Vida de Mtwo y RaCe en función del ángulo de curvatura.....	88
Figura 58. Imágenes obtenidas por medio de SEM de una lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 90°. Se demarcó dentro del círculo continuo la zona de propagación de la grieta y dentro del círculo punteado la zona de falla por sobrecarga. (A) Imagen a alta magnificación de la zona de propagación de la grieta. (B) Imagen a alta magnificación de la zona de falla por sobrecarga....	89
Figura 59. Imágenes obtenidas por medio de SEM de una lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 45°. Se demarco dentro del círculo amarillo la zona de propagación de la grieta y dentro del círculo rojo la zona de falla por sobrecarga. (A) Imagen a alta magnificación de la zona de propagación de la grieta. (B) Imagen a alta magnificación de la zona de falla por sobrecarga.....	90
Figura 60. Resumen del estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema Mtwo.....	91
Figura 61. Imágenes obtenidas por medio de SEM de limas RaCe (A) Imagen obtenida de una lima sometida al ángulo de curvatura de 90°. (B) Imagen obtenida de una lima sometida al ángulo de curvatura de 45° (C) Nótese el aplastamiento de la superficie que supone el punto de enucleación de la grieta. (D)(E) Imagen en alta magnificación de la zona de fractura por sobrecarga.....	93
Fig. 62. Resumen del estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema RaCe.....	94

LISTA DE TABLAS

	<u>Página</u>
Tabla I. Grupos de Estudio.....	79
Tabla II. Hoja de registro de datos en Excel.....	82
Tabla III. Promedio de los Ciclos de rotación de RaCe y Mtwo en los diferentes grados de curvatura.....	84
Tabla IV. Descripción de los Datos Estadísticos (t -student).....	84
Tabla V. Promedio de las porciones fracturadas de RaCe y Mtwo en los diferentes ángulos de curvatura.....	84

RESUMEN

La fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi es uno de los accidentes más frecuentes que puede ocurrir durante la instrumentación de los conductos radiculares y afectar el pronóstico del tratamiento. En el presente estudio se evaluó la resistencia a la fractura por fatiga de las limas RaCe y Mtwo en 3 ángulos de curvatura diferentes (45°, 60° y 90°). Para ello se diseñó un dispositivo que consta de un bloque de acero templado con conductos artificiales y un motor que simula el movimiento de picoteo, con una amplitud de 3mm. Se utilizaron un total de 24 limas de ISO 25/0.06mm/mm; 12 limas de cada sistema, 4 limas por cada ángulo de curvatura a evaluar. Se obtuvieron los ciclos rotatorios para la fractura de cada lima en cada ángulo de curvatura, evidenciándose que a medida que se incrementa el ángulo de curvatura disminuye la expectativa de vida de ambos sistemas evaluados. El sistema Mtwo presenta una mejor tendencia de expectativa de vida a todos los niveles de esfuerzo comparado con el sistema RaCe. Las superficies fracturadas de las limas se observaron bajo microscopía electrónica de barrido hallándose el patrón típico de fractura dúctil causado por fatiga.

I. INTRODUCCIÓN

La fractura de las limas es un factor indeseado que afecta negativamente el tratamiento de conducto, ya que impide la correcta limpieza y conformación del sistema de conductos, incidiendo de forma determinante en el éxito del tratamiento.

Actualmente, una de las principales causas de fractura de las limas rotatorias de NiTi es la fatiga ^(1,2). La fatiga se fundamenta en un cambio estructural progresivo, localizado y permanente que ocurre en un material que está sometido a cargas con ciertos patrones de repetición, que puede tener como valor máximo un intervalo menor que el esfuerzo de fluencia del material, que va originando la formación de grietas, que a su vez dan paso a la fractura total, en el caso que sea sometido a un número determinado de ciclos que excedan su límite de vida a la fatiga, y dichas condiciones de esfuerzos dependen de las características del material y su utilización ⁽³⁾.

La fabricación de instrumental endodóntico con la aleación de NiTi aportó un importante desarrollo en las técnicas de limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares. Su alta flexibilidad asociada a su superelasticidad permite la utilización de esta aleación para la fabricación de instrumental rotatorio manejado por motores para la preparación de conductos curvos. La principal ventaja de esta técnica es un aumento de la

eficacia en la ejecución del tratamiento endodóntico. Sin embargo, a pesar de las ventajas de esta nueva técnica, el instrumental de NiTi puede presentar fallas por fatiga cuando se utiliza en conductos curvos debido a los esfuerzos de naturaleza cíclica, a los cuales está sujeto cuando flexa en la región de máxima curvatura del conducto ⁽¹⁾.

En un estudio realizado por Parashos y cols. en el 2004, se evaluaron un total de 7.159 instrumentos rotatorios descartados por 14 endodoncistas y se encontró una incidencia de fractura del 5% ⁽¹⁾. Otro estudio realizado por Alapati y cols reflejó una tasa similar del 5,1% en 822 instrumentos rotatorios evaluados ⁽⁴⁾.

Strindberg realizó un estudio en el que evaluó la influencia de los instrumentos fracturados y retenidos dentro del conducto radicular sobre el pronóstico del tratamiento de conducto, reportando una disminución del porcentaje de éxito en 19%. El concluye que en los casos donde había infección apical a la porción del instrumento retenido, el tratamiento de conducto por sí solo no erradicó la infección o eliminó su potencial consecuencia ⁽⁵⁾.

En el estudio de Toronto hubo una disminución de 15% en el éxito del tratamiento, si el diente presentaba lesión periapical preexistente y se

producía alguna complicación durante la realización del tratamiento endodóntico, como la fractura de un instrumento ⁽⁶⁾.

Grossman, reportó que el pronóstico de éxito se reduce considerablemente sólo en casos de instrumentos fracturados en lesiones periapicales preoperatorias concomitantes. La tasa de cicatrización reportada para esos casos fue de 47% en comparación con un 89% para los casos que no presentaban instrumentos fracturados retenidos ⁽⁷⁾.

Las fallas por fatiga suelen ocurrir inesperadamente, sin ningún signo previo de deformación permanente; la inspección visual no es un método adecuado para la evaluación de la vida útil de estos instrumentos. De hecho, no hay protocolos comprobados que establezcan los estándares mínimos en cuanto a la resistencia a la fatiga, los cuales pudieran guiar a los endodoncistas en su uso en la práctica clínica. ⁽⁸⁾

El fenómeno de fatiga ha sido ampliamente estudiado por las razones expuestas y queda de parte del clínico el estudio de este fenómeno para determinar la vida útil de una lima bajo condiciones determinadas.

1. Justificación

La fractura es uno de los accidentes más frecuentes que pueden ocurrir en la instrumentación con sistemas rotatorios NiTi que afectan el pronóstico del tratamiento.

La fractura por fatiga ha sido reportada como la causa principal de fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi ^(1,2). Diferentes factores influyen en la resistencia a la fractura por fatiga de un instrumento rotatorio como son el ángulo y radio de curvatura del conducto radicular, diámetro del instrumento, conicidad, velocidad de rotación y tiempo que permanece el instrumento en su punto de máxima flexión. ^(9,10) Sin embargo, la habilidad y experiencia del operador, la toma de decisiones en cuanto al tipo de instrumento a utilizar y el número de usos que se le va a dar al mismo es uno de los factores más importantes que contribuyen a minimizar la incidencia de fractura. ⁽¹⁾

A nivel mundial existe una gran diversidad de sistemas rotatorios, cuyas características de diseño van a influir positiva o negativamente sobre la resistencia a la fatiga de dicha herramienta.

Se han realizado una gran variedad de estudios con la finalidad de establecer cual sistema rotatorio presenta mejor resistencia a la fatiga. Sin embargo, al analizarlos, hasta el momento se encuentran resultados

contradictorios y poco sistemáticos que garanticen la reproducibilidad y confiabilidad de los resultados.

Es importante conocer el comportamiento de los sistemas rotatorios en cuanto a la resistencia a la fatiga, ya que este factor ayuda a elegir el mejor sistema para cada caso y permite evitar cualquier complicación que interfiera en la adecuada limpieza y conformación del conducto radicular.

El conocer cual sistema se comporta mejor nos ayudará a evitar fracturas del instrumento y se podrá aportar información entre los odontólogos acerca de cuáles son los sistemas más adecuados para la instrumentación de conductos radiulares curvos. En consecuencia, serán beneficiados los odontólogos ya que se evitarán complicaciones que alarguen el tiempo operatorio y los pacientes ya que se les brindará un tratamiento con mayor probabilidad de éxito.

Por último se espera poder agregar información básica que permita en investigaciones futuras generar modelos para evaluar el tiempo de vida útil de las limas rotatorias de NiTi.

Por ello se propone realizar un estudio comparativo de la resistencia a la fractura por fatiga de los sistemas Mtwo y RaCe, los cuales son ampliamente utilizados en Venezuela.

Tomando en cuenta lo expuesto anteriormente, se plantean las siguientes interrogantes:

- ¿Cuál será la resistencia a la fractura por fatiga de cada sistema evaluado?
- ¿Habrá diferencias en el comportamiento de las limas ya que todas poseen el mismo diámetro y conicidad?
- ¿Habrá diferencias en el comportamiento de las limas ya que todas poseen diferentes características de diseño?
- ¿Cuál será el sistema rotatorio que tenga mayor resistencia a la fractura por fatiga?
- ¿Se corresponderá la topografía de la superficie fracturada con el patrón de falla visto por fractografía en ensayos de fatiga?

2. Objetivo General

Analizar cual sistema de instrumental rotatorio evaluado presenta mayor resistencia a la fractura por fatiga.

3. Objetivos Específicos

- Evaluar la resistencia a la fatiga en el sistema rotatorio Mtwo a diferentes grados de curvaturas (30°, 45°, 60°, 90°).
- Evaluar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica en el sistema rotatorio RaCe a diferentes grados de curvaturas (30°, 45°, 60°, 90°).

- Comparar la resistencia a la fractura por fatiga en los distintos sistemas rotatorios a diferentes grados de curvaturas (30°, 45°, 60°, 90°).
- Evaluar la topografía de la superficie de fractura y así correlacionar el mecanismo de falla con los aspectos geométricos intrínsecos de cada lima.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

La aleación de níquel titanio (NiTi) se desarrolló en 1962 por Buehler y cols., en el “Naval Ordnance Laboratory”, a éste nuevo material lo denominaron Nitinol, derivado del “Níquel Titanio Naval Ordnance Laboratory”. El descubrimiento de Buehler abrió una gran puerta en la investigación en cuanto a la búsqueda de nuevas aleaciones con capacidad de memoria de forma así como también al estudio de su comportamiento mecánico y sus posibles aplicaciones ⁽¹¹⁾.

1. Propiedades del NiTi

Las aleaciones de NiTi son ampliamente utilizadas debido a dos propiedades especiales, la superelasticidad y el efecto memoria. La superelasticidad del NiTi permite deformaciones de hasta 8% que son totalmente recuperables, en comparación con el 1% de otras aleaciones, como el acero inoxidable. A pesar de que otras aleaciones como cobre-zinc, cobre-aluminio, oro-cadmio y níquel-niobio tienen propiedades superelásticas, el níquel-titanio es el material más biocompatible y tiene una excelente resistencia a la corrosión. Sus propiedades mecánicas y su comportamiento varían de acuerdo a la composición química, las características de producción y el tratamiento termomecánico aplicado durante su fabricación ⁽¹¹⁾.

La superelasticidad es una propiedad del NiTi que hace que esta aleación sea especial. Se produce cuando se aplica una carga que puede producir grandes deformaciones en el material pero este, una vez removida la carga, volverá a su estado original ^(11,12).

El efecto de memoria de forma es la capacidad de recuperar grandes deformaciones no lineales por medio de calentamiento moderado, incluso cuando el material ya experimentó deformación aparentemente permanente. En otras palabras deformaciones que en los materiales y aleaciones “convencionales” se producirían por desplazamiento en su régimen plástico, es decir, serían permanentes, en las aleaciones con memoria de forma puede anularse aumentando unos pocos grados la temperatura del material ^(11,12).

Las aleaciones NiTi pueden ser “programadas”, mediante la selección de la composición química y por tratamientos termomecánicos apropiados, para que la recuperación de forma se realice al retirar la carga, sin necesidad de calentamiento. Este efecto permite recuperar instantáneamente grandes deformaciones no lineales, proporcionándole al material la superelasticidad que es un caso particular del efecto de memoria de forma. Mientras que este efecto comprende, los procesos térmico y mecánico, en la superelasticidad la fuerza motriz de la transformación es mecánica ^(11,13).

Los efectos de memoria de forma y superelasticidad son debidos a un cambio de fase llamado transformación martensítica, que puede inducirse mediante la aplicación de cargas o por reducción de temperatura ^(11,12,13).

La transformación martensítica es un cambio entre una estructura cristalina de alta simetría, llamada austenita o fase matriz, y una fase de baja simetría denominada martensita. Durante esta transformación los átomos se mueven cooperativamente mediante un mecanismo de cizallamiento, sin alterar la composición química de la matriz y se reacondicionan en una nueva estructura cristalina más estable ⁽¹¹⁾, como se puede observar en la Figura 1. La austenita es estable a altas temperaturas y bajos valores de deformación y la martensita es estable a bajas temperaturas y altos valores de deformación. La transformación de fase entre austenita y martensita es la clave para explicar el efecto de memoria de forma y la superelasticidad ^(11,12).

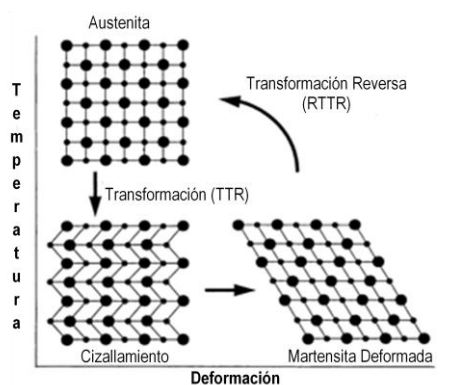


Fig. 1. Transformación Martensítica Austenita- Martensita. Tomado de: Thompson ¹¹, 2000.

Cuando un material que experimenta transformación martensítica se enfría por debajo de cierta temperatura, la transformación se inicia mediante un mecanismo de cizallamiento. Hay regiones martensíticas que teniendo la misma estructura cristalina difieren en la distribución espacial de los cristales, estas regiones se denominan variantes de la martensita. Como ésta tiene simetría baja, muchas variantes pueden formarse a partir de la misma fase matriz. Cuando el material en estado martensítico se calienta, la martensita se vuelve inestable y se produce la transformación inversa, es decir, la martensita vuelve a su estado matriz. Debido a la baja simetría de la martensita, la vuelta a la fase de alta temperatura se produce por el camino inverso de la transformación martensítica y la fase matriz se forma en su orientación original ⁽¹³⁾.

Es posible cambiar la composición de la aleación NiTi para cambiar las características de memoria de forma y superelasticidad, estas diferencias de las aleaciones radicarán en las concentraciones de níquel y el intervalo de temperatura de transformación martensítica. La aleación de NiTi usada en Endodoncia contiene aproximadamente 56% de níquel y 44% de titanio, resultando en una combinación equiatómica de sus principales componentes ⁽¹¹⁾.

Cuando la transformación martensítica se produce en el enfriamiento se inicia en una temperatura más alta que la temperatura final. Si se interrumpe

el enfriamiento entre las dos temperaturas la transformación se detiene. Esta es una característica que diferencia la transformación martensítica de los demás cambios de fase en estado sólido: ella es anisotérmica, es decir, no se produce cuando la temperatura se mantiene constante. Otra característica importante de la transformación martensítica es su elevada velocidad, del orden de la velocidad del sonido no material. Durante el calentamiento se produce la transformación inversa de la fase martensítica a la fase matriz, generalmente denominada austenita, por analogía con la fase de alta temperatura de los aceros. La transformación inversa tiene las mismas características de la transformación martensítica ⁽¹³⁾.

2. Introducción del NiTi a la Endodoncia

La introducción del NiTi en los instrumentos rotatorios endodónticos fue prevista por primera vez por Civjan, Huget, y DeSimon en 1975. Cuando consideraron que la aleación 60-Nitinol podría ser útil para la fabricación de instrumental manual o rotatorio para odontología operatoria, periodoncia, cirugía y para endodoncia ⁽⁹⁰⁾. En 1988 Walia y cols., establecieron la posibilidad de producir limas endodónticas de Nitinol. Por medio de pruebas mecánicas, los autores observaron que éstos tenían de dos a tres veces más flexibilidad que los fabricados en acero inoxidable, como también una resistencia mayor a la fractura por torsión, atribuidas al bajo módulo de elasticidad de la aleación ⁽¹⁵⁾.

La flexibilidad de la aleación proporcionó también la ventaja de la fabricación de instrumentos rotatorios capaces de ejecutar rotaciones de 360° en los conductos curvos que posibilitan una preparación rápida y eficiente. La instrumentación así realizada crea condiciones favorables: limpieza y modelado efectivo en función de una buena capacidad de corte y penetración más profunda de la jeringa de irrigación en el conducto radicular que permita el flujo fácil y adecuado de sustancias químicas auxiliares. Además de estas funciones, también se produce una mejor compactación de la gutapercha de forma densa durante la obturación del sistema de conductos radiculares ⁽¹³⁾.

Los instrumentos NiTi producen menos transportación del conducto que las limas manuales de acero inoxidable ya que permanecen más centrados dentro del mismo. Además, permanecen dentro del régimen superelástico en situaciones que causarían deformación permanente en los instrumentos de acero inoxidable ^(16,17).

En el caso de los instrumentos endodónticos, la transformación martensítica se produce en función de la deformación impuesta por la curvatura en el interior del conducto radicular. Los instrumentos rotatorios NiTi se presentan completamente austeníticos a temperatura ambiente. Estos instrumentos tienen comportamiento superelástico durante su uso clínico, donde la imposición de deformación inducida por la curvatura

radicular resulta en ciclos de transformación martensítica e inversa, debido al movimiento rotatorio. En la remoción final del esfuerzo, que se produce por la retirada del instrumento del interior del conducto radicular, ocurre la consiguiente transformación inversa hacia la estructura austenítica original. La martensita es capaz de absorber hasta un 8% de deformación recuperable. En presencia de mínima deformación adicional ocurre una deformación elástica de la martensita autoacondicionada. Cualquier deformación adicional a ésta, resulta en deformación plástica y posterior fractura ^(8,12).

La transformación martensítica inducida por el esfuerzo que se genera ocasiona un cambio volumétrico asociado con la transformación de la fase austenita a la fase martensita, la tasa de incremento en el esfuerzo se debe a la deformación progresiva aún cuando la deformación se añade debido a la transformación martensítica. Esto da como resultado la superelasticidad, un movimiento similar a la deformación por deslizamiento; y la recuperación elástica cuando la carga disminuye o cesa sin que ocurra deformación permanente. La recuperación elástica “Springback” se define como la carga por el cambio en la deflexión a la forma anterior con un retorno a la fase austenita, siempre que la temperatura este dentro de un rango específico ⁽¹⁸⁾.

La confección de los instrumentos NiTi convencional se realiza tomando la aleación de NITI, colándola al vacío, se conforma en caliente por laminación

y trefilado y finalmente es recocida para obtener el diámetro final, el cual sucesivamente será tallado para obtener la configuración espiral del instrumento ⁽¹¹⁾. El maquinado de los instrumentos resulta generalmente en superficies con elevada concentración de defectos como grietas, relieves, rayas del maquinado y bordes cortantes, que pueden perjudicar la eficacia del corte, facilitar la corrosión del instrumento y la formación de microfisuras que aumentan el riesgo de fractura del instrumento ^(17,19,20).

Actualmente diferentes casas comerciales están utilizando nuevos mecanismos para modificar el comportamiento de la aleación de NiTi y mejorar el funcionamiento de las limas rotatorias. Entre estos mecanismos tenemos el tratamiento con calor durante el proceso de elaboración, que aumenta la fase de transformación y así la superelasticidad del instrumento. Otro mecanismo más revolucionario ha permitido transformar la aleación de NiTi de fase austenita a una fase R a través de un proceso térmico, lo que permite que la fabricación de estos instrumentos sea por medio del entorchamiento en vez del tallado que se ha utilizado de forma convencional, una vez que se obtienen la forma deseada del instrumento se vuelve a someter a procesos térmicos que permiten que la aleación final se encuentre en fase austenita ⁽²¹⁾.

2.1 Características De Los Instrumentos De NiTi

Las características de diseño estructurales y mecánicas tendrán gran influencia en el funcionamiento de las limas rotatorias. Entre estas características tenemos:

2.1.1 Sección Transversal

Es la figura geométrica característica de cada sistema rotatorio que se observa al cortar un instrumento perpendicularmente al eje longitudinal del mismo. ^(13,22) (Figura 2)

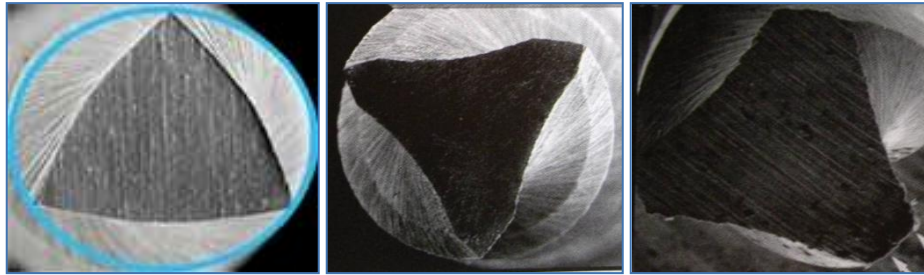


Figura 2. Sección transversal de la parte activa de diferentes instrumentos rotatorios. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C ¹³. 2009.

2.1.2 Conicidad

La conicidad se conoce como el aumento de diámetro de la lima por cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hacia el mango de la lima. Por ejemplo una lima tipo K estandarizada, en el inicio de la parte activa tienen una conicidad de 0.02, es decir, 0.02mm/mm que se refiere a que por cada milímetro que se avanza en la lima el aumento de diámetro es

de 0.02mm. (Fig 3). En la instrumentación con limas rotatorias se disponen de conicidades de 0.02, 0.04, 0.06, 0.08 y 0.10 entre varias. ^(13,22)

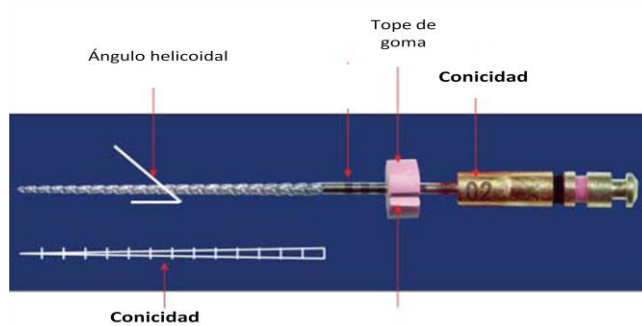


Figura 3. Gráfica que representa la conicidad de la lima. Tomado de McSpadden,²² 2006

2.1.3 Superficie radial o apoyo radial

Es la zona de la lima que se proyecta axialmente desde el centro hasta la superficie de corte y se encuentra entre las estrías. La superficie radial disminuye el efecto de enroscado de la lima, evita desviaciones del conducto, reduce la propagación de las microgrietas en su circunferencia, proporciona un soporte a la superficie de corte y limita la profundidad del corte.^(13,22) (Fig 4)



Fig. 4. Superficie radial de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y García, C ¹³. 2009.

La posición de la superficie radial en relación con la superficie de corte y la profundidad determina la efectividad de la misma. Cuanto más ancha y mayor sea la superficie radial es mayor la fuerza de abrasión y por lo tanto se requiere de mayor fuerza para que el instrumento gire dentro del conducto radicular. Para reducir la resistencia friccional o la abrasión, algunas zonas de la superficie radial que rotan contra el conducto pueden ser reducidas para formar un “descanso”. ^(13,22) (Fig 5)

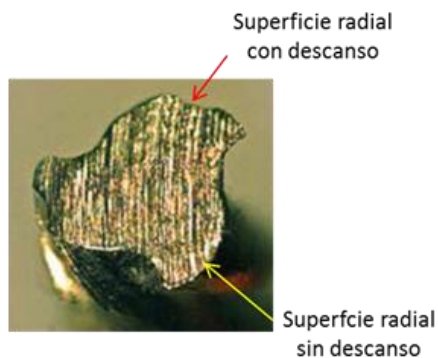


Fig. 5. Superficies radiales con y sin descanso. Tomado de McSpadden, JT ²², 2006

2.1.4 Paso o estría

El paso o estría son los surcos que se encuentran en la superficie de trabajo, entre las superficies cortantes de la lima y se encarga de recolectar el tejido blando y los restos dentinarios que se remueven de las paredes del conducto. (Fig. 6 y Fig. 7) La efectividad de la estría va a depender de su profundidad, ancho y configuración. Dependiendo del instrumento puede ser constante o variable, el paso variable disminuirá la tendencia de la lima a enroscarse dentro del conducto radicular. ^(13,22)



Fig. 6 Estría de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C ¹³. 2009.

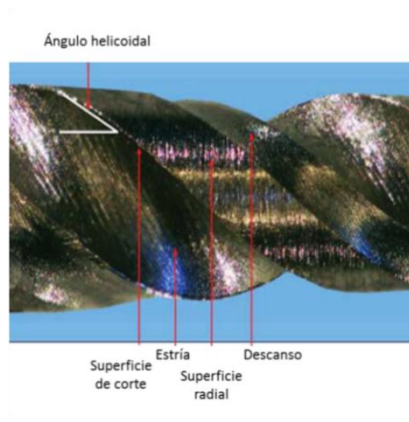


Fig 7. Vista lateral de la lima donde se aprecia el ángulo helicoidal, la superficie de corte, la estría, la superficie radial y el descanso. Tomado de: McSpadden, John ²² 2006.

2.1.5 Superficie de corte

Representa la intersección entre el surco y la superficie radial, también es definido como el borde más externo de la estría. (Fig. 8 y Fig 9). Ésta forma y desvía los restos dentinarios de la pared del conducto, también corta y engancha el tejido blando. Su efectividad depende del ángulo de incidencia y del filo. ^(13,22)

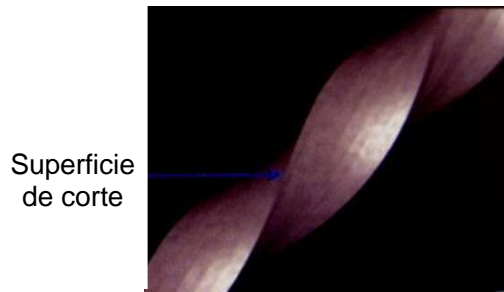


Fig 8. Superficie de corte de la lima. Tomado de De Toledo, R., Azevedo, M y Garcia, C ¹³. 2009.

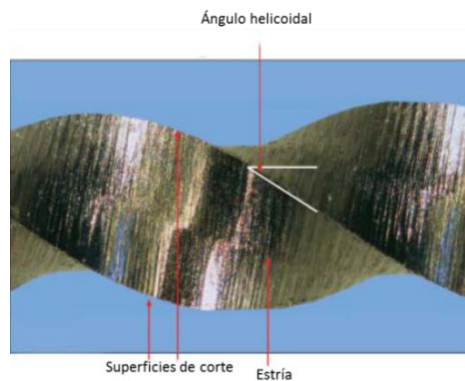


Fig 9. Vista lateral de la lima que muestra el ángulo helicoidal, la superficie de corte y la estría. Tomado de: McSpadden, John T. ²² 2006.

2.1.6 Ángulo de corte

El ángulo de corte, visto en una sección transversal, es aquel que se forma entre la superficie de corte y la pared del conducto. (Fig 10). El ángulo de corte determina la eficiencia del corte del instrumento. Un ángulo de corte positivo es aquel ángulo que sobrepasa los 90° (ángulo obtuso), es más eficiente ya que hay un mayor enganche a la superficie dentinaria y un mejor corte. Un ángulo neutro es aquel que se encuentra a 90° y un ángulo de corte negativo es aquel que es menor que 90° (ángulo agudo), es menos eficiente ya que su función principalmente es raspar. ^(13,22) (Fig 11)

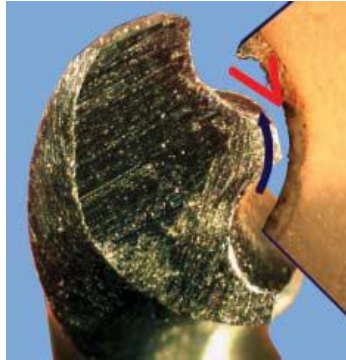


Fig 10. Ángulo de corte de la lima. Tomado de Mc Spadden, John T²²,2009.

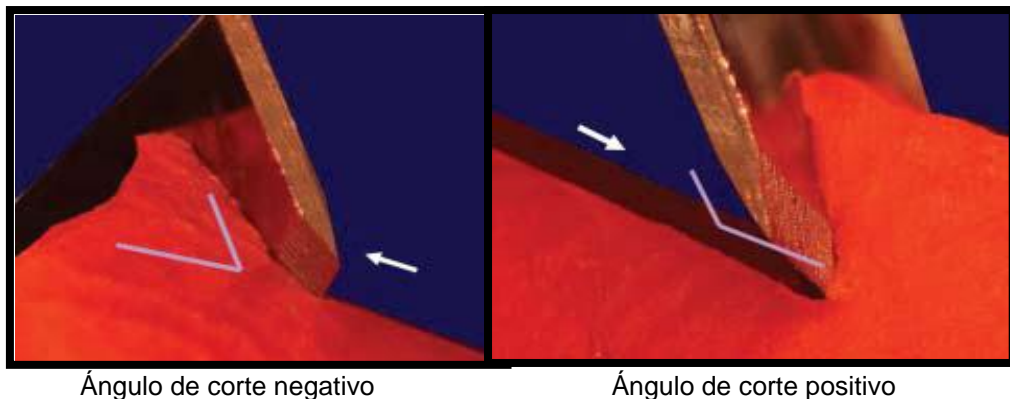


Fig 11. Diagrama que representa un ángulo de corte negativo y positivo. Tomado de Mc Spadden, John T²²,2009.

2.1.7 Ángulo helicoidal

Es el ángulo que se forma entre la superficie cortante y el eje longitudinal del instrumento y se encarga de remover los restos dentinarios que se acumulan en la estría (Fig 9). Cuanto mayor es este ángulo, mayor número de estrías hay por unidad de área, aumentando la flexibilidad del instrumento, el número de áreas o puntos de contactos, la eficacia de corte y la probabilidad de la fractura. Por el contrario cuando el ángulo helicoidal es

menor, hay pocas estrías, disminuyendo la flexibilidad, los puntos de contacto y la eficacia de corte. (13,22)

2.1.8 Diseño de la punta

Es el extremo más delgado de la porción activa, se clasifican en activa e inactiva y dependen de la profundidad del final de la superficie cortante y de la estría, con relación al término efectivo del instrumento (Fig 12). Hoy en día, las limas rotatorias poseen puntas inactivas, de manera de evitar desviaciones del conducto y perforaciones. La rigidez, la flexibilidad y la capacidad para permanecer a lo largo del eje mayor del conducto radicular dependen de la actividad o inactividad de la punta y de su proximidad con la superficie radial. Esta característica hace que la punta del instrumento sea más o menos efectiva y le posibilitan mantenerse dentro de conducto sin desviarse. (13,22)

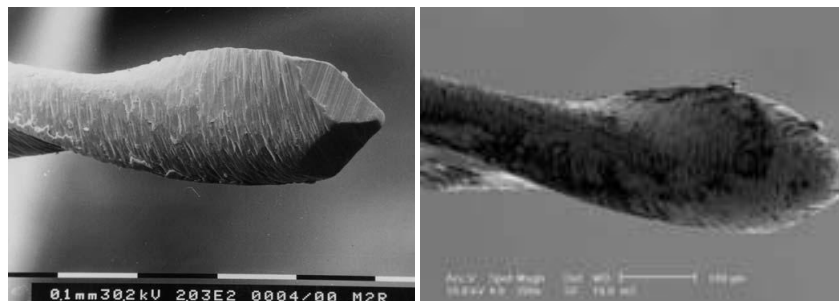


Fig 12. Punta activa (izquierda) e inactiva (derecha) de diferentes limas Mtwo. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F²³, 2006.

2.1.9 Núcleo

El núcleo es la parte cilíndrica del centro de la lima, su circunferencia esta bordeada y limitada por la profundidad de las estrías. La flexibilidad y resistencia a la torsión está parcialmente determinada por el diámetro del núcleo que puede variar a lo largo de la lima. ^(13,22) (Fig 13)

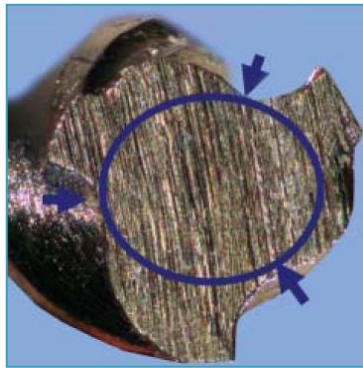


Fig 13. La circunferencia limita el núcleo de la lima. *Tomado de Mc Spadden, John T²²,2009.*

3. Fractura del Instrumental Rotatorio de NiTi

A pesar de la elevada resistencia y flexibilidad, se puede producir la fractura en los instrumentos de NiTi, especialmente después del uso prolongado. Desafortunadamente muchas de estas fracturas ocurren sin signos visibles de deformación permanente. En términos básicos, la dureza de una lima se debe a las fuerzas cohesivas entre los átomos. Si las fuerzas que tienden a deformar la lima se incrementan, la fuerza para separar los átomos también se incrementa y la atracción entre ellas disminuye. La fractura ocurre cuando la carga excede o supera la fuerza de atracción de los átomos ⁽²²⁾.

En una gran escala, los átomos del metal están dispuestos en patrones que denotan su estructura cristalina o en granos. La fractura de la lima puede ocurrir por 2 razones: 1. Una causa mecánica por sobrecarga, donde se aplica un esfuerzo cortante que produce un movimiento de torsión que ocasiona que el material se deforme plásticamente por el deslizamiento de los planos de mayor compactación en las correspondientes direcciones. Como consecuencia directa de un esfuerzo cortante finalmente la fractura ocurrirá cuando el material agote su capacidad de deformarse bajo el mecanismo anteriormente descrito. 2. Otra fractura puede ocurrir por un sistema alternante de carga o esfuerzo que acumula un daño causando microgrietas que se acumulan en el material y su posterior propagación de acuerdo a los postulados de la mecánica de fractura lineal elástica como por ejemplo: el modelo propuesto por Paris y Erdogan. Una vez que estas grietas durante su propagación han consumido sustancialmente el área de la sección transversal del material, ya este sólido no será capaz de soportar la solicitud mecánica y en consecuencia fallará por sobrecarga, fenómeno que comúnmente es denominado fatiga y para el caso particular de las limas rotatorias éstas comúnmente se ven sometidas a una primera aproximación a los denominados ciclos de inversión completa. ⁽²²⁾

3.1 Tipos de Fractura del Instrumental Rotatorio de NiTi

3.1.1 Falla por Sobrecarga (Fractura por Torsión)

La falla por sobrecarga ocurre cuando la punta o alguna parte del instrumento se atasca en el conducto, pero el resto de la lima que se encuentra en la pieza de mano, sigue rotando. Incluso cuando distintas porciones de la lima rotan a velocidades angulares diferentes como consecuencia de heterogeneidades en las condiciones friccionales a lo largo del conducto. El esfuerzo torsional de una lima es causado principalmente por la fuerza de corte; por las fuerzas de enroscamiento debido a que las hojillas en espiral se enganchan en las paredes del conducto sin remover los restos dentinarios que se forman; por las fuerzas de abrasión de las superficies no cortantes de las limas contra las paredes del conducto, y por la acción que ejercen los restos dentinarios en las paredes del conducto cuando éstos se acumulan en las estrías de la lima. Para mejorar el comportamiento de la lima se deben diseñar características que conduzcan a disminuir estas fuerzas. Una lima con un diámetro mayor puede resistir mejor las fuerzas torsionales que una con un menor diámetro ^(22,24).

Para medir la fuerza torsional de los instrumentos, se utiliza un torquímetro como se describe en la especificación número 28 de la Asociación Dental Americana (ADA). Con este método la fractura de un instrumento como resultado de la carga torsional es expresado como el máximo torque y la distorsión angular en el momento de la fractura ⁽²⁴⁾.

La carga torsional se produce cada vez que la rotación continua del instrumento de NiTi encuentra resistencia. La carga es mayor cuando la dentina es dura o cuando el diámetro del conducto es pequeño. A pesar de que este es el principio por lo cual la dentina es removida, en casos extremos, cuando la resistencia es muy alta, puede fracturarse. Además, las repetidas cargas y descargas torsionales aplicadas a los instrumentos en el uso clínico pueden producir fatiga por torsión ⁽²⁵⁾. Aún en conductos curvos, las limas rotatorias trabajan cortando y removiendo tejidos y detritos, experimentando fuerzas friccionales que se dirigen en dirección opuesta al movimiento de torsión. De esta manera, el esfuerzo torsional generado puede conducir a una deformación plástica visible de la geometría del instrumento. Esta deformación plástica, contribuye al uso seguro del instrumento, ya que el daño al material puede ser detectado antes de que el instrumento se fracture ⁽²⁶⁾.

Las limas con diámetros pequeños son más propensas a la fractura con la aplicación de torsión. Sin embargo, cuando una lima de menor diámetro se atasca en el conducto, generalmente se puede detectar y prevenir la fractura si esa parte del instrumento fue la única que se atascó en el conducto. Cuando la diferencia entre el diámetro más pequeño y el diámetro más grande es mínima, el incremento en el torque es generalmente el resultado del incremento de la presión aplicada. Si el torque y la presión requerida para rotar la porción de la lima con mayor diámetro exceden el torque requerido

para romper la porción con el diámetro más pequeño, la lima es particularmente vulnerable cuando se atasca el diámetro más grande ya que el esfuerzo de la porción más pequeña no puede ser detectado ⁽²²⁾.

Aunque se produzca el ensanchamiento del conducto en un diámetro más grande que la punta del instrumento, la punta de la lima se puede presionar inadvertidamente y atascarse en aberraciones del conducto como por ejemplo: anastomosis, bifurcaciones o conductos laterales mientras se aplica la fuerza para ensanchar el conducto ^(22,27).

Como se ha comentado anteriormente, las propiedades de los instrumentos NiTi durante la torsión se relacionan con su diseño, la composición química de la aleación, y el proceso termomecánico aplicado durante la fabricación ⁽²⁸⁾. En particular, el diseño de la sección transversal parece tener gran influencia en el comportamiento en torsión y la distribución del esfuerzo en los instrumentos rotatorios NiTi ^(29,30,31).

La capacidad de la lima para resistir a la fractura por torsión depende del diámetro de la lima, la masa de la sección transversal y el diseño. Las limas que tienen el mismo diseño transversal y diámetro pueden tener diferente masa o núcleo en su sección transversal al tener diferentes estrías o surcos. En tal caso, una lima que tenga mayor masa en su sección transversal es capaz de soportar una mayor carga. Un diseño que incluya ángulos filosos

será más susceptible a la fractura por torsión que los diseños que incorporan más curvaturas graduales. Los cambios abruptos en la continuidad de las líneas rectas en el diseño pueden resultar en puntos de concentración de esfuerzos o áreas de debilidad cuando la carga es aplicada. Generalmente la lima con estrías profundas y mayor número de espirales tendrán una mayor flexibilidad, pero menor resistencia a la fractura por torsión, de acuerdo a McSpadden 2006 ⁽²²⁾.

Turpin y colaboradores calcularon el área en la sección transversal de triple hélice de las limas Hero y la triple U de las limas Profile y compararon el esfuerzo por torsión de éstos 2 instrumentos de diámetros iguales. Se encontró que la sección transversal de triple hélice era aproximadamente 30% más grande que la sección en forma de triple U. Debido a la mayor masa de la lima de triple hélice, se encontró que éste instrumento era menos flexible que el instrumento en forma de triple U y por lo tanto posee mayor resistencia a la torsión. Estos resultados concuerdan con posteriores experimentos realizados por Schäfer, Dzepina y Danesh ⁽³²⁾.

3.1.2 Fractura por Fatiga

Según la “American Society for Testing of Materials” designación ASTM E 1823, la fatiga es el proceso de cambio estructural, permanente, localizado y progresivo que ocurre en un material sometido a condiciones que producen estrés fluctuante y tensión en algún punto o puntos y que puede culminar en

grietas o fractura completa después de un número suficiente de fluctuaciones
(33).

La fatiga es el resultado de cualquier esfuerzo repetitivo que ocurre predominantemente durante la flexión, mientras la lima rota en un conducto curvo y esta cercanamente relacionada con el inverso del cuadrado del diámetro de la lima. Una lima puede soportar un mayor esfuerzo durante una sola rotación que después de numerosas rotaciones. La fatiga del metal puede comenzar en minutos por defectos que haya sobre la superficie de la lima o en puntos de concentración de estrés en el diseño que resultan en la formación de grietas. Para propagar una grieta se requiere menos esfuerzo que para formarla, por ello la fractura por fatiga es insidiosa e inadvertida. Las fracturas por fatiga se pueden complicar en presencia de discontinuidades geométricas, porosidades, inclusiones y sobrecalentamiento durante la fabricación (22).

En la parte interior de un conducto curvo la lima se comprime, en el exterior de la curvatura, la lima se somete a tensión. En una rotación continua de la lima en una curvatura, cada superficie de la lima se somete a tensión y compresión mientras que se empiezan a producir defectos en la lima y se fatiga. (34).

Es bien conocido que en la fatiga el efecto en el tamaño del espécimen, expone una relación inversa. A medida que tenemos un mayor tamaño, existe mayor tendencia a la presencia de defectos los cuales se constituyen en sitios potenciales de nucleación de grietas de fatiga, experimentándose así una reducción importante en el número de ciclos asociados al evento de nucleación de la grieta y por ende en el número de ciclos totales ⁽³³⁾.

Generalmente mientras más grande es el esfuerzo de tensión y el esfuerzo de compresión, es mayor el esfuerzo total del instrumento, lo que se conoce como amplitud de esfuerzo o esfuerzo alternante. Mientras más pequeño sea el diámetro de una lima, ésta puede rotar por más tiempo en un conducto sin que se fracture por fatiga. La resistencia de una lima a la fatiga tiene una cercana relación inversa con el cuadrado del radio de la lima. De esta manera, una lima de 0,20mm de diámetro puede resistir aproximadamente un 50% más de fatiga que una lima de diámetro 0,25mm, aún cuando la diferencia de diámetro es de 0,5mm. La conicidad también juega un papel importante en la resistencia a la fatiga, hay un mayor esfuerzo en una lima con mayor conicidad. El odontólogo debe considerar el número de rotaciones, el diámetro, conicidad y diseño de la lima, además del grado de curvatura para así poder evitar la fatiga ⁽²²⁾.

3.1.2.1 Factores que Condicionan a la fractura por fatiga

3.1.2.1.1 Radio y ángulo de la curvatura del conducto

Los factores radio y ángulo de curvatura son independientes el uno del otro, de tal manera que dos conductos con el mismo ángulo pueden tener diferente radio de curvatura. El ángulo de curvatura es definido como el número de grados en el arco de un círculo entre el comienzo y el final de una curvatura ⁽⁹⁾. El radio de curvatura, para conductos con el mismo ángulo, describe que tan abrupta es la desviación del conducto en relación a la línea recta; mientras más pequeño sea el radio de curvatura, la desviación del conducto será más abrupta ⁽³⁵⁾.

Pruet y cols. establecieron el ángulo y el radio de una curvatura como los parámetros aceptados para definir las características de la misma. Para determinar estos parámetros, cómo se puede observar en la Fig.14, una línea recta es dibujada a lo largo del eje largo de la porción coronal recta del conducto. Una segunda línea es dibujada a lo largo del eje largo de la porción apical recta del conducto. Existe un punto en cada una de estas limas en el cual el conducto se desvía para comenzar o terminar la curvatura del conducto. La porción curva del conducto está representada por un círculo con tangentes en estos dos puntos. El ángulo de curvatura es el número de grados en el arco del círculo entre estos dos puntos. El ángulo de curvatura también puede ser definido por el ángulo formado por las líneas perpendiculares dibujadas en los puntos de desviación que interceptan en el

centro del círculo. La longitud de estas líneas es el radio del círculo y define el radio de la curvatura del conducto en milímetros. Este parámetro representa que tan abrupto es un ángulo específico mientras el conducto se desvía de la línea recta. Mientras más pequeño sea el radio de curvatura, la desviación del conducto será más abrupta. ⁽¹⁰⁾

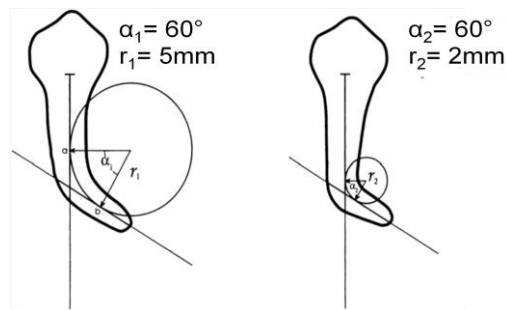


Fig.14 Método de Pruet para calcular el ángulo y radio de la curvatura. Tomado de Pruet JP, Clement DJ, Carnes DL.¹⁰ 1997

Pruett y colaboradores en 1997 evaluaron el efecto del ángulo y el radio de la curvatura del conducto en la resistencia a la fatiga en flexión rotativa ⁽¹⁰⁾. Se probaron instrumentos dentro del conducto con un radio de 2mm, 5mm y 10mm, los conductos con menor radio soportaban menor número de rotaciones. Los estudios en ángulos de curvatura de 30°, 45°, 60° y 90° demostraron que mientras más grande es el ángulo, la curva es más severa y hay menor expectativa de vida, lo cual sugiere condiciones más severas en el estado de esfuerzo que genera la fatiga en el material. Estudios posteriores de Haikel en 1999, Li en 2002 y Grande en 2006 han apoyado esta investigación ^(36,37,38). Ellos concluyeron que un incremento en el ángulo

y una disminución del radio de la curvatura disminuye significativamente el número de rotaciones que el instrumento puede soportar antes de que se fracture ^(10, 36, 37, 38). La geometría del conducto determina el comportamiento de la fatiga ^(35,39).

Zelada y cols. y Martins y cols. reportaron que durante la preparación de conductos radiculares en molares extraídos, todos los instrumentos fracturados ocurrieron en curvas severas con radios de curvatura mayores a 30° ^(40,41).

Troian y cols evaluaron la deformación y fractura de instrumentos rotatorios de NiTi, RaCe y K3, en conductos artificiales en los cuales de 6 instrumentos fracturados, 4 limas se fracturaron en conductos de 40° y 2 limas en conductos de 20°, concluyendo que en conductos artificiales, los radios de curvatura más pequeños tienen mayor tendencia a la fractura ⁽⁴²⁾.

Ruddle afirmó que la posición de la curvatura de un conducto es un factor que influye en la fractura del instrumento, cuando la curvatura está localizada en la porción coronal, el instrumento está sometido a un máximo estrés en el área en el cual su diámetro es mayor ⁽⁴³⁾. Bahía afirma que las curvaturas de los conductos, especialmente aquellas localizadas en el tercio apical, presentan una mayor dificultad ya que ellas no permiten mucha alteración del radio de curvatura a través del ensanchamiento de la porción coronal del

conducto. Por esta razón la gran influencia de curvaturas secundarias en molares mandibulares (30%) y el hecho de que se localicen a una distancia de 2,2mm del foramen, hacen que la instrumentación del conducto sea más difícil ⁽³⁵⁾.

En el 2007, Inan, Aydin y Tunca evaluaron la fatiga de instrumentos NiTi Protaper en conductos artificiales con un radio de curvatura de 5mm y 10mm, los resultados fueron consistentes con los estudios previos en donde el radio de 5mm tenía una mayor tendencia a la fractura resistiendo un menor número de ciclos que el grupo con el radio de 10mm ⁽⁴⁴⁾.

3.1.2.1.2 Conicidad y diámetro del instrumento

Los instrumentos con diámetros grandes resisten menos a la fatiga que los de diámetro pequeño en la instrumentación de conductos curvos ^(36,10). Estudios clínicos previos de fatiga realizados por Gambarini reportaron que los instrumentos con una menor conicidad eran significativamente más resistentes a la fatiga que aquellos con grandes conicidades. Al incrementar el diámetro en el punto de máxima flexión del conducto se disminuye el tiempo necesario para la fractura. De esta manera, el tiempo de fractura es inversamente proporcional al diámetro del instrumento ⁽⁴⁵⁾.

En este sentido, Fife y cols. revelaron una disminución progresiva en el número de rotaciones hasta la fractura entre los instrumentos Protaper S1,

F1, F2 y F3 ⁽⁴⁶⁾. El estudio de Ullmann y Peters acerca de instrumentos Protaper no usados mostraron que la resistencia a la fatiga disminuía cuando el diámetro aumentaba, en un rango entre 158 y 450 rotaciones ⁽⁴⁷⁾.

Shen y cols compararon los tipos de fractura que ocurrían con los instrumentos rotatorios NiTi de diferentes diseños geométricos. Ellos reportaron que un alto porcentaje (21%) de los instrumentos fracturados tenían una gran conicidad variable (ProTaper) y un bajo porcentaje (7%) tenían conicidad constante (K3). Los instrumentos de conicidad variable tendían a fracturarse, mientras que los de conicidad constante tendían a deformarse, estos instrumentos se consideraron que eran más seguros que aquellos que se fracturaban espontáneamente ⁽⁴⁸⁾.

Bahía y Lopes evaluaron limas rotatorias de NiTi Profile de ISO #20, #25 y #30 y conicidad 0.04 mm y 0.06mm. La resistencia a la fatiga de estos instrumentos, medidos por el número de ciclos hasta la fractura, mostró una tendencia a disminuir mientras que el tamaño y la conicidad del instrumento aumentaba. El análisis estadístico comparativo confirmó esta tendencia: las limas con el mismo tamaño y diferente conicidad mostraban un comportamiento estadísticamente diferente, excepto por las limas ISO #30/0.04mm e ISO #30/0.06mm; el mismo resultado se encontró entre los instrumentos con la misma conicidad y tamaño diferente, excepto entre ISO #20/0.04mm e ISO #25/0.04mm y entre ISO #20/0.06mm e ISO #25/0.06 mm

⁽³⁵⁾. A pesar de estas afirmaciones, Plotino y cols no encontraron diferencias significativas entre instrumentos Mtwo de diferentes tamaños. La falta de significancia estadística entre instrumentos de tamaño #25/.06, #30/.05 y #35/.04 se puede explicar por el hecho de que los instrumentos tenían el mismo diámetro en el punto de máxima curvatura debido al diámetro de la punta y conicidad.⁽⁴⁹⁾

3.1.2.1.3 Velocidad de rotación

Gabel y cols. en su estudio publicado en 1999, fueron los primeros en considerar que la velocidad podría influir en la incidencia de fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi. En este estudio se demostró que al incrementar la velocidad de rotación de 166.67 rpm a 333.33 rpm se incrementaba la incidencia de fractura hasta 4 veces ⁽⁵⁰⁾. Este resultado pareciera ser contradictorio con la teoría clásica de fatiga, en donde si la frecuencia del ensayo no es incrementada en varios órdenes de magnitud, esto en ambientes no agresivos no explica cambios en la expectativa de vida ⁽³³⁾.

Dietz y cols, con su estudio encontraron que al aumentar la velocidad de rotación se aumentaba la incidencia de fractura de las limas. En este caso, relacionaron este aumento de la fractura con el aumento del contacto entre la superficie de la lima y las paredes del conducto radicular. ⁽⁵¹⁾

Kitchens, Liewerhr y Moon, en el 2007, consideraron que más importante que la velocidad de rotación, era la cantidad de de rotaciones que podía realizar el instrumento antes de fracturarse, y si esta variaba al aumentar o disminuir la velocidad de rotación. Ellos demostraron que el número de rotaciones que realiza un instrumento hasta fracturarse permanece constante sin importar la velocidad de rotación del mismo. Sin embargo, es importante considerar que a mayor velocidad es menor el tiempo necesario para alcanzar el número de rotaciones donde se fracturará el instrumento. ⁽⁵²⁾

Sin embargo, Lopes y cols., en 2009, publicaron un estudio donde también consideraban los ciclos rotatorios de cada lima antes de fracturarse, en este caso ellos concluyeron que la velocidad si afectaba la cantidad de rotaciones que podía realizar la lima en flexión antes de fracturarse, de forma inversamente proporcional, considerando que esto se debía a que la temperatura incrementa proporcionalmente con la velocidad de rotación. Este incremento en la temperatura conlleva a un rápido incremento de la tensión, ocasionando una fractura por fatiga precoz. ⁽⁵³⁾

3.2 Patrones de Fractura mediante Microscopía Electrónica de Barrido

La fatiga de un metal es producto de repetidas aplicaciones de esfuerzo, conduciendo a cambios acumulativos e irreversibles dentro del metal. La evaluación de la superficie de fractura en las limas endodónticas con una gran magnificación es esencial para evaluar características que podrían

indicar el modo de fractura. Hay diversos estudios que han investigado por análisis fractográfico el modo de fractura de los instrumentos NiTi durante el uso clínico. ⁽⁵⁴⁾

Las heterogeneidades microestructurales (límites de grano, precipitados de segunda fase, zona de alta densidad de dislocaciones) controlan la capacidad del material a resistir la iniciación o propagación de una grieta. Por esta razón la fractografía se empezó a utilizar como una herramienta útil para el entendimiento de mecanismos de fractura en materiales complejos, ya que provee una relación de dichas heterogeneidades microestructurales con el evento de falla. Mediante la fractografía se puede analizar cualitativamente las condiciones bajo las cuales se generan y propagan las grietas, realizando un examen microscópico de las superficies de fractura, este estudio se lleva a cabo utilizando microscopía electrónica de barrido (MEB) aprovechando su gran profundidad de campo. (3)

3.2.1 Tipos de Fractura

Se debe tomar en cuenta la importancia de conocer los tipos de fractura ya que pueden revelar la causa de la falla. Por ejemplo, la fractura frágil y la fractura dúctil, desde el punto de vista del comportamiento de los materiales son reconocidas dependiendo de la cantidad de deformación plástica previa. ⁽³⁾

3.2.1.1 Fractura Frágil

Es la fractura que ocurre cuando la deformación de la mayor parte del cuerpo es elástica, el material no presenta capacidad para disipar energía deformándose plásticamente en la que la energía es utilizada creando nuevas superficies. Esta puede ocurrir en los metales de alta resistencia o en los de baja ductilidad y tenacidad, se observan con frecuencia cuando la falla es causada por impacto en lugar de una sobrecarga. La ductilidad se refiere a la capacidad del material a deformarse plásticamente antes de que se fracture ⁽²⁰⁾. En algunas fracturas de aspecto frágil, puede existir una intensa deformación plástica, solo que ésta se localiza en una región pequeña alrededor de la grieta y el resto del material permanece sin deformación plástica. La fractura frágil puede identificarse observando las características de la superficie de fractura ya que normalmente, es plana y perpendicular al esfuerzo aplicado en una prueba de tracción. Tradicionalmente, la mayor atención se le ha dado a la fractura frágil por sus características de ser súbita, catastrófica y de ocurrir a esfuerzos por debajo de los esfuerzos de diseño. Los aspectos morfológicos asociados a este tipo de falla son denominados comúnmente clivaje, observándose una superficie brillante y lisa. ⁽³⁾

3.2.1.2 Fractura dúctil

Es la fractura que ocurre después de una apreciable cantidad de deformación plástica del cuerpo, entendiendo que los esfuerzos en una

región relativamente grande de la pieza rebasaron el esfuerzo de fluencia o límite elástico. Esto puede ocurrir en forma transgranular (a través de los granos), en los metales que tienen ductilidad y tenacidad satisfactorias. Se caracteriza porque ocurre bajo una intensa deformación plástica y una relativamente baja velocidad de propagación de grieta. ⁽³⁾

En las fracturas en general que ocurren en los metales, la primera etapa es la nucleación de la grieta que se caracteriza por la iniciación de la grieta en la superficie del metal. En la segunda etapa, la concentración de esfuerzo en la base de la grieta resulta en su propagación, bien sea a través de los límites del grano (intergranular) o por el rompimiento de los cristales a través de planos cristalográficos (transgranular). La grieta se convierte entonces en un concentrador de esfuerzos. Entonces, localmente el esfuerzo efectivo producto de la carga nominal aplicada será mucho mayor y puede exceder la resistencia a la tracción en la punta de la grieta. Por último, la tercera etapa consta de la fractura por sobrecarga, que se desarrolla en el último ciclo de esfuerzo, cuando la cantidad de material de la sección restante, en la superficie de fractura del elemento es muy pequeño y no es capaz de soportar la carga aplicada hasta fallar de forma repentina. ⁽³⁾

Se han presentado características de fracturas frágil y dúctil en instrumentos rotatorios NiTi fracturados, como se observa en la figura 15. El crecimiento de la grieta de fatiga puede ser identificado como marcas de

estrías en la superficie de la fractura. La mayoría de los estudios que han evaluado microscópicamente las limas rotatorias NiTi han sugerido que la fatiga del metal conduce a una fractura dúctil. Sin embargo, hay evidencia reciente que sugiere que la fractura puede ocurrir después de un evento de sobrecarga única, basada en observaciones de la ausencia de la superficie de fractura de la característica de las estriaciones asociado con fractura por fatiga. ⁽²⁰⁾

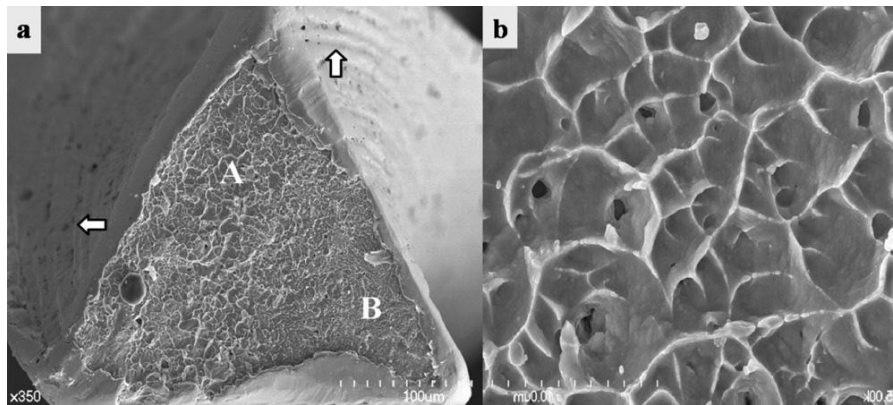


Fig 15. Imágenes obtenidas por medio de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de una lima Twisted file. (a) El área derecha inferior (B) muestra patrones típicos de fractura frágil, y un patrón con ruptura dúctil se observa en el otro plano de la fractura (A). (b) Vista con alta magnificación del área A muestra múltiples hoyuelos y microporos. *Tomado de So-Ram OH, y cols.⁵⁵ 2010.*

La fractura de los instrumentos NiTi se ha clasificado en aquellos que fallan por causa de una fatiga y aquellos que fallan por torsión, o la combinación de ambas. Clínicamente los instrumentos fatigados no muestran evidencia macroscópica de deformación plástica, pero los instrumentos que

se fracturan como resultado de una sobrecarga torsional demuestran deformación variable como enroscamiento, enderezamiento, etc. ^(56,20)

Galvao Barbosa y cols. realizaron un análisis fractográfico de las limas NiTi K3 sometida bajo diferentes modos de carga mecánica; fatiga; torsión; torsión después de aplicar fatiga incompleta y fatiga después de aplicar torsión incompleta. En el estudio, el análisis fractográfico realizado en las limas sometidas a torsión evidenciaban 2 áreas diferentes, una en el centro de la superficie y otra en la periferia. El centro se caracterizaba por la presencia de hoyuelos y el área de la periferia presentaba un aspecto aplanado sin hoyuelos. El mismo patrón fractográfico fue observado en las limas fracturadas en las pruebas de resistencia torsional después de la prueba incompleta de fatiga ⁽²⁰⁾. Estos resultados concuerdan con los realizados por Cheung y cols ^(54,58), como se observa en la figura 16. Wei y cols, y Shen y cols, quienes observaron un patrón de fractografía similar de limas NiTi fracturadas por torsión en el uso clínico ^(59,60). En concordancia con Cheung y cols y Shen y cols, la lima fracturada por torsión presenta marcas de abrasión, ausencia de estriaciones de fatiga y áreas con hoyuelos en la superficie de la fractura. Wei y cols también observaron marcas de abrasión en la fractografía de limas fracturadas por torsión. ⁽⁵⁹⁾

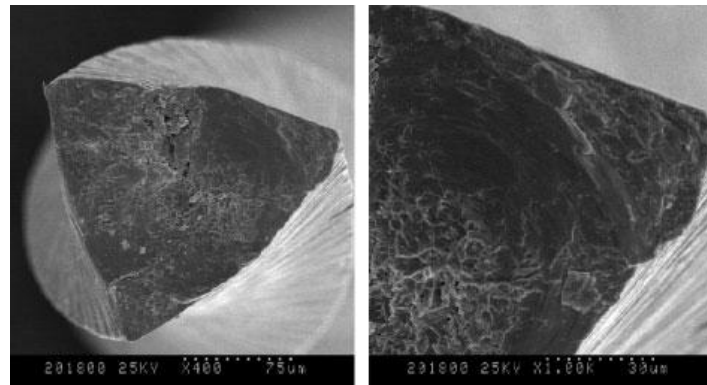


Fig.16 (Izquierda) Superficie de fractura de una lima S1 la cual muestra falla por sobrecarga del material, note la presencia de abrasiones circulares y la ausencia de estriaciones de fatiga en una vista con mayor magnificación (derecha). Tomado de Cheung y cols,⁵⁴ 2005.

De acuerdo a los resultados presentados por Galvao Barbosa la fractografía de las limas fracturadas en las pruebas de fatiga también presentaron 2 áreas diferentes. Un área presentaba estriaciones y marcas radiales vinculadas a un punto en el borde y las otras áreas se caracterizaban por la presencia de hoyuelos. (Fig 17) El mismo patrón fue observado en las limas fracturadas en las pruebas de fatiga con previa deformación angular bajo torsión⁽⁵⁷⁾. Estos resultados concuerdan con los de Tabalni, quien también observó un área con marcas radiales vinculadas a un punto en el borde y otras áreas con hoyuelos, vistas en fractografía de muestras tubulares de NiTi sometidas a fatiga⁽⁶¹⁾. Estos resultados también concuerdan con los de Cheung quienes observaron fractografías con aspecto similar en 4 tipos de limas endodónticas fracturadas durante pruebas de fatiga (Figura 18)^(62,63). Yao evaluó la resistencia a la fatiga en las limas NiTi,

Profile, K3 y Race, en la fractografía también presentaban patrones similares, excepto por la presencia de más de un área con estriaciones ⁽⁶⁴⁾.

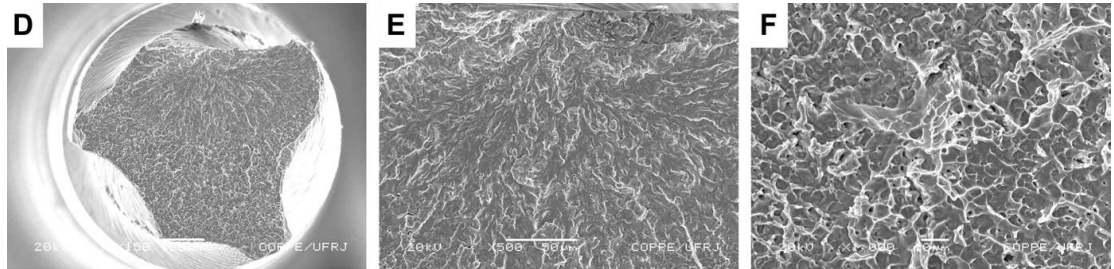


Fig 17. (D) Lima fracturada en el test de fatiga; (E) área con estriaciones radiales. (F) área caracterizada por la presencia de hoyuelos. Tomado de Galvao F, Da Cunha J, Pimienta M⁵⁷ 2008.

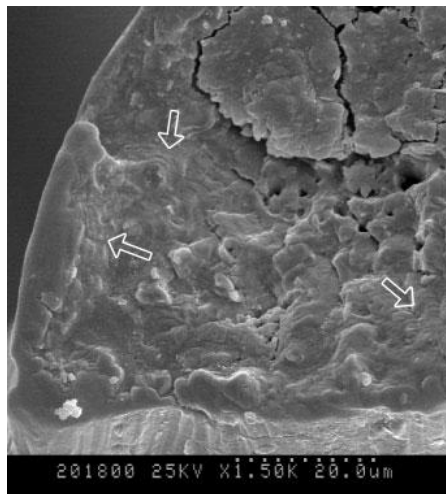


Fig. 18. Grupo de estriaciones de fatiga en la superficie de fractura de un instrumento (flechas). Tomado de : Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW.⁵⁴ 2005.

Sin embargo, Ray y cols evaluaron la resistencia a la fatiga de las limas K3 y Endosequence y ellos observaron los hoyuelos característicos en toda la superficie fracturada. La fractografía presentada por estos autores

mostraba aspectos diferentes a los presentados anteriormente. Ousin y cols, y Bahía y Buono también presentaron fractografías con diferentes aspectos visuales, a pesar de la evidencia de un área de propagación de la grieta y otras áreas con hoyuelos. Estos autores evaluaron la resistencia de los instrumentos NiTi a la fatiga después del uso clínico, lo que muestra condiciones experimentales extremadamente diferentes a las adoptadas en otros estudios. ^(65,66,10)

4. Dispositivos para Evaluar la Fatiga del Instrumental Rotatorio de Níquel-Titanio

Actualmente no existen especificaciones o estándares internacionales para evaluar la fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi. El modelo experimental ideal involucra la instrumentación de conductos curvos en dientes naturales. Sin embargo, en estos modelos el diente sólo podría ser utilizado una vez, ya que la forma del conducto cambiaría con la instrumentación por lo que se hace imposible estandarizar las condiciones experimentales. Adicionalmente, cumplir con tal conclusión nos alejaría sustancialmente del propósito de establecer la vida a la fatiga intrínseca de la herramienta, y limitaría el ensayo a una simple caracterización simulativa la cual sólo da respuesta a la condición específica que evalúa. Como consecuencia, aquellos investigadores interesados en evaluar esta característica de las limas han desarrollado diferentes dispositivos para tal propósito. ⁽⁶⁷⁾

El modelo experimental adoptado para evaluar la fatiga de las limas rotatorias de NiTi es la flexión-rotativa. Estos dispositivos permiten que el instrumento rote hasta fracturarse utilizando curvaturas con diferente geometría.⁽⁶⁷⁾

Anderson y cols (2007) así como Barbosa y cols. (2007), utilizaron conductos artificiales creados por medio de tubos de vidrio doblados, con diferentes diámetros internos y diferentes radios y ángulos de curvatura.^(68,69)

Pruett y cols., Mize y cols., Yared y cols., Melo y cols., Yao y cols., Lopes y cols., entre otros, utilizaron agujas de acero inoxidable de diferentes calibres para formar conductos artificiales con diferentes ángulos y radios de curvatura.^(10,70,34,71,64,66)

Kramkowski y cols. también utilizaron agujas de acero inoxidable para construir conductos artificiales, en este caso utilizaron curvaturas de 60° y 45° con un radio de curvatura de 5mm y el centro del radio en la sección curva del conducto a 7mm de la punta de la lima. Los conductos se insertaron en un bloque de acrílico. Esta base se colocó de tal forma que la punta del instrumento se observara 2 mm por fuera del extremo del tubo. La pieza de mano del motor endodóntico se fijó en un dispositivo que producía la inserción y remoción del instrumento en el conducto realizando un movimiento de 8mm de amplitud, mientras el instrumento rotaba.⁽⁷²⁾

Estos dispositivos donde el conducto artificial se construía bien sea con vidrio o acero, presentaban una desventaja; el diámetro interno de estos tubos era mayor que el de los instrumentos utilizados, por lo que no restringían de forma adecuada el mango de la lima lo que permitía que esta retornara a su posición original, produciendo una trayectoria de ángulo mayor y menor radio, tal como se observa en la figura 19 de forma no predecible ni reproducible, ocasionando resultados no confiables e inconsistentes.⁽⁶⁷⁾

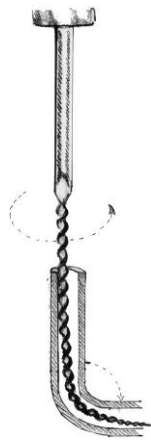


Fig.19 Estudio de Fatiga cíclica en tubos doblados. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G ⁶⁷ 2009

Otro tipo de modelo experimental fue el utilizado por Li y cols (2002), Li y cols (2006), Kitchens y cols, y Ray y cols. donde la curvatura del instrumento se produjo colocando el instrumento contra un bloque de metal al cual se realizó previamente el tallado de una indentación de 2mm, la cual tenía como función mantener la lima en posición durante el experimento. El bloque de metal tenía suficiente dureza para resistir la instrumentación de la lima sin

desgastarse. (37, 73, 52, 65) (Figura 20). Los diferentes ángulos de curvatura utilizados en este estudio se calcularon de acuerdo al método de Schneider reflejado en la Figura 21.

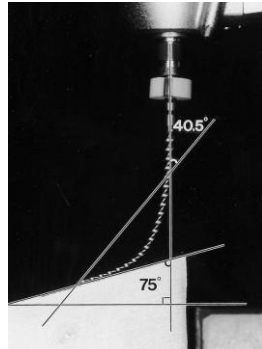


Fig.20 Dispositivo para evaluar Fatiga utilizado por Li y cols. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G ⁶⁷ 2009.

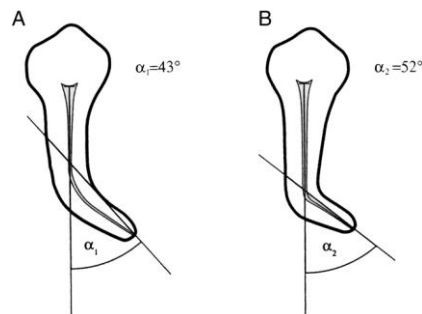


Fig. 21 Método de Schneider para calcular el ángulo de curvatura. Tomado de Pruet JP, Clement DJ, Carnes DL. ¹⁰ 1997

Este modelo experimental presentó varios factores negativos; sólo tomaban en cuenta el ángulo de la curvatura, cuando Pruett y cols. demostraron que el radio de la curvatura es uno de los factores más importantes para determinar el ciclo de vida de un instrumento rotatorio ⁽¹⁰⁾. Además, se considera que una indentación de 2mm no es suficiente para

restringir la pequeña punta de la lima endodóntica en un sólo punto durante su instrumentación. Y por último, al utilizar este tipo de dispositivo, no se puede predecir de forma exacta el punto en el cual el instrumento se aleja del eje largo del mismo, ni se puede establecer con exactitud el punto de máxima curvatura, estos dependerán en gran medida de las propiedades físicas y geométricas de cada instrumento ⁽¹⁰⁾.

El hecho de que estos puntos no puedan ser determinados con exactitud, impide que se puedan comparar de forma consistente diferentes limas, por lo que los resultados de dichas comparaciones se verán limitados en su capacidad predictiva, como herramienta que permita comparar el comportamiento de cada tipo de lima. ⁽⁶⁷⁾

En busca de contrarrestar las fallas en los modelos experimentales anteriores Cheung y cols. restringieron el instrumento a una curvatura creada por medio de tres pines cilíndricos de 2 mm de acero inoxidable altamente resistente, los cuales se podían ajustar en el plano horizontal, determinando la curvatura del instrumento. Una pequeña indentación en forma de “V” creada en el pin inferior mantenía la punta de la lima en posición durante su rotación. ⁽⁷⁴⁾ (Figura 22).

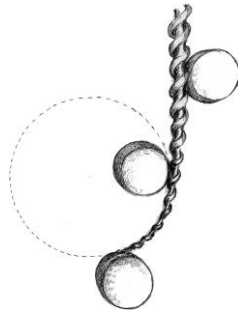


Fig. 22 Dispositivo para evaluar la fatiga utilizado por Cheung y cols. *Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G.*⁶⁷ 2009.

Sin embargo, como en el caso anterior, debido a que las limas endodónticas poseen conicidad y diferentes diseños transversales, las propiedades de flexión de cada instrumento variarán dependiendo en gran medida de sus propiedades físicas y geométricas. Lo que impide que se puedan comparar de forma consistente diferentes limas⁽⁶⁷⁾.

Otros estudios como los realizados por Ulmann y Peters (2005), Bahia y Buono (2005), Gambarini (2001), Inan y cols (2007), entre otros; utilizaron un conducto compuesto de una indentación en un bloque de acero inoxidable cóncavo y un cilindro de acero microaliado templado y revenido convexo, los cuales al unirse garantizaban la curvatura del conducto, según se puede observar en la figura 23. La indentación en el bloque de acero tenía forma de “V” para guiar al instrumento. Este bloque fue creado con diferentes radios y ángulos de curvatura. ^(47,75,76,44)

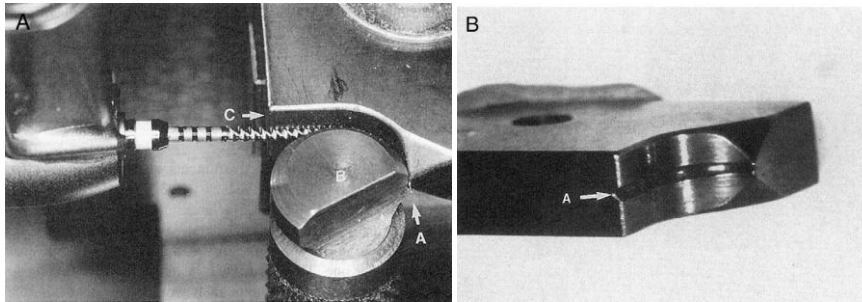


Fig. 23. Dispositivo para evaluar la fatiga por medio de un cilindro convexo. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G ⁶⁷ 2009.

En este modelo experimental la trayectoria del instrumento viene dada por la superficie externa del mismo y no por su eje, lo cual ocasiona que instrumentos con diferentes conicidades tengan diferentes trayectorias. Además, no se hace mención respecto al ajuste del instrumento en la indentación, el cilindro convexo contacta el instrumento en una forma impredecible, por lo que el instrumento puede no quedar suficientemente ajustado y variar tanto el ángulo como el radio de la curvatura, haciendo su repetición inconsistente. Por último, es complicado controlar la profundidad exacta del instrumento por lo que el punto de máxima curvatura puede ser inconsistente o no determinado. ⁽⁶⁷⁾

Larsen y cols. idearon un dispositivo diferente. Como se puede observar en la Figura 24, crearon canales de 60° de ángulo de curvatura, 3mm de radio de curvatura y 1.5mm de amplitud del canal, en un bloque de acero inoxidable de la serie 3XX del tipo austenítico. Luego colocaron un acrílico

para cubrir la superficie del canal y permitir la visualización de la lima hasta su fractura. Utilizaron un marcador rojo a los 19mm del conducto para estandarizar el posicionamiento del instrumento. Sin embargo, como en modelos experimentales anteriores se nota claramente que la amplitud del canal no permite que se restringa la colocación de la lima lo que dificulta que la trayectoria de diferentes limas sea consistente y reproducible. ^(77,78)

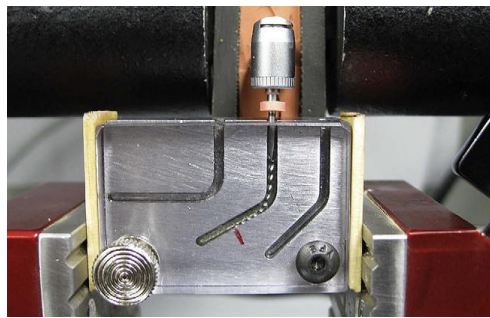


Fig. 24 Dispositivo para la Fatiga creado por Lasern y cols. 2009. *Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G.*⁶⁷ 2009

Con la finalidad de solventar el inconveniente anteriormente planteado autores como Plotino y cols. 2006, Grande y cols. 2006, Plotino y cols. 2007 y Gambarini y cols. 2008. Utilizaron un dispositivo similar pero en este caso construyeron los canales reproduciendo el tamaño y conicidad exacta del instrumento e incrementándola +0.1mm; con la finalidad de que el mismo tuviera una trayectoria predecible pero pudiera rotar libremente dentro del conducto, como se observan en la Figura 25. Los canales fueron elaborados en un bloque de acero inoxidable, el cual fue endurecido por medio de recocido. Estos fueron elaborados por una maquina fresadora de acuerdo a cada instrumento a estudiar y con los ángulos y radios de curvatura

determinados para el estudio. Los canales fueron cubiertos con vidrio templado para permitir la observación del instrumento hasta la fractura. (79,80, 49, 81)

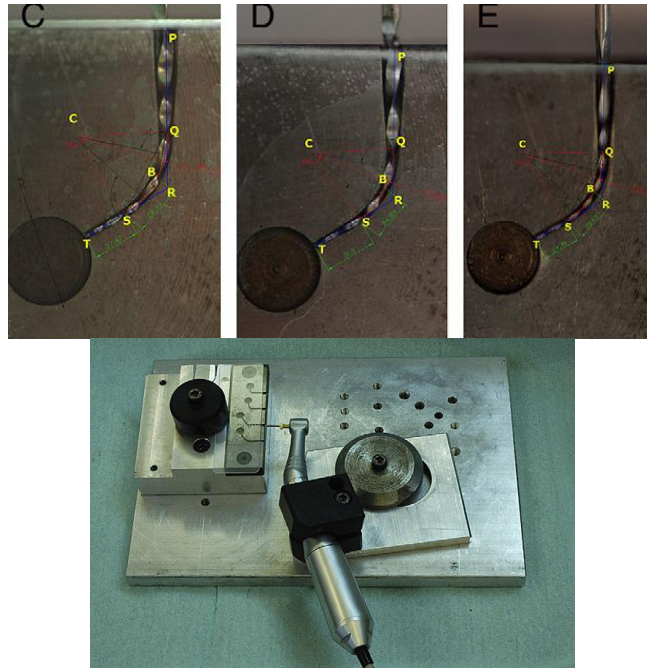


Fig 25. (a) Diferentes trayectorias de una lima debido a la diferencia en la geometría del conducto artificial. (b) Dispositivo utilizado por Plotino y cols en 2006. Tomado de Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G.⁶⁷ 2009

Este tipo de dispositivo mejora todas las limitaciones de los dispositivos presentados anteriormente. Cada conducto fue diseñado para cada instrumento según su tamaño y conicidad por lo que está claramente definida la trayectoria de la lima. En los casos donde el tamaño del conducto no coincide con el de la lima, la trayectoria de la misma no corresponderá a los parámetros planteados, debido al componente elástico del material de la lima

que tenderá a enderezarse, por lo que habrá una reducción en la curvatura y un aumento del radio estudiado. ⁽⁶⁷⁾

Un conducto fabricado específicamente para el tamaño y conicidad de la lima, garantiza la trayectoria de la misma y permite que esta sea repetible en término de radio y ángulo de curvatura. Esto permite la comparación de resultados en cuanto a la fatiga y la expectativa de vida entre diferentes instrumentos de forma consistente y confiable. ⁽⁶⁷⁾

5. Sistemas Rotatorios de NiTi

5.1 Sistema rotatorio Mtwo (VDW Munich, Alemania)

El sistema Mtwo fue introducido en el mercado europeo y posee las siguientes características:

5.1.1 Características de Diseño

5.1.1.1 Sección Transversal

La sección transversal es de forma de “S itálica” con dos hojillas de corte. Como se puede observar en la Fig 26. ⁽²³⁾

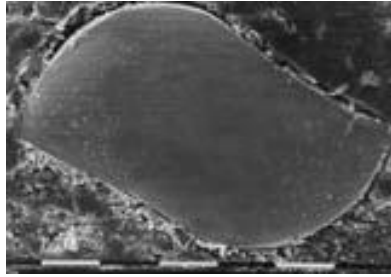


Fig 26. Sección transversal de la lima Mtwo. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F.²³ 2006.

5.1.1.2 Ángulo Helicoidal

El ángulo helicoidal es variable y específico para las distintas limas. En las limas grandes, el ángulo helicoidal es mayor, poseen menos estrías por unidad de longitud. En las limas pequeñas el ángulo helicoidal es menor, poseen más estrías y una mejor resistencia mecánica con una tendencia a avanzar dentro del conducto. ^(23,82)

Las estrías se vuelven más profundas mientras avanzan de la punta al mango del instrumento. Esto se puede observar en las figuras 27 y 28. Para las limas más grandes, (#20/.06 y #25/.06) el ángulo helicoidal es variable en el mismo instrumento incrementándose de la punta al mango, mientras que para la primera lima que se introduce en el conducto (#10/.04), el ángulo helicoidal es constante. ^(23,83)

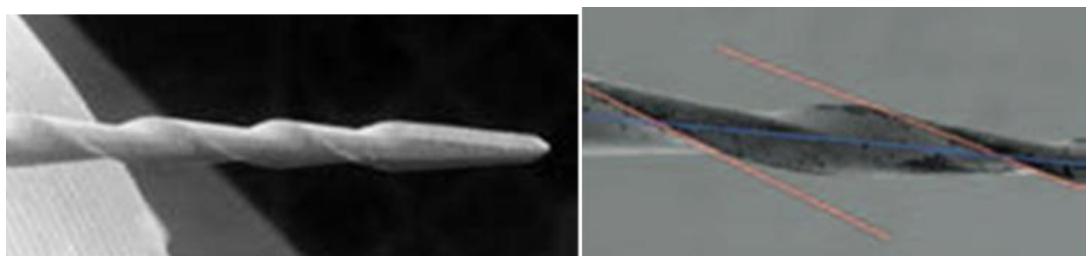


Fig. 27. Vista lateral de la lima Mtwo donde se muestra el ángulo helicoidal. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F.²³ 2006.

5.1.1.3 Punta inactiva

La punta inactiva de las limas Mtwo estabiliza el instrumento dentro del conducto. Se puede observar la forma de la punta inactiva de la lima Mtwo en la figura 28 y 29.^(23,82)



Fig 28. El ángulo helicoidal y el espacio entre las estrías de las limas Mtwo aumenta hacia corona. Punta inactiva⁸⁴ Tomado de: Fagundo C, Contreras Z, De Ribot J.

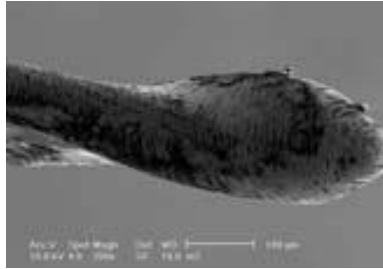


Fig 29. Punta del instrumento Mtwo. *Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F²³ 2006.*

5.1.2 Tipos de instrumentos

El sistema Mtwo posee una serie estándar de 4 limas con tamaño de punta variable, desde 0.10mm hasta 0.25mm y conicidades de 0.04mm/mm hasta 0.06mm/mm. De esta manera, encontramos la lima tamaño 0.10mm y conicidad 0.04, de tamaño 0.15 y conicidad 0.05, de tamaño 0.20 y conicidad 0.06 y de tamaño 0.25 y conicidad 0.06. Como se pueden observar de izquierda a derecha en la Figura 30 ⁽²³⁾

Después de esta secuencia básica que mantiene el conducto en un tamaño 0.25 y conicidad 0.06, el sistema creó tres maneras diferentes para la preparación del conducto. La primera manera le permite el clínico ensanchar el diámetro apical utilizando las limas 0.30mm tamaño/0.05 conicidad, 0.35/0.04 o 40/0.04 respectivamente. La segunda manera permite preparar a una conicidad de 0.07mm/mm que facilita la condensación vertical de la gutapercha manteniendo el diámetro apical de 0.25mm. Y la tercera

manera implica el uso de las limas apicales Mtwo (Mtwo A). Como se pueden observar en la Figura 30. ⁽²³⁾



Fig 30. Serie de instrumentos Mtwo. De izquierda a derecha: ISO #10/0.04, #15/0.05, #20/0.06, #25/0.06 (serie básica) y #30/0.05: #35/0.04; #40/0.04, #25/0.07 (limas accesorias). Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F²³ 2006.

Las limas Mtwo A comprenden 3 limas diseñadas para la preparación apical del conducto; (Figura 31). Las limas Mtwo A1, Mtwo A2 y Mtwo A3, que varían en el tamaño de la punta y en la conicidad. La característica de estos instrumentos es su alta conicidad en los últimos milímetros apicales mientras que en la porción coronal tiene una conicidad ISO 0.02mm/mm. La lima A1 tiene una punta (D0) de 0.20mm y 15mm/mm de conicidad, la lima A2 tiene una punta (D0) de 0.25mm y 15mm/mm de conicidad y la lima A3 tiene una punta (D0) de 0.25mm y 0.20mm/mm de conicidad. La porción de estos instrumentos de D1 a D16 presenta 0.02mm/mm de conicidad. Este diseño se ha desarrollado para obtener mayores diámetros en la porción apical de los conductos, manteniendo la anatomía del foramen apical, la

conicidad alcanzada en la porción apical brinda una forma de resistencia contra la presión por condensación en la obturación y previene la extrusión del material de obturación. ⁽²³⁾



Fig 31. Limas Mtwo Apicales. De arriba abajo: Mtwo A1 #20/0.15; Mtwo A2 #25/0.15 y Mtwo A3 #25/0.20. Tomado de: Anton SL ⁸⁵

Otro tipo de limas del sistema Mtwo son las llamadas Mtwo Retratamiento (Mtwo R), que son diseñadas específicamente para la repetición de tratamientos de conductos. Como se observa en la figura 32, estas limas Mtwo R 15/.05 y 25/.05 presenta una punta activa que le permite al clínico penetrar fácilmente el material de obturación. ⁽²³⁾

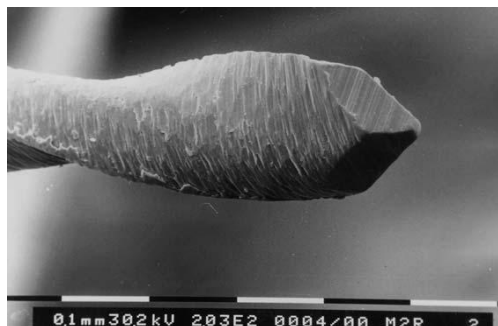


Fig 32. Punta activa de la lima Mtwo R. Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. ²³ 2006.

En el mango del instrumento hay un anillo de color que identifica el tamaño de la lima de acuerdo a los estándares ISO. El número de anillos que posee el mango identifica la conicidad del instrumento, de esta manera, 1 anillo representa una conicidad de 0.04, 2 anillos conicidad 0.05, 3 anillos conicidad 0.06 y 4 anillos conicidad 0.07. Los instrumentos están disponibles en 21mm, 25mm y 31mm de longitud. Estas limas son producidas con una porción de corte de 16mm (convencional) y 21mm, porción de corte extendida permitiendo preparar la porción coronal del conducto. ⁽²³⁾

5.1.3 Técnica de instrumentación

Los instrumentos Mtwo son utilizados con una técnica simultánea sin realizar un ensanchamiento coronal previo. Después de realizar la permeabilización del conducto con una lima K #10, los instrumentos se introducen en la longitud de trabajo con una ligera presión apical. Cuando el clínico experimente una sensación de enroscamiento de la lima, éste se retrocede 1mm o 2mm para que pueda trabajar pasivamente con una acción de barrido para eliminar las interferencias y avanzar hacia el ápice. Los instrumentos son utilizados con una presión lateral para obtener un corte circunferencial. La secuencia sugerida para estos instrumentos es una técnica corono apical, donde cada instrumento alcanza el ápice, utilizando primero instrumentos pequeños antes de usar los grandes, como se usan en la técnica del paso atrás. El creador de estas limas define esto como una “técnica simultánea”, donde la longitud total del conducto es alcanzada todo

el tiempo. La eficiencia se incrementa al utilizar los instrumentos con un movimiento de presión lateral o movimiento de barrido que tienden a progresar automáticamente dentro del conducto. ⁽²³⁾

5.2 El sistema rotatorio RaCe (FKG Dentaire Suiza)

El sistema RaCe (Reamer with Alternating Cutting Edges) fue introducido en 1999. ⁽⁸⁶⁾

5.2.1 Características de las limas FKG RaCe

5.2.1.1 Parte activa de la lima

Posee áreas enroscadas similares a las limas normales alternadas con porciones rectas, como se puede notar en la Figura 33, para brindar un mayor espacio para los detritos y disminuir la tendencia a enroscarse. ⁽⁸⁶⁾



Fig. 33. Vista lateral de la parte activa de la lima RaCe que muestra las porciones enroscadas y no enroscadas. *Tomado de: McSpadden, John ⁷⁷ 2006.*

5.2.1.2 Sección transversal

La sección transversal es triangular lo que favorece su acción de corte. (Figura 34). Los instrumentos más pequeños (ISO #15/0.02 y #20/0.02) tienen una sección transversal cuadrada^(86,86)

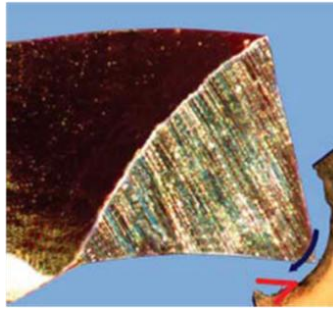


Fig. 34. Sección transversal triangular de la lima RaCe. Tomado de: McSpadden, John⁷⁷ 2006.

5.2.1.3 Tope con Pétalos de Seguridad (SMD)

El sistema RaCe presenta una forma de ayudar al odontólogo en el control de la fatiga del instrumento a través del tope con pétalos de seguridad “Safety Memo Disc” (SMD) que es un tope de silicona con pétalos removibles. (Figura 35). El clínico removerá los pétalos cada vez que el instrumento se someta a una carga considerable, el número de pétalos removido variará de acuerdo con el tipo de curvatura donde fue utilizado, así como del diámetro del instrumento.⁽⁸⁸⁾

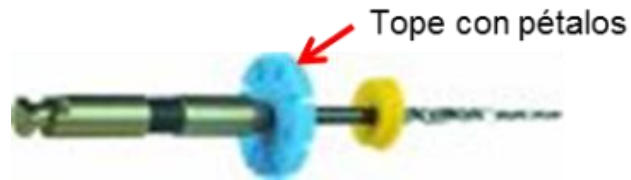


Fig 35. Lima RaCe con el "Safety Memo Disc". Tomado de Royal Dent SL⁸⁹

5.2.2 Tipos de instrumentos

Los diámetros D_0 (D_1) de los instrumentos del sistema FKG- RaCe, se identifican por un anillo (estría o franja) en su vástago metálico de encaje, de acuerdo con el código tradicional de colores ISO. Las limas RaCe están disponibles en tamaños desde la ISO #15 a la 60# y conicidades de 0.02, 0.04, 0.06, 0.08 y 0.10 mm/mm⁽⁸⁸⁾

Las conicidades de estos instrumentos se identifican de acuerdo a los colores del tope del SMD de silicona, montado en la base del vástago metálico del encaje de la lima, de la siguiente manera: ⁽⁸⁸⁾

- SMD amarillo 0.02 mm/mm
- SMD negro 0.04 mm/mm
- SMD azul..... 0.06 mm/mm

La longitud de la parte activa es de 16mm, con longitud total de 21, 25, 28 y 31mm.

Los instrumentos con más conicidad, los llamados Pre-RaCe se indican para realizar el limado anticurvatura y se identifican de acuerdo a los colores del tope de silicona (SMD) montado en la base del vástago metálico del encaje.(Figura 36)⁽⁸⁸⁾

- SMD amarillo 0.10 mm/mm
- SMD negro 0.08 mm/mm
- SMD azul..... 0.06 mm/mm



Fig.36. Sistema RaCe. Limas Pre-RaCe. Tomado de: *Odontozag*⁹⁰

La longitud de la parte activa del instrumento Pre-RaCe, es de 9mm en el #30 (conicidad 0.06). de 10mm en el #35 (conicidad 0.08) y en el #40 (conicidad 0.10).

Los topes de colores, de menor diámetro, montados en la base de la parte activa del instrumento, identifican la longitud total del instrumento, de la siguiente manera:⁽⁸⁸⁾

- Tope amarillo: 19 mm de longitud total
- Tope rojo: 21 mm de longitud total

- Tope azul: 25 mm de longitud total
- Tope verde: 28 mm de longitud total
- Tope negro: 31 mm de longitud total

5.2.3. Técnica de instrumentación

El sistema RaCe dispone de 2 juegos de instrumentos: el Easy RaCe para la mayoría de los conductos y el Xtreme RaCe para la instrumentación de conductos con curvaturas severas (Figura 37). Cada juego consiste en 5 limas e incluye 2 limas de 19mm de longitud y de gran conicidad llamadas Pre Race para el ensanchamiento del conducto en la porción coronal y 3 limas de 25mm de longitud para el ensanchamiento de la porción apical.⁽⁸⁷⁾

El juego de Easy RaCe puede ser utilizado de dos formas: con una técnica corono apical o con una técnica paso atrás. Por otro lado, las limas Xtreme puede utilizarse sólo con la técnica paso atrás.

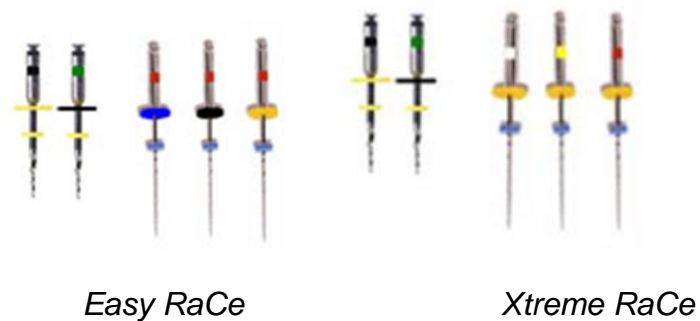


Fig. 37. Diferentes Juegos del Sistema RaCe. A la izquierda se observa el kit de Easy RaCe, y a las derecha el juego de Xtreme RaCe. Tomado de *Confident Sales India PVT LTD*.⁹¹

5.2.4 Acabado de superficie: Electropulido

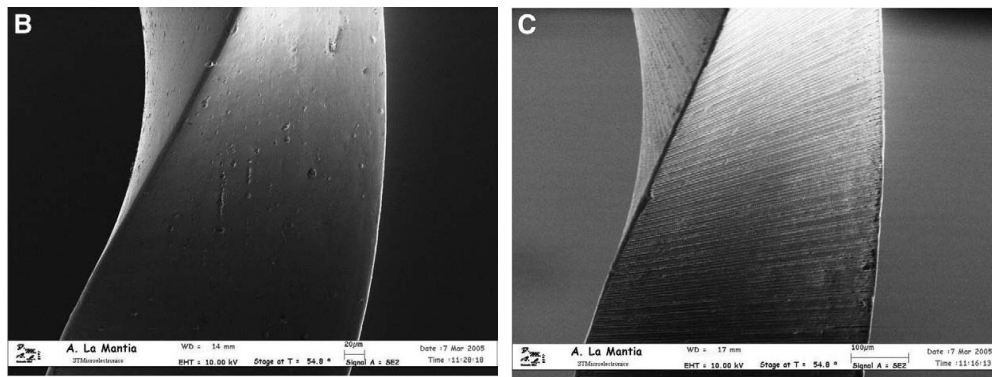
La topografía de la superficie del metal influye significativamente en la fractura del mismo, particularmente, en la fatiga. La fractura del metal comenzará con la formación de microgrietas en la superficie, seguido de la propagación de la grieta y finalmente la fractura. Las grietas pueden empezar en pequeños defectos de superficie. ⁽⁶⁸⁾ Durante la fabricación de las limas rotatorias NiTi se pueden producir surcos y defectos producto del maquinado que quedan en la superficie de los instrumentos; éstos pueden iniciar una grieta, deteriorando el instrumento y produciendo su fractura. Para remover estos defectos de superficie, algunos fabricantes han incorporado en sus instrumentos rotatorios un proceso de electropulido. ⁽⁸⁸⁾

El electropulido es un método de acabado de superficie utilizado por los fabricantes de los instrumentos rotatorios para remover los defectos de superficie que pudiesen permanecer durante el maquinado. Es un proceso químico controlado, que consta en sumergir un instrumento, actuando como un ánodo, en una solución electrolítica que contiene un cátodo. Cuando pasa una corriente baja a través de la solución, se alcanza un balance entre la formación de una capa pasiva y la disolución de la superficie dentro del electrolito, produciendo una remoción selectiva de los defectos de superficies protruidos, de esta manera, de una superficie rugosa se producirá una superficie lisa. ⁽⁸⁸⁾

A su vez, el electropulido se ha definido como un proceso que consta de la remoción electroquímica controlada de una superficie metálica que mejora las propiedades, produce una apariencia brillante, lisa e incrementa la reflectividad. Este proceso remueve la superficie externa amorfa del metal y produce una superficie libre de contaminantes y residuos. ⁽³⁾

Los instrumentos RaCe son sometidos a un proceso de electropulido que reduce la fatiga del instrumento y la corrosión. ^(3,67, 87,92)

Anderson, Price y Parashos evaluaron el efecto del electropulido en la fatiga y torsión de 3 instrumentos rotatorios (EndoWave, Profile y RaCe). Se evaluaron dos grupos de cada instrumento: con electropulido y sin electropulido, un total de 6 grupos. Luego de realizar los ensayos de fatiga y torsión se vieron en el microscopio electrónico de barrido. Los instrumentos con electropulido mostraron mejores resultados que aquellos que no tenían. Estos autores concluyeron que el electropulido tiene efectos beneficiosos prolongando la vida del instrumento, ya que este proceso causa una reducción de las irregularidades de superficie que sirven como puntos de concentración de esfuerzo e iniciación de una grieta. ⁽⁶⁷⁾ (Fig.38)



RaCe con Electropulido

RaCe sin Electropulido

Fig 38. Superficie de una lima RaCe con electropulido y sin electropulido. Tomado de: Tripi T, Bonaccorso A, Condorelli G.¹⁸ 2006.

Tripi y cols. evaluaron la fatiga de varios instrumentos NiTi (Profile, RaCe, K3, Hero, Mtwo). Encontraron que el proceso de electropulido de RaCe mejora la resistencia a la fatiga comparados con las limas Profile y K3. En las limas RaCe no se encontró ningún daño en la superficie por el maquinado, tampoco microfisuras o filos de los cuales se pudiese iniciar una grieta y fractura por fatiga. Este estudio demostró cómo la presencia de defectos en la superficie es un factor que afecta la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios NiTi. ⁽¹⁸⁾

Más adelante Chianello y cols. evaluaron bajo el microscopio electrónico de barrido la calidad del acabado superficial de instrumentos rotatorios NiTi nuevos de paquete (Profile, Protaper, RaCe, K3, Hero). Se observó que el 50%-100% de las limas presentaban bordes irregulares. Ellos encontraron

que sólo las limas Race no presentaban ningún tipo de surcos o microcavidades. ⁽⁹²⁾

6. Estudios Previos de Fatiga

En un estudio realizado por Tripi, Bonaccorso y Condorelli donde evaluaron la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios Profile, Race, K3, Hero y Mtwo, encontraron que el diseño del instrumento afectaba significativamente la resistencia a la fatiga. Los instrumentos Profile mostraron los mejores valores en el estudio gracias a su pequeña sección transversal, seguidos por Race y K3. Sin embargo, Race sin electropulido y Mtwo tienen una menor área de sección transversal que K3 pero peor resistencia a la fatiga. Las limas Mtwo, a pesar de poseer la sección transversal más pequeña, presenta un bajo número de espirales por unidad de longitud, esto hace que sea más resistente a la deformación pero también la convierte en más rígida. De acuerdo a estos estudios la limas Mtwo resisten menor a la fractura que las limas Profile, Race y K3. Además, estos autores determinaron que el buen comportamiento de la lima Race se debe más al electropulido que a sus características de diseño, en vista de que la lima Race sin electropulido fue la que tuvo un comportamiento más deficiente. ⁽¹⁸⁾

Schafer y cols. determinaron que K3, a pesar que era la lima más rígida, fue la que más resistió a la fatiga cuando la comparaban con Race y Profile.

La explicación a esto está relacionada con el diseño de la lima. De acuerdo al fabricante, el diámetro del núcleo metálico de K3 no se incrementa de la misma manera que la conicidad de la superficie externa de la lima, a ello se debe la flexibilidad de la lima en toda su longitud. ⁽⁹³⁾ Yao, Schwartz y Beeson realizaron experimentos que coinciden con este estudio. Ellos evaluaron limas de diferentes tamaños y conicidades de Profile, K3 y Race y encontraron que la lima más resistente a la fatiga fue la K3 25/.06 (72). Las investigaciones de Ray, Kirkpatrick y Rutledge acerca de la fatiga de las limas rotatorias Endosequence y K3 apoyan también estos estudios. Ellos mencionan que la lima K3 fue la más resistente a la fatiga gracias a su capacidad de distribuir mejor las fuerzas de flexión a lo largo de toda la lima. Las limas Endosequence tienen un diseño longitudinal asimétrico con puntos de contacto alternados que puede actuar concentrando estrés en puntos específicos, en vez de distribuirlos a lo largo de la lima. Un hallazgo similar se ha encontrado en las limas Race. ⁽⁶⁵⁾ Estudios de Troian y cols también apoyan el mejor desempeño de las limas K3 cuando las comparan con Race en cuanto a la resistencia a la fractura en ensayos de fatiga ⁽⁴²⁾

III. MATERIALES Y MÉTODOS

Utilizando el programa Autodesk Inventor Professional 2011, con la asesoría de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Central de Venezuela, se diseñó un dispositivo para evaluar la fatiga de limas rotatorias de NiTi, basado en el dispositivo utilizado por Plotino y cols. 2006, el diseño del mismo se puede apreciar en las figuras 39, 40 y 41.

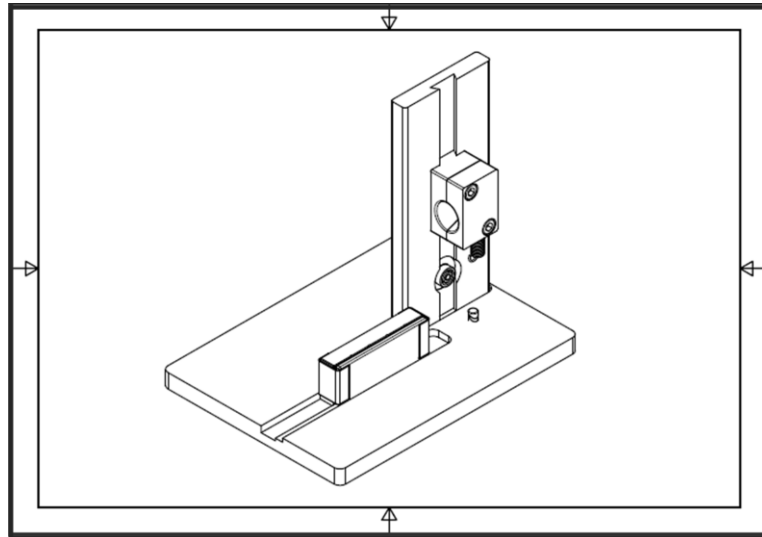


Fig 39. Diseño general del dispositivo para evaluar la fatiga.

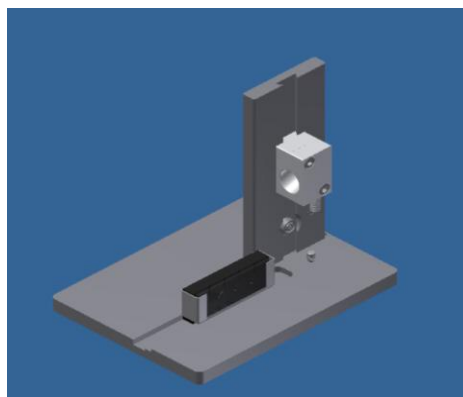


Fig 40. Diseño 3D del dispositivo para evaluar la fatiga

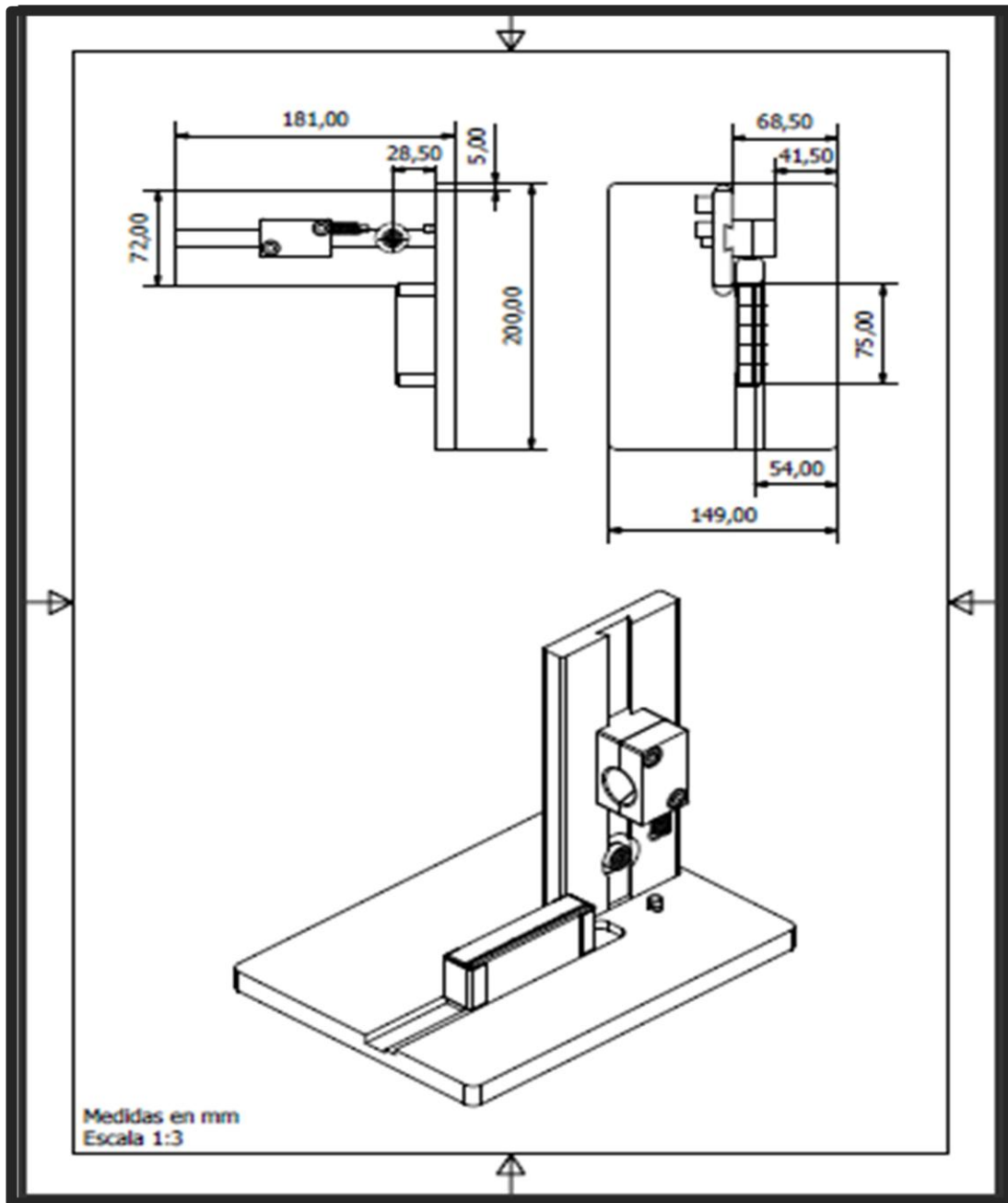


Fig 41. Diseño del dispositivo para evaluar la fatiga. Vista anterior y vista superior.

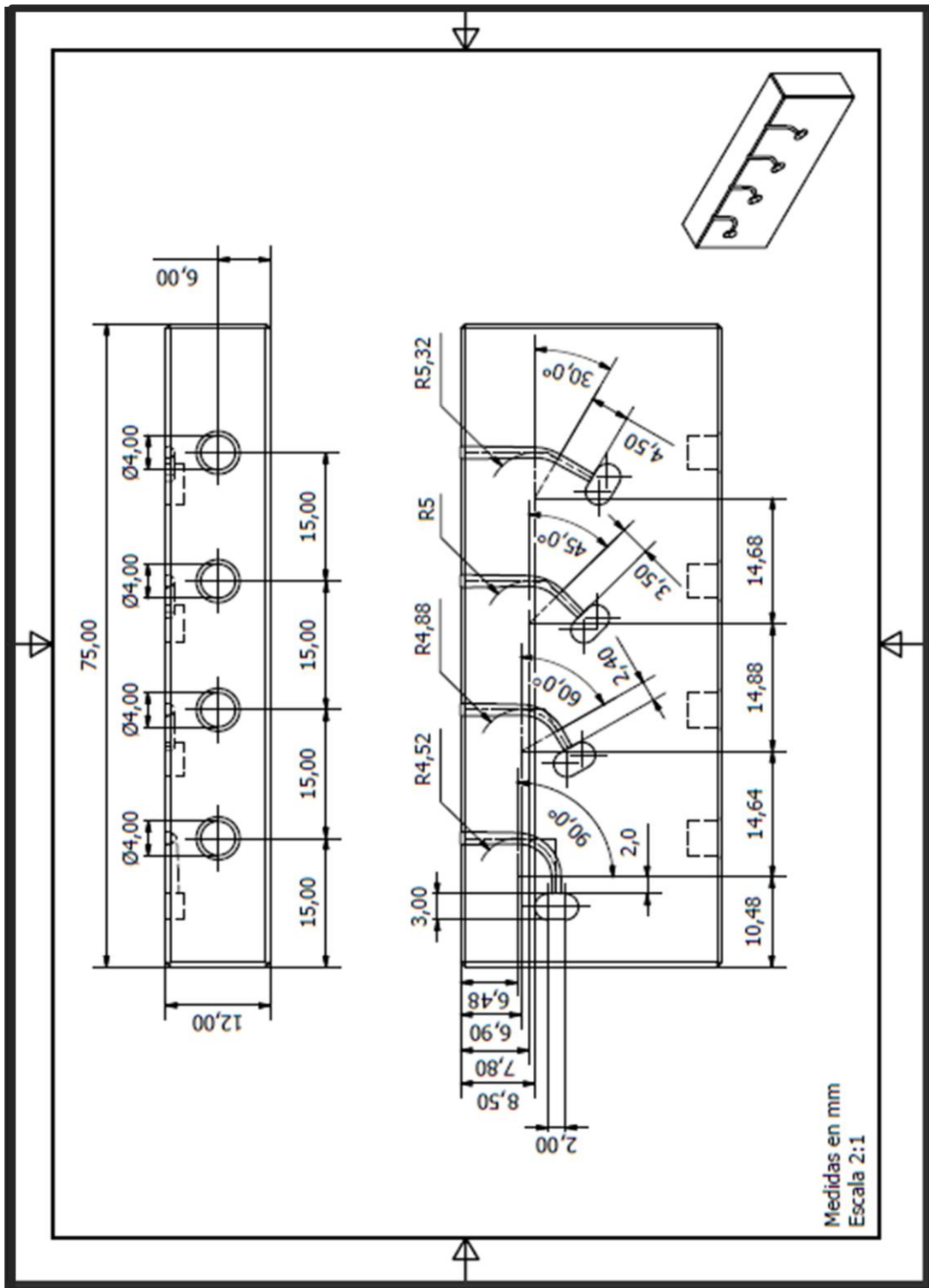


Fig 42. Diseño de los conductos artificiales. Componente horizontal.

Éste dispositivo consta de un componente vertical y un componente horizontal. El componente horizontal consta de un bloque que posee 4 conductos artificiales con diferentes geometrías, que simulan a los conductos radiculares. (Figura 42). En el bloque vertical el aparato posee dispositivos de fijación y ajuste para sujetar la pieza de mano del motor endodóntico Endomate de la NSK. Además, en esta porción el aparato tiene un motor que realiza un movimiento de excéntrica que permite que la lima realice un movimiento axial con una amplitud de 3mm, el cuál simula el movimiento de picoteo utilizado en la técnica de instrumentación en la práctica clínica. (Figura 43). El aparato cuenta con un tope tanto en la porción vertical como en la porción horizontal que permite la colocación de la lima de forma reproducible.

Una vez que se obtuvo el diseño del dispositivo, la Cooperativa Tecnológica Innoprod RL, fue la empresa encargada de realizar el proceso de fabricación y mecanizado del mismo, el cual se puede apreciar en las figuras 43 y 44.

El aparato se realizó en acero de herramienta D2, el dispositivo de fijación de la pieza de mano es de acrílico y el bloque donde se realizó el fresado de los canales artificiales es de acero de herramienta D2 templado y revenido con la finalidad de evitar que los mismos se desgastaran con la

instrumentación de las limas que posteriormente serían evaluadas, por último se colocó una lámina de vidrio templado en la cara anterior del bloque de acero, para formar los conductos artificiales, la cual permite la visualización de la lima al momento de su fractura y la posterior remoción del fragmento fracturado. (Figura 45 y 46).

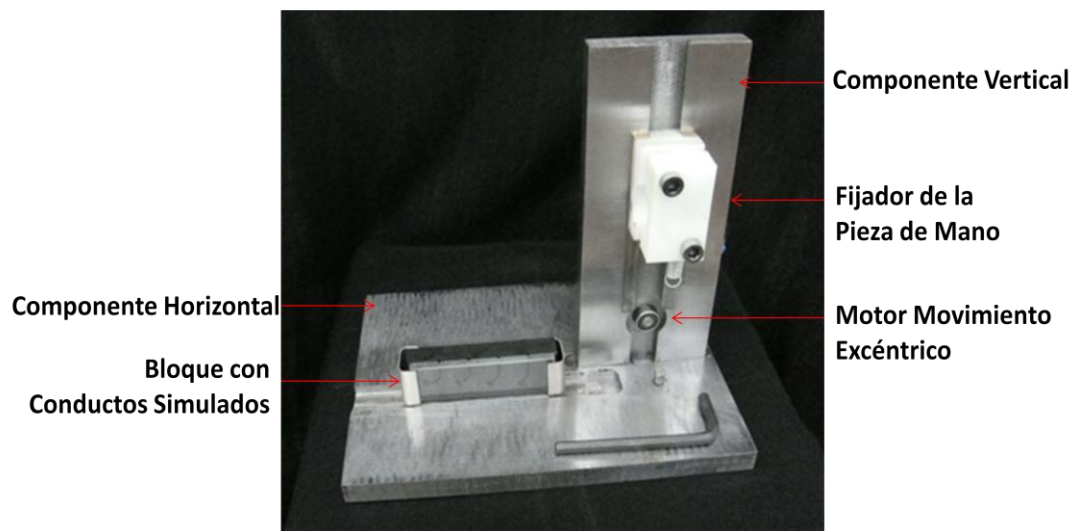


Fig 43. Vista anterior del dispositivo para evaluar la fatiga

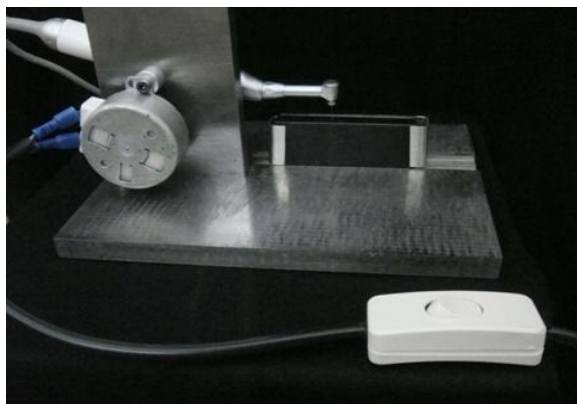


Fig. 44 Dispositivo para evaluar la fatiga vista posterior con la pieza de mano posicionada

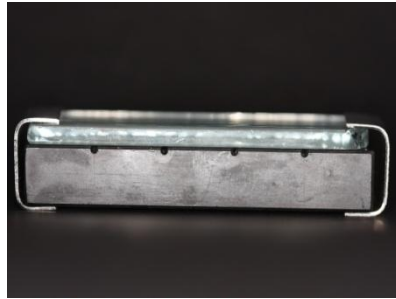


Fig. 45. Vista superior del componente horizontal ensamblado

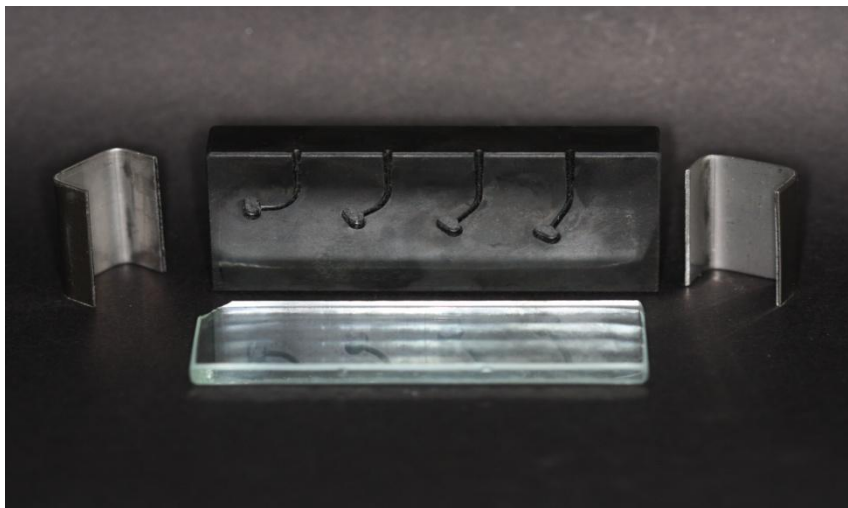


Fig. 46 Componente horizontal sin ensamblar. Bloque de acero, Lámina de vidrio templado y conectores.

Los conductos artificiales, se realizaron por medio de un maquinado con una fresa de 1mm de diámetro, la cual produjo 4 canales cuyas dimensiones se corresponderían a una lima ISO 25 con conicidad 0.06mm/mm, a diferentes grados de curvatura (30° , 45° , 60° , 90°), con una radio de 5mm y el punto de máxima curvatura a 3mm de la punta de la lima (Figura 47 y 48).

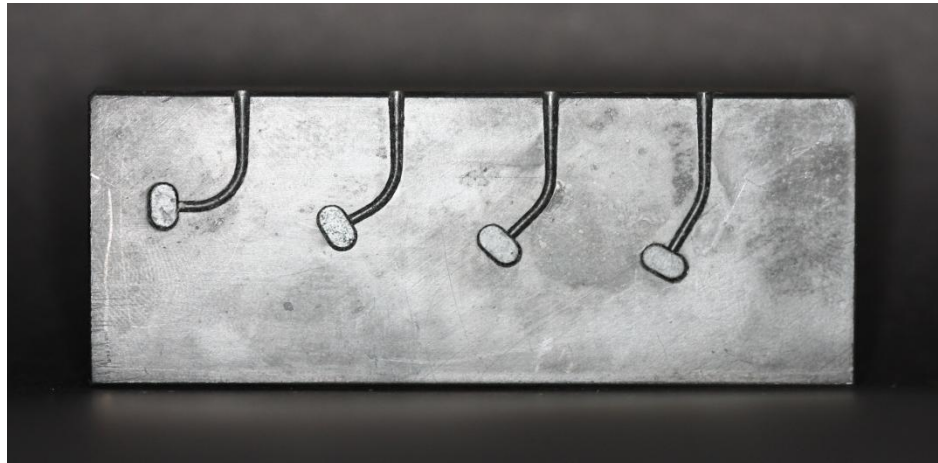


Fig. 47. Componente horizontal. bloque con conductos simulados.

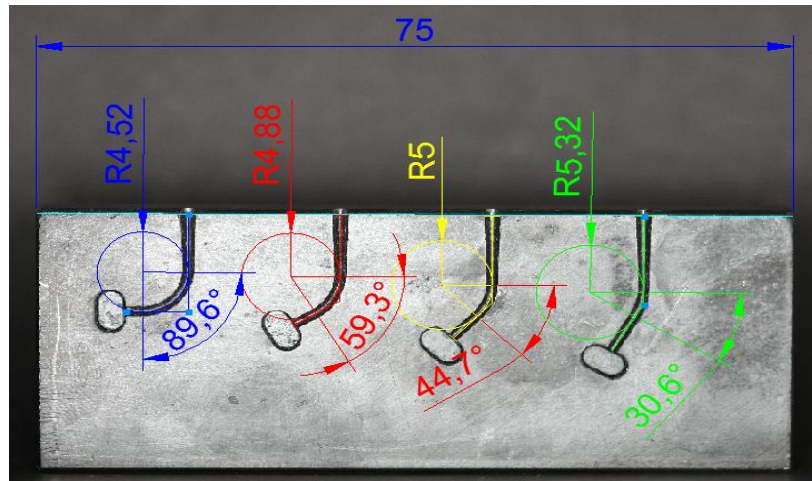


Fig. 48. Componente horizontal. bloque con conductos simulados. Ángulos de curvatura de derecha a izquierda 90°, 60°, 45° y 30°.

La muestra de este estudio comprende limas RaCe y Mtwo. Se utilizaron un total de 32 limas de ISO 25 con conicidad 0.06mm/mm; 16 limas de cada marca comercial.

Tomando en cuenta que aunque en su diseño los conductos artificiales poseían las dimensiones correspondientes a una lima ISO # 25/0.06mm, al

momento de su fabricación no se disponía de una fresa que realizara un maquinado menor a 1 mm, por lo que los canales no tienen las dimensiones solicitadas. Sin embargo, para conocer como este cambio influiría en el estudio se procedió a realizar la medición del ángulo y radio de curvatura que describía cada lima en los diferentes conductos, según se puede observar en la figura 49 y 50.

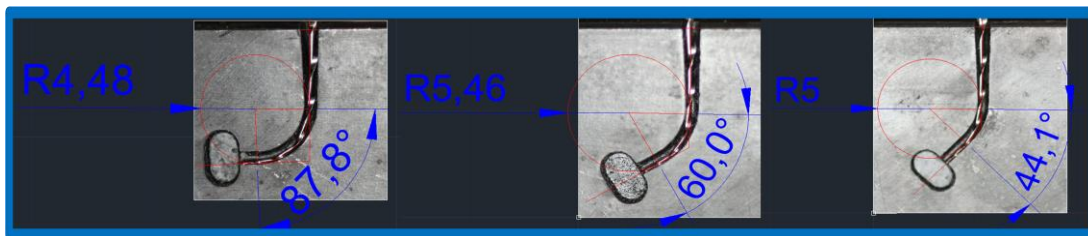


Fig. 49. Ángulo y radio de curvatura descrito por la lima Mtwo en los diferentes conductos simulados.

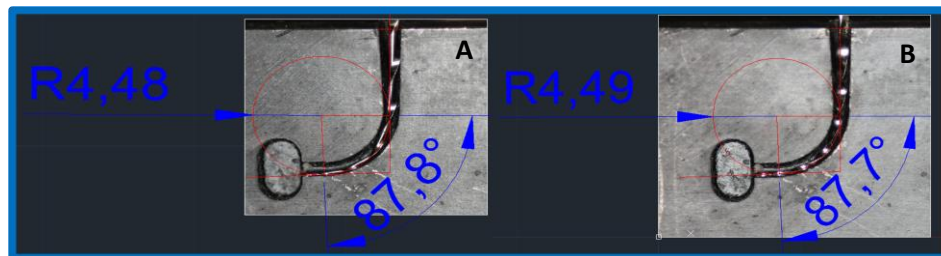


Fig. 50. Ángulo y radio de curvatura descrito en la curvatura de 90 ° por la lima (A) Mtwo y (B) RaCe.

Se dividieron en 8 grupos de 4 limas cada uno, según se puede observar en la Tabla 1. A cada grupo se le asignó una letra y un número. Se utilizaron las letras para dividir los grupos de acuerdo a las diferentes curvaturas, y se

utilizaron números para dividir los grupos de acuerdo al sistema rotatorio a utilizar.

Tabla I. Grupos de Estudio

Grupo	Ángulo de curvatura	Marca Comercial
A1	90°	RaCe
A2	90°	Mtwo
B1	60°	RaCe
B2	60°	Mtwo
C1	45°	RaCe
C2	45°	Mtwo
D1	30°	RaCe
D2	30°	Mtwo

Cada lima fue sometida al estudio de la siguiente forma: se colocó la lima en la pieza de mano; se utilizó una gota de aceite para piezas de mano marca W&H, para lubricar la porción activa del instrumento, esto con la finalidad de reducir la fricción entre la lima y las paredes del conducto artificial. Posteriormente, se introdujo dentro del conducto, (Figura 51) se activó la pieza de mano y el motor del dispositivo de forma simultánea y se hizo rotar libremente dentro del conducto a una velocidad de rotación de 300rpm, hasta su fractura.

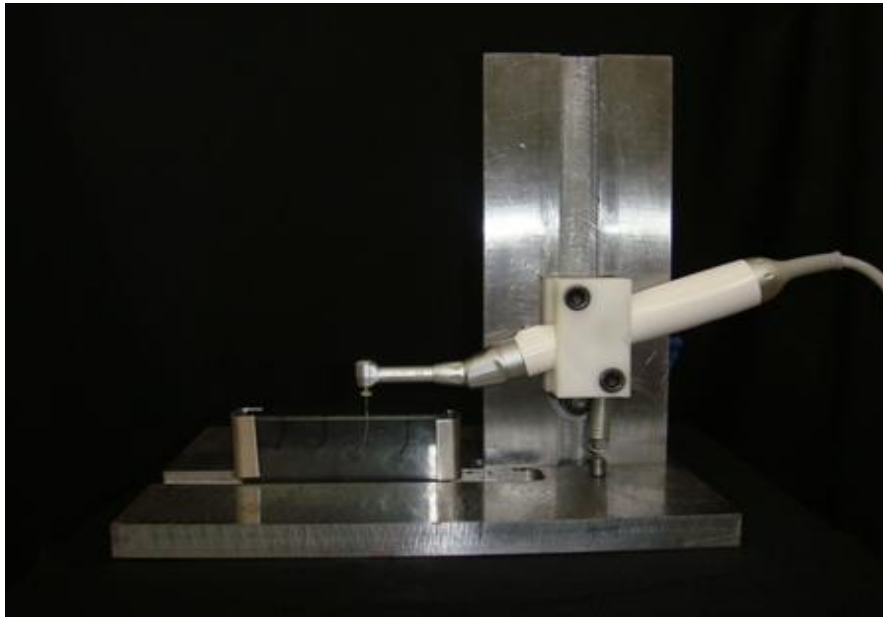


Fig. 51. Dispositivo con la lima en posición para ser evaluada

Utilizando un cronómetro marca Casio el cual fue accionado desde el momento en que la lima comenzó a rotar dentro del conducto hasta el momento de su fractura se registró el tiempo que tomaba cada muestra en fracturarse, en función del radio de curvatura.

Una vez que la lima se fracturó, se removió del conducto y se procedió a fotografiar y medir la longitud en milímetros de la porción fracturada.

Posteriormente, se multiplicó el tiempo que demoraba cada lima en fallar por la velocidad de rotación, para así determinar el número de ciclos rotatorios de cada lima hasta su fractura por fatiga.

Luego de iniciar el proceso experimental, se descartó la utilización del ángulo de curvatura de 30° pues las limas de los diferentes sistemas rotatorios tardaban aproximadamente 1 hora en fracturarse, en vista de que dicha cantidad de tiempo no se relaciona a la utilización de estas limas en condiciones clínicas, fue descartado este ángulo de curvatura.

Una vez que se obtuvieron los ciclos rotatorios de cada lima, se realizó un promedio de los mismos por grupo y se seleccionó la muestra que tenía el número de ciclos más cercano al promedio de los grupos sometidos a ángulos de curvatura de 45° y 90° para realizarle la fractografía bajo microscopía electrónica de barrido.

Las condiciones de operación del equipo fueron las siguientes: Un voltaje de aceleración de 25Kv y los modos de imágenes fueron de electrones secundarios (se) para establecer los aspectos asociados a la superficie de fractura y electrones primarios (bse) y espectroscopia por dispersión en energías de rayos X para establecer todo lo asociado a la química elemental.

Una vez obtenidos los datos se registraron en una tabla de Excel, (Tabla 2) posteriormente se promedió el número de ciclos rotatorios por grupo y se procedieron a realizar gráficos comparativos entre la vida útil de las diferentes limas a un mismo grado de curvatura, así como de cada sistema utilizado con respecto a los diferentes grados de curvatura.

Tabla II. Hoja de registro de datos en Excel

Grupo	Muestra	Velocidad en Revoluciones por Minuto (rpm)	Tiempo en Fracturarse (m)	Total Ciclos Rotatorios
A1	1			
	2			
	3			
	4			
A2	1			
	2			
	3			
	4			
B1	1			
	2			
	3			
	4			
B2	1			
	2			
	3			
	4			
C1	1			
	2			
	3			
	4			
C2	1			
	2			
	3			
	4			
D1	1			
	2			
	3			
	4			
D2	1			
	2			
	3			
	4			

Con los valores obtenidos se calculó la dispersión y se aplicó el *t- Student* test para determinar si las diferencias en la vida útil de las diferentes limas a diferentes grados de curvatura eran significativas.

Por último, se tomó cada valor obtenido de cada grupo y se calculó el \log_{10} , dichos valores se promediaron por grupo y se formó una gráfica de geometría del conducto vs. vida de la lima.

IV. RESULTADOS

1. Análisis Cuantitativo

Los valores promedios \pm la desviación estándar expresados como número de ciclos para fracturarse se muestran en la Tabla 3.

Tabla III. Promedio de los Ciclos de rotación de RaCe y Mtwo en los diferentes ángulos de curvatura

Sistema \ Ángulo	RACE Promedio \pm SD	MTWO Promedio \pm SD
90°	474,3500 \pm 71,5102	812,2125 \pm 164,3149
60°	625,675 \pm 63,9878	1234,996 \pm 261,6431
45°	1165,633 \pm 231,4248	2634,404 \pm 248,1401

Tabla IV. Descripción de los Datos Estadísticos (*t*-student)

Curvatura	Grupos	Promedio	Promedio	t-value	p	Valid N	Valid N
90°	RaCe vs Mtwo	474,3500	812,2125	-3,77076	0,00928*	4	4
60°	RaCe vs Mtwo	625,675	1234,996	-4,52431	0,003999*	4	4
45°	RaCe vs Mtwo	1165,633	2634,404	-8,65741	0,000131*	4	4

*p < 0,05

Tabla V. Promedio de las porciones fracturadas de RaCe y Mtwo en los diferentes ángulos de curvatura

Sistema \ Ángulo	RACE Promedio \pm SD	MTWO Promedio \pm SD
90°	3,75 \pm 0,5	3,675 \pm 0,478714
60°	3 \pm 1,54701	2,875 \pm 0,25
45°	3,25 \pm 0,5	3 \pm 0

Con respecto al promedio de las porciones fracturadas no se encontraron diferencias significativas entre RaCe y Mtwo, de hecho ambos instrumentos se fracturaron aproximadamente a 3mm. de la punta.

Se encontraron diferencias significativas entre los diferentes sistemas evaluados con respecto a su diseño, como se puede observar en la Tabla 4. Los resultados demuestran que a 90° de curvatura entre RaCe y Mtwo hay diferencias significativas ($P < 0.05$). Esto se puede observar en las gráficas 52, donde se observa que las barras no se solapan en ningún punto. RaCe presentó una expectativa de vida significativamente menor con respecto a Mtwo.

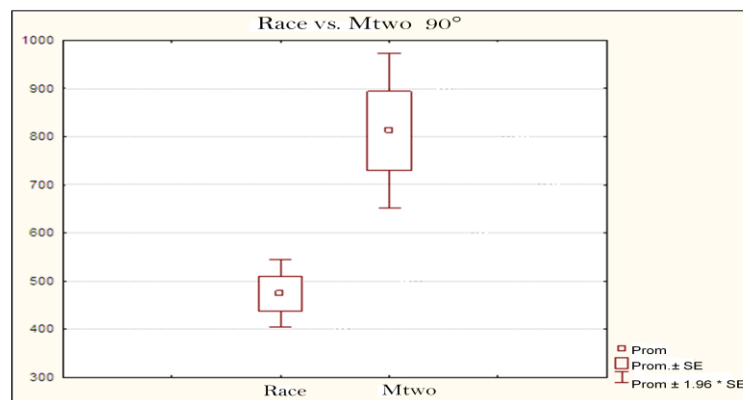


Fig. 52. Grafica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en un grado de curvatura de 90°.

Así mismo, los resultados demuestran que a una curvatura de 60° los grupos presentan diferencias significativas entre ellos. ($P < 0.05$), Siendo

Mtwo el sistema que muestra de forma significativa una expectativa de vida mayor tal como se puede observar en la Figura 53.

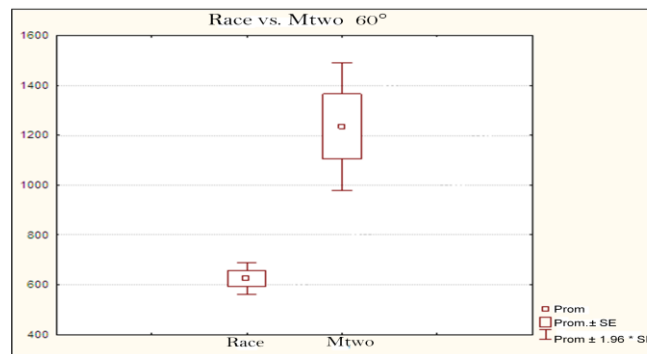


Fig. 53. Gráfica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en una curvatura de 60°.

Para el ángulo de curvatura de 45° entre RaCe y Mtwo hay diferencias significativas ($P < 0.05$). Mtwo presentó una expectativa de vida significativamente mayor con respecto al grupo comparativo. Esto se puede observar en la gráfica 54 donde se observa que las barras no se solapan en ningún punto.

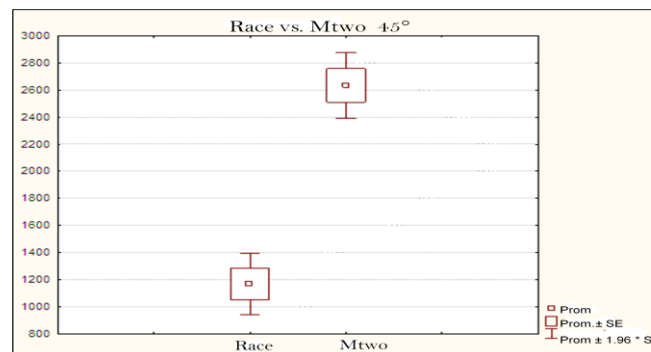


Fig. 54. Gráfica comparativa de los ciclos rotatorios de RaCe y Mtwo en una curvatura de 45°.

Adicionalmente, el ángulo de curvatura del conducto tiene un efecto significativo sobre los sistemas Mtwo y RaCe ($P < 0.05$), de forma inversamente proporcional, a mayor ángulo de curvatura menor el número de ciclos rotatorios para la fractura. Tal como se puede observar en las figuras 55 y 56 respectivamente.

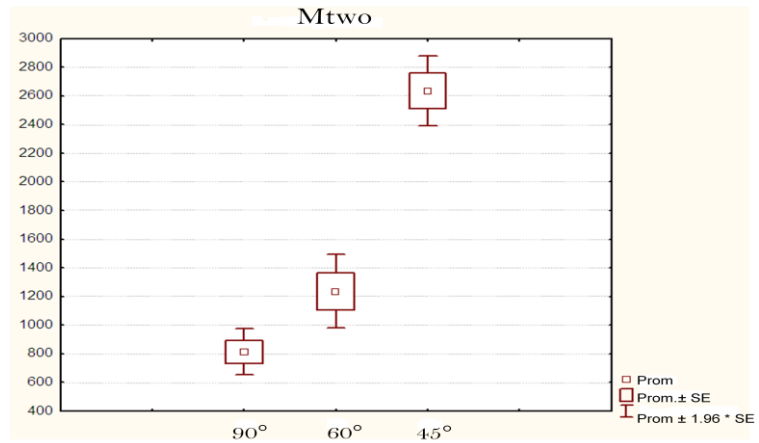


Figura 55. Gráfica comparativa del sistema Mtwo en los diferentes ángulos de curvatura

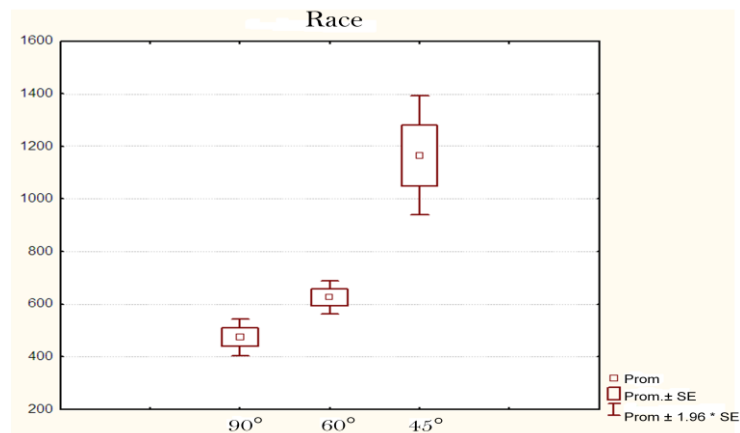


Figura 56. Gráfica comparativa del sistema RaCe en los diferentes ángulos de curvatura

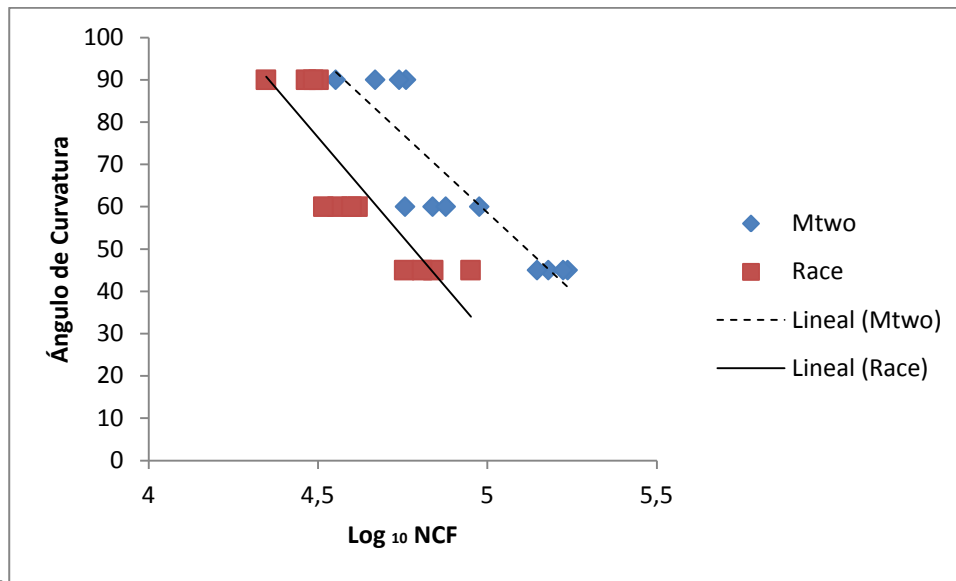


Figura 57. Gráfico de Tendencia de la Expectativa de Vida de Mtwo y Race en función del ángulo de Curvatura.

En la gráfica de tendencia de la expectativa de vida en función del ángulo de curvatura, (Figura 57), se puede observar como a medida que se incrementa el ángulo de curvatura disminuye la expectativa de vida de ambos sistemas evaluados. Sin embargo, Mtwo presenta una mejor tendencia de expectativa de vida a todos los niveles de esfuerzo.

2. Análisis Fractográfico

En la lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 90° se aprecia con claridad las estriaciones de fatiga y se observa una grieta principal y además se aprecia en la pared lateral una grieta secundaria, la cual se intercepta, con

las marcas superficiales mecanizadas en estas limas, Como se observa en la figura 58.

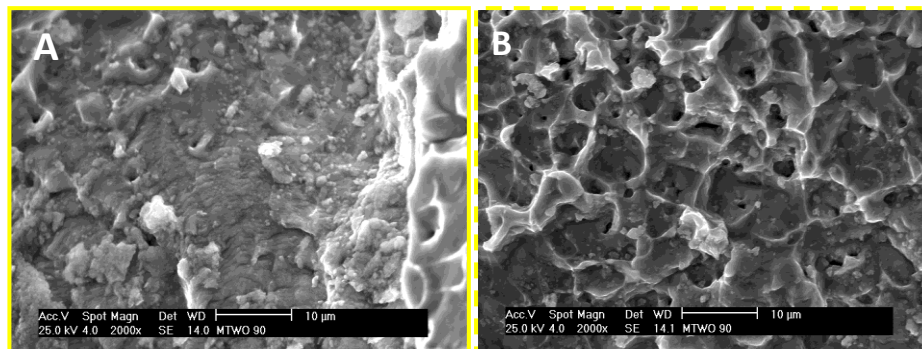
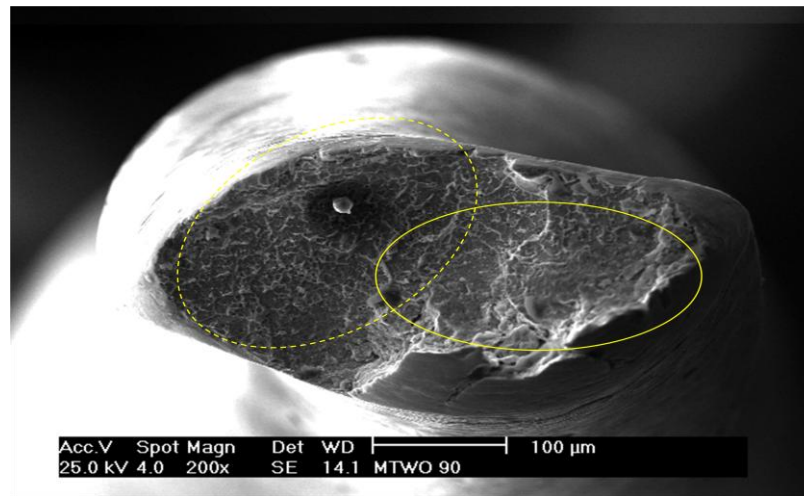


Fig. 58. Imágenes obtenidas por medio de SEM de una lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 90°. Se demarco dentro del círculo continuo la zona de propagación de la grieta y dentro del círculo punteado la zona de falla por sobrecarga. (A) Imagen a alta magnificación de la zona de propagación de la grieta. (B) Imagen a alta magnificación de la zona de falla por sobrecarga.

En la lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 45° se aprecia con claridad las estriaciones de fatiga y pareciera existir una única grieta que gobierna el proceso de falla, o por lo menos la región identificada de existir

otras grietas de menor magnitud, definitivamente la indicada en la imagen, es la grieta que contribuyo mayoritariamente al colapso del espécimen ensayado. Como se observa en la figura 59.

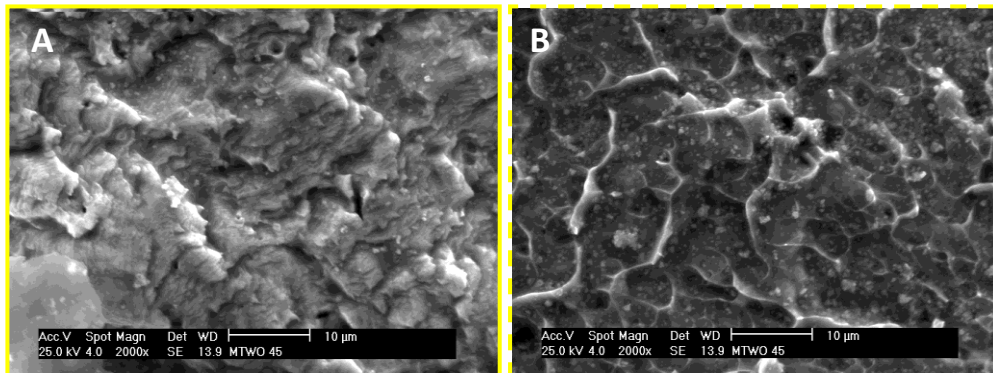
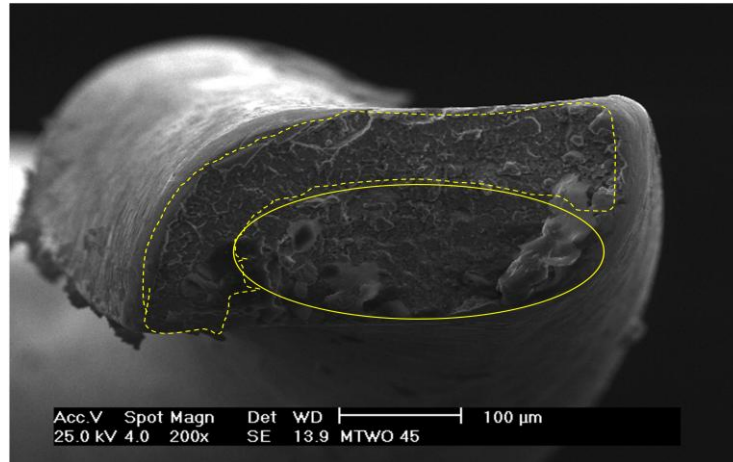


Fig. 59. Imágenes obtenidas por medio de SEM de una lima Mtwo sometida al ángulo de curvatura de 45°. Se demarco dentro del círculo amarillo continuo la zona de propagación de la grieta y dentro del círculo amarillo punteado la zona de falla por sobrecarga. (A) Imagen a alta magnificación de la zona de propagación de la grieta. (B) Imagen a alta magnificación de la zona de falla por sobrecarga.

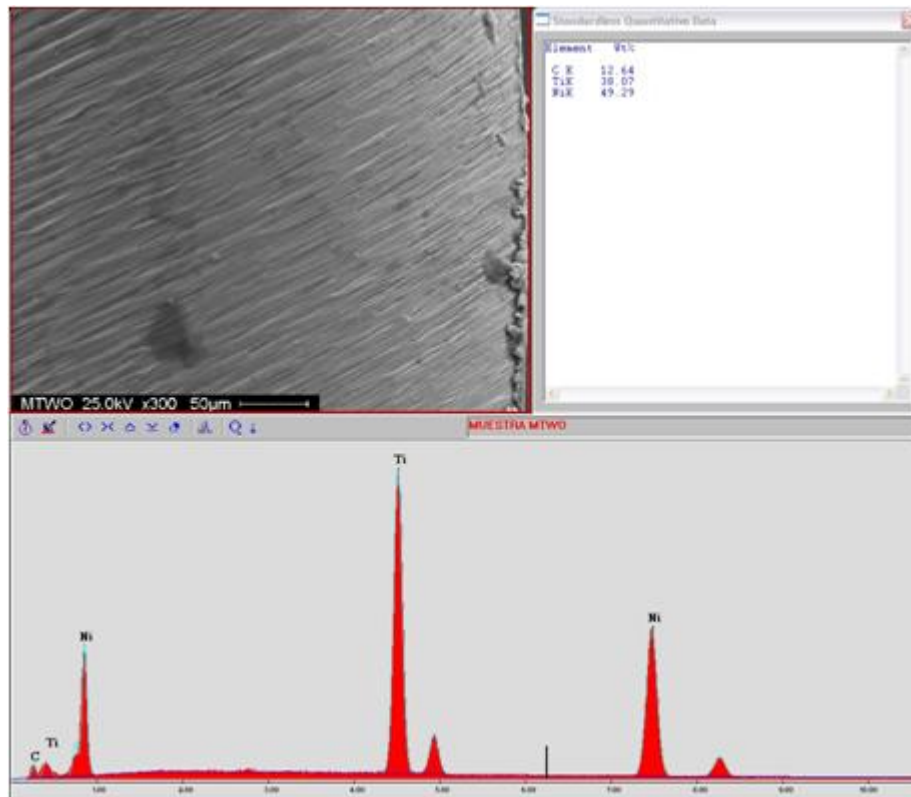


Fig. 60. Resumen del estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema Mtwo.

En el estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema Mtwo se encontró que la composición químico elemental de esta lima consiste de un 12% Carbono, 38% Titanio y 49% Níquel. (Figura 60). Además, en esa vista se puede apreciar el gran número de marcas residuales del procesos de fabricación de las limas Mtwo.

En las imágenes obtenidas por SEM del sistema RaCe se observó tanto para el ángulo de curvatura de 90° como para el de 45°, un dominio

importante de aspectos topográficos relacionados con fenómenos de inestabilidad plástica y casi imperceptibles las zonas de propagación. Se observan zonas de fractura por sobrecarga que prácticamente consumen el 90% del área de fractura total, como se puede apreciar en las figuras 61 (D) y (E). Sin embargo según se puede observar en la figura 61 (C) en uno de los vértices del triángulo que supone la geometría de la sección transversal de la lima en el sistema RaCe, se observa aplastamiento de la superficie, esta situación permite suponer que allí está un punto de nucleación de la grieta de fatiga la cual se propaga a partir de este.

En el estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema RaCe que se puede observar en la figura 62, se encontró que la composición química elemental de esta lima consiste de un 7% Carbono, 39% Titanio y 52% Níquel. Además en esta vista se observa como el electropulido que se le realiza a la lima deja una superficie lisa y pulida donde son prácticamente imperceptibles los defectos o marcas que quedan en las limas producto del proceso de fabricación.

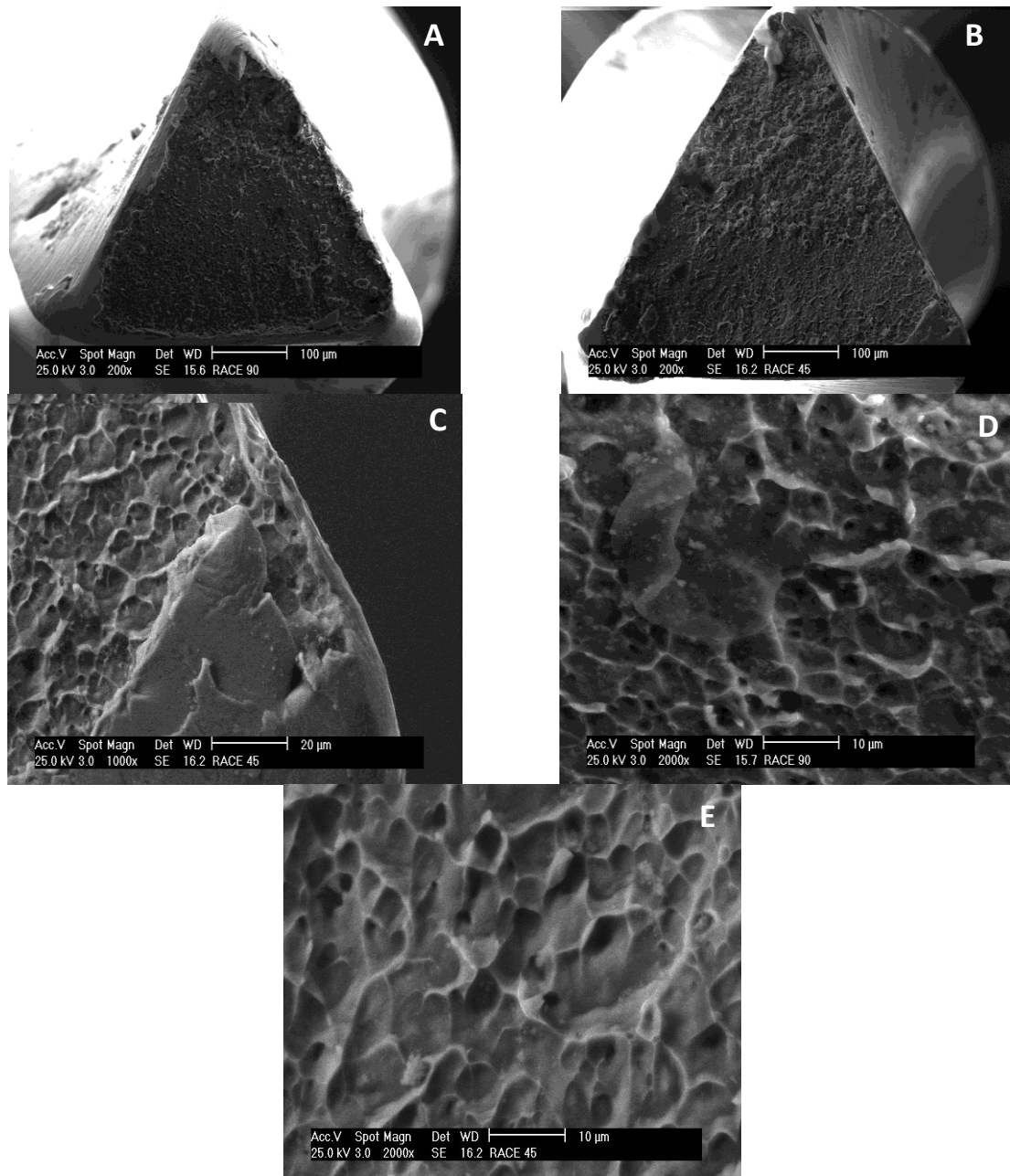


Fig. 61. Imágenes obtenidas por medio de SEM de limas RaCe (A) Imagen obtenida de una lima sometida al ángulo de curvatura de 90°.(B) Imagen obtenida de una lima sometida al ángulo de curvatura de 45° (C) Nótese el aplastamiento de la superficie que supone el punto de enucleación de la grieta. (D)(E) Imagen en alta magnificación de la zona de fractura por sobrecarga.

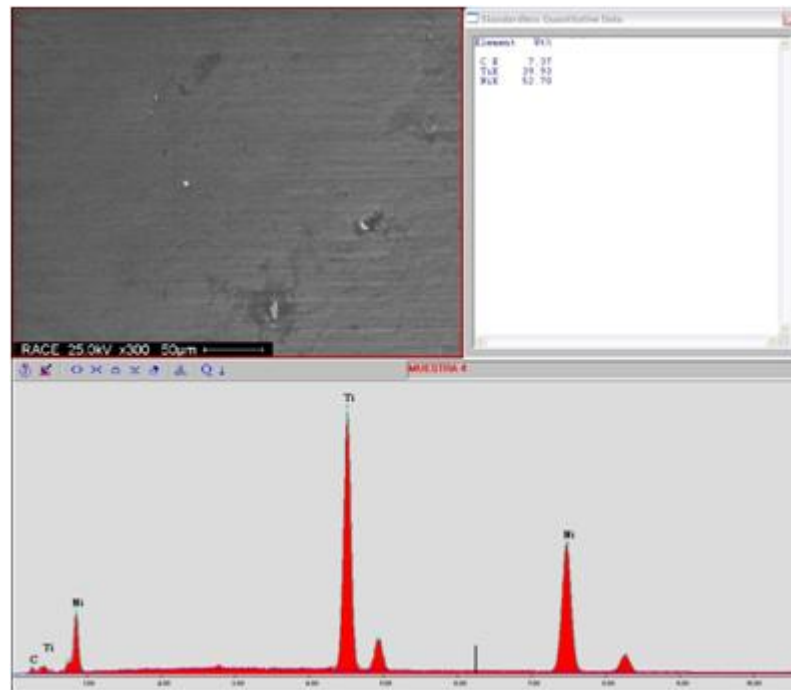


Fig. 62. Resumen del estudio Espectroscópico por dispersión en energías de rayos X del sistema RaCe.

V. DISCUSIÓN

Para los estudios de fatiga se implementa la Curva de Wohler (curvas de esfuerzo alternante versus ciclos a la falla), la cual es un instrumento de análisis clásico de las fallas derivadas del fenómeno de fatiga.⁽³⁾ En principio, no se representó esta curva, debido a que se deseaba simular el movimiento a lo largo del eje del conducto artificial, movimiento clásico durante la práctica convencional en un paciente (movimiento de picoteo). Ésta condición, a pesar de que es importante a la hora de definir este ensayo como simulativo de las condiciones reales en la clínica, trae como consecuencia, el no poder definir a través de una función paramétrica simple el valor estacionario del esfuerzo alternante asociado a los ciclos de falla registrado durante cada ensayo. Sin embargo, es una buena aproximación ya que cada valor de ángulo y radio de curvatura sugiere una deflexión máxima fija y ésta, a su vez el momento flector que está asociado al esfuerzo alternante efectivo que se está desarrollando en la lima, motivo por el cual podemos entonces establecer cierta analogía en la discusión de los resultados derivados de una curva clásica S/N y la obtenida en el presente estudio.

En este caso, estableciendo un análisis típico sobre curvas similares, muy utilizado en el área de ingeniería para la comprensión y evaluación del fenómeno de fatiga en elementos de máquina, observamos la figura 57, el gráfico de tendencia de la expectativa de vida de las limas Mtwo y RaCe en

función del ángulo de curvatura, donde se plasma la respuesta resumida de cada sistema evaluado ante la solicitud mecánica derivada de la prueba diseñada en el presente estudio, si bien no es una curva de Wohler, podríamos considerarlo como una buena aproximación, no de la propiedad intrínseca de la aleación sino más bien un resultado simulativo que sugiere, en todo caso para los distintos sistemas endodónticos, cuál de ellos presenta un mejor comportamiento ante la aplicación de un sistema dinámico de carga.

Como ya fue explicado en el Capítulo III, el cual trata los aspectos metodológicos de la investigación, cada lima al ser ensayada, experimenta una solicitud mecánica de naturaleza dinámica, como consecuencia de la acción conjunta de un momento flector producido en la herramienta al ser introducida en el conducto simulado (movimiento de picoteo) y simultáneamente entonces, al girar sobre su mismo eje por accionamiento del motor electromecánico que se acopla al dispositivo de ensayo, generando en el cuerpo de la lima, un conocido sistema de ensayo denominado ciclos de carga de inversión completa, producido por la flexión-rotativa.

En la curva que se representa en la figura 57, podemos observar en principio una tendencia clásica en la respuesta de los dos sistemas pudiéndose ajustar a un modelo tipo *Basquin* para la predicción de la

expectativa de vida de la lima en función de la geometría del conducto. En las curvas se observa el clásico incremento de la desviación estándar para valores bajos de esfuerzos, excepto para el sistema Mtwo. Este comportamiento es comúnmente explicado en términos de lo que a continuación se expone, la vida a la fatiga o mejor dicho, los ciclos asociados a la falla de un componente, son el resultado de la suma directa del número de ciclos relacionados con el evento de nucleación de una grieta de fatiga, más el número de ciclos asociados a la propagación de la grieta a través de la sección transversal de la lima hasta alcanzar un tamaño tal, que la lima finalmente fallará por sobrecarga axial. De aquí que, para bajos valores de esfuerzo alternante el evento que controla el proceso de falla es la nucleación y como se sabe este mecanismo es el que introduce la aleatoriedad en el comportamiento de registros de falla por fatiga, ya que una vez nucleada la grieta, esta se propagará a una velocidad que es función directa de las propiedades del material de acuerdo a lo establecido por la mecánica de fractura lineal elástica, disciplina de la ingeniería encargada de analizar este tipo de fenómenos en términos de la tenacidad de fractura, expresada normalmente por el factor de intensidad de esfuerzo crítico en la punta de la grieta.

Ahora bien, es interesante el hecho de que el sistema Mtwo no presente dicho comportamiento, lo cual pudiese estar asociado a la geometría de la lima, esta geometría pudiese estar controlando fuertemente el evento de

nucleación a un valor relativamente constante lo cual reduciría definitivamente las desviaciones en los datos registrados experimentalmente para este sistema. Desde el punto de vista de ingeniería de confiabilidad, eso sería altamente favorable ya que las predicciones realizadas por esta metodología para este sistema en particular observan una mayor confiabilidad.

Por otra parte, de las tendencias o curvas generadas a partir de la metodología sugerida por las normas ASTM E 606, 468, la cual considera la regresión directa de todos los puntos ensayados, nos encontramos con que, a grandes rasgos, los sistemas ensayados exponen pendientes algo similares. Esto sugiere en todo caso que todos los sistemas exponen la misma susceptibilidad a incrementar o disminuir el tiempo de vida útil con la variación del esfuerzo efectivo aplicado. En cuanto a cual sistema presenta un mejor comportamiento, podemos decir que de la observación directa de estas gráficas en todo momento el sistema Mtwo es quien tiene una mayor expectativa de vida bajo las condiciones controladas de prueba aquí diseñadas.

Todos los instrumentos evaluados se fracturaron aproximadamente a 3mm de la punta de la lima. Este valor se corresponde al punto de máxima curvatura de los diferentes conductos ensayados, si bien hay ciertas diferencias entre estos se deben al movimiento de picoteo que realiza el

dispositivo el cual permite que el instrumento no reciba el esfuerzo en un solo punto sino en un área demarcada por la amplitud del movimiento produciéndose la fractura en el punto de esa área donde el instrumento concentra el esfuerzo.

. Es definitivo que el diseño del instrumento va a determinar la resistencia a la fatiga del mismo. El sistema Mtwo se comportó de forma más favorable en todos los ángulos de curvatura y es posible que este comportamiento se deba a su diseño transversal. Como ya es bien sabido, a menor núcleo o masa, mayor será la expectativa de vida del instrumento a la fatiga. La lima Mtwo en su diseño transversal se compone de 2 hojillas cortantes unidas por un gran surco que le permite reducir el tamaño del núcleo de la lima y aumentar su flexibilidad, además es una lima que realiza buena distribución de esfuerzos a lo largo del instrumento, por ende le permite aumentar su expectativa de vida en los diferentes esfuerzos evaluados.

Por el contrario, para todos los casos RaCe fue el instrumento que presentó un menor número de ciclos para la falla, esto se debe a que su diseño asimétrico longitudinal con puntos de contacto alternantes actúa como puntos específicos de concentración de esfuerzos, lo que evita que haya una buena distribución de los mismos a lo largo del instrumento ocasionando la nucleación de la grieta en un menor número de ciclos rotatorios.

En la literatura sólo el estudio de Tripi, Bonaccorso y Condorelli en el 2006, compara ambos sistemas evaluados en esta investigación, RaCe y Mtwo a un ángulo de curvatura de 45°. Ellos además evaluaron los sistemas Profile, K3 y Race sin electropulido.⁽¹⁸⁾ Sin embargo, los resultados de esta investigación son contradictorios a los presentados por Tripi y cols.. En este estudio Race fue el sistema que presentó una menor expectativa de vida, por el contrario Tripi y cols. en su estudio señaló a RaCe como uno de los sistemas que tenía mayor expectativa de vida y consideró que esto se debía al electropulido que estas limas presentan en su superficie y Mtwo fue señalado como una lima con baja resistencia a la fractura por fatiga. Cabe destacar, que aunque las condiciones experimentales de ambos estudios fueron similares, en nuestro experimento se utilizó un movimiento simulativo axial para emular el movimiento de picoteo que se realiza durante la instrumentación clínica, y el estudio de Tripi y cols. fue un modelo de fatiga estático.

Otro estudio realizado por Min-Ho, y cols, en el 2011 donde se evaluó la resistencia a la fractura por fatiga de diferentes sistemas (Protaper, HeroShaper , Profile y Mtwo), y lo relacionó con el análisis de los elementos-finitos, se obtuvieron resultados concordantes a los de esta investigación ya que encontró que el sistema que presentaba mayor resistencia a la fatiga fue el sistema Mtwo. Ellos a su vez demostraron por medio del análisis de elementos-finitos que Mtwo era la lima que presentaba un menor número de

zonas de concentración de esfuerzo y por ello era el sistema con mayor expectativa de vida.⁽⁹⁴⁾

Yao, Schawartz y Beeson, en el 2006 realizaron un estudio donde evaluaron la fatiga de los sistemas K3, Profile y RaCe. Sus resultados concuerdan con los de esta investigación al encontrar que RaCe fue el sistema que tuvo un comportamiento deficiente con respecto a la resistencia a la fatiga de forma significativa al compararlo con los otros sistemas evaluados.⁽⁶⁴⁾

El conocer el comportamiento de estos sistemas, nos permite realizar una adecuada elección del instrumento a utilizar en los diferentes conductos. Mtwo es el sistema que presenta mayor expectativa de vida en todos los niveles de esfuerzo, esto se traduce en que Mtwo debería ser el instrumento a seleccionar en casos complejos de curvaturas abruptas, ya que será la lima que tendrá menor probabilidad de fracturarse por fatiga.

Es importante al momento de realizar la instrumentación de los conductos, estar conscientes del radio y ángulo de curvatura que se está tratando, ya que es notable que a medida que estos aumentan, el número de ciclos para la fractura disminuye de forma considerable.

La fractografía se puede definir como la ciencia de observar, medir e interpretar la topografía de una superficie de fractura. La fractografía se puede utilizar para identificar el origen de la fractura, la dirección de la propagación de la grieta, el tipo de fractura, los defectos del material, y la naturaleza de los esfuerzos. ⁽⁵⁵⁾

En este estudio, los instrumentos del sistema Mtwo presentaron la morfología típica de una falla por fatiga, apreciándose claramente la zona de propagación de la grieta y la zona de sobrecarga asociada a los últimos ciclos del proceso de falla. Además, se observa con claridad las estriaciones de fatiga y pareciera existir una única grieta que gobierna el proceso de falla, o por lo menos la región identificada de existir otras grietas de menor magnitud.

De igual forma la orientación preferencial en la cual están alineadas estas estriaciones, sugiere que el origen de la grieta se encuentra ubicada en la pared lateral de la lima y no en los vértices, zonas en las cuales, como consecuencia de la geometría, se esperaría que existiese una mayor concentración de esfuerzos, sin embargo al observar en la figura 58 (A), se aprecia en la pared lateral, una grieta secundaria, la cual se intercepta con las marcas superficiales mecanizadas en estas limas, características de las limas que poseen un tallado dentro del proceso de fabricación. Estas marcas superficiales, para el caso de las limas Mtwo, parecieran constituirse en

concentradores de esfuerzos de mayor relevancia que la geometría de la sección transversal de la lima, prevaleciendo entonces dicha condición superficial como sitios potenciales para la nucleación de las grietas de fatiga.

Con respecto al estudio realizado al sistema a través de la técnica de Espectroscopía por Dispersión en Energías en Rayos X (EDS), es importante destacar lo pronunciado de las marcas superficiales que se observan. El espectro como tal muestra, como era de esperarse, los picos de Titanio y Níquel respectivamente, al ser cuantificados ambos elementos se tiene una aleación base Níquel (49%), altamente aleada con Titanio (38%), también se observa la presencia de Carbono, alrededor del 12%, lo cual si bien no forma parte del sistema de aleación en principio o por composición nominal su presencia puede ser considerada producto de contaminación del espécimen y su cuantificación quizás no sea tan precisa, a pesar que el equipo de análisis utilizado cuenta con una ventana para el detector de EDS de un nuevo compuesto polimérico que es capaz de permitir la captación por parte del semiconductor presumiblemente de Si (Silicio) Ge (Germanio) , la detección del Carbono, aspecto que no hubiese sido posible con un sistema de detección convencional en donde la protección se da a través de una ventana de Berilio la cual no permite la detección del carbono.

En cuanto a los instrumentos del sistema RaCe, estos en su topografía presentaron una superficie de fractura muy limpia totalmente orientada a 90

grados del eje de aplicación de carga, aspecto típico de igual forma de un proceso de deterioro progresivo que involucra claro está la falla por fatiga.

Analizando las morfologías que revelan ambas muestras del sistema RaCe aquí evaluado se observa claramente un dominio importante de aspectos topográficos relacionados con fenómenos de inestabilidad plástica y casi imperceptibles zonas de propagación, estas zonas de fractura por sobrecarga que prácticamente consumen el 90% del área de fractura total (figuras 61. D y E), indican que rápidamente el material se encuentra en una situación que no le permite resistir la carga monotónica asociada al ensayo y fractura, este comportamiento podría estar asociado en principio a la pobre sección del núcleo, la cual si bien es cierto podría ayudar en el desempeño a la fatiga, no es menos cierto que bajo condiciones de carga axial estática se esperaría un menor valor de carga, es importante destacar que no se debe confundir en este análisis el concepto de carga con esfuerzo, es imperativo que se entienda que se está hablando directamente del valor del estímulo mecánico externo (carga) que la lima es capaz de soportar, en este caso nada se discute de la propiedad mecánica intrínseca de la aleación constituyente de la lima, lo cual estaría definido en términos de su resistencia a la tracción (esfuerzo como tal).

Por otra parte, hemos comentado que ha sido casi imperceptible las regiones asociadas al periodo de propagación de la grieta producto de los ciclos de carga, sin embargo, la imagen mostrada en la figura 61(C), revela un aspecto esclarecedor del mecanismo de falla que se presenta, aquí se puede ver una toma ampliada de uno de los vértices del triángulo que supone la geometría de la sección transversal de la lima en el sistema Race, en esta zona se observa aplastamiento de la superficie. Esta situación permite suponer que allí está un punto de nucleación de la grieta de fatiga la cual se propaga a partir de este, dicha afirmación o suposición se hace considerando la naturaleza del sistema de carga que se genera en el dispositivo de ensayo, se debe recordar que el sistema de carga dinámico asociado al ensayo aquí diseñado se corresponde a ciclos de carga de inversión completa, derivado este de la condición de flexión rotativa que genera el dispositivo de ensayo, es bien conocido que bajo estas condiciones de carga al nuclearse y posteriormente propagarse la grieta en los periodos de compresión durante el ensayo, las superficies de la grieta se unen produciendo aplastamiento, lo cual implica que los aspectos morfológicos asociados a la nucleación y propagación se ocultan o desaparecen producto de este evento colateral relacionado exclusivamente a los sistemas de carga basados en flexión rotativa.

En cuanto a la naturaleza química elemental del sistema RaCe al igual que sistema Mtwo sigue siendo una aleación base Níquel, quizás esta en

comparación con el sistema descrito anteriormente un poco menor su contenido de titanio, sin embargo si se considera la naturaleza semi-cuantitativa de este procedimiento o de los procedimientos espectroscópicos en general que son aplicados en campos tan pequeños podríamos decir que la diferencia no es significativa.

De acuerdo a lo descrito, el tipo de fractura que prevalece en este estudio es la fractura de tipo dúctil, la cual ocurre después de una apreciable cantidad de deformación plástica del cuerpo, entendiendo que los esfuerzos en una región relativamente grande de la pieza rebasaron la resistencia mecánica.⁽³⁾

Los resultados obtenidos por medio de la fractografía concuerdan con los estudios de Grande y Plotino, quienes observaron las superficies fracturadas de las limas Mtwo y Protaper en Microscopía Electrónica de Barrido, encontrando una superficie lisa sin rasgos distintivos en la periferia y un área central irregular y fibrosa asociada con una fractura de tipo dúctil. En la periferia, se encontraban las áreas de iniciación y crecimiento de la grieta. La propagación de la grieta estaba representada por estriaciones causadas por los esfuerzos durante la rotación del instrumento que se dirigían de la periferia al centro. Finalmente, la fractura dúctil se observaba en el centro de la superficie y se caracterizaba por la presencia de múltiples hoyuelos.

A su vez, Azimi , Delvari , Hajariam y cols. en el 2011, evaluaron las superficies de fractura por fatiga de los instrumentos RaCe y Protaper. Sus resultados respecto a las limas Race concuerdan con los de este estudio al observar patrones de fractura por fatiga y sobrecarga, en la zona de propagación de la grieta encontraron las características estriaciones de fatiga y microgrietas, mientras en la zona de fractura por sobrecarga se presentaron los típicos hoyuelos que indican la fractura tipo dúctil del material.⁽⁹⁵⁾

1. Limitaciones

El modelo ideal para estudiar la fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi, debería involucrar la instrumentación de conductos curvos en dientes naturales. Sin embargo, tal modelo no se puede realizar puesto que con la instrumentación de cada lima que se introduzca en estos conductos, variaría la forma del mismo, trayendo como consecuencia, que cada diente sólo podría ser utilizado una vez, lo que imposibilitaría estandarizar la investigación.

En vista de que no es posible realizarlo en diente naturales, el modelo experimental se diseñó sobre conductos simulados. Aunque esto nos permite estudiar cada lima bajo condiciones reproducibles y manejando la mayor cantidad de variables, trae desventajas por su diferencia con respecto a la práctica clínica.

Nuestro estudio así como el resto de los estudios de laboratorio acerca de fatiga indica un número de ciclos para fractura mucho mayor al número de ciclos estimados en la práctica clínica. Esto destaca lo complejo que es establecer unas condiciones que simulen las condiciones de uso de las limas rotatorias.

Se ha demostrado que si las dimensiones del conducto simulado no se aproximan en tamaño y forma al instrumento, la curvatura que describa el instrumento será de menor radio y mayor ángulo afectando los resultados del estudio.⁽⁹⁶⁾ Aunque se tuvo presente tal afirmación al momento de diseñar el dispositivo para el estudio de la fatiga de las limas NITI, y en la teoría el diseño incluía la fabricación de los conductos artificiales según el tamaño de las limas ISO 25/0.06 mm/mm. Al momento de fabricar el dispositivo no se disponía de una fresa que realizara un maquinado menor a 1mm, por lo que los conductos artificiales del modelo experimental utilizado no se ajustan totalmente a la conicidad del instrumento. Sin embargo, como todas las limas utilizadas presentan las mismas proporciones, estas forman el mismo ángulo y radio de curvatura al colocarse dentro de los conductos simulados, por lo que se logró estandarizar las condiciones del estudio.

En la investigación se deseó reproducir el movimiento clásico durante la práctica convencional en un paciente o movimiento de picoteo. Ésta condición, a pesar de que es importante a la hora de definir este ensayo

como simulativo de las condiciones reales en la clínica, trae como consecuencia el no poder definir a través de una función paramétrica simple el valor estacionario del esfuerzo alternante asociado a los ciclos de falla registrado durante cada ensayo. Sin embargo, es una buena aproximación ya que cada valor de ángulo y radio de curvatura sugiere una deflexión máxima fija y ésta, a su vez el momento flector que está asociado al esfuerzo alternante efectivo que se está desarrollando en la lima, motivo por el cual podemos entonces establecer cierta analogía en la discusión de los resultados derivados de una curva clásica S/N y la obtenida en el presente estudio.

Se entiende que la confiabilidad de los resultados aumenta al incrementar el número de muestras por grupo, sin embargo, el número que se utilizó en este experimento es reducido, debido a factores económicos y disponibilidad de las limas en el mercado.

Por último, la fatiga es uno de los factores que ocasiona que las limas se fracturen durante su utilización. Sin embargo, son muchos los factores que contribuyen a la fractura de los instrumentos y es imposible en un modelo experimental reproducir todas las condiciones que participan en dicho proceso.

Para esta investigación no se tomaron en cuenta otros factores contribuyentes a la fractura como la torsión que se genera en el instrumento al realizar la instrumentación en las paredes dentinarias.

En este modelo experimental tampoco se adicionaron factores que pueden contribuir a la fatiga como es la corrosión ocasionada por la humedad del conducto radicular y la irrigación con hipoclorito de sodio.

VI. CONCLUSIONES

Como conclusiones de esta investigación encontramos lo siguiente:

- Los sistemas presentaron diferencias significativas entre ellos, con respecto a su expectativa de vida bajo ciclos de esfuerzo alternante, aunque todos los sistemas fueron evaluados con limas del mismo diámetro y conicidad.
- Las características de diseño de cada sistema evaluado tanto transversal como longitudinalmente, son las responsables de las diferencias en el comportamiento de cada lima.
- Los sistemas ensayados sugieren que mientras menor sea el núcleo del instrumento mayor será la resistencia a la fatiga.
- Existe una relación inversamente proporcional entre el número de ciclos para la fractura por fatiga y el ángulo de la curvatura. A mayor ángulo de curvatura, menor el número de ciclos para la fractura
- .- El diseño asimétrico longitudinal con puntos de contacto alternantes característico de las limas RaCe, influye de forma negativa en la resistencia a la fractura por fatiga.
- Mtwo es el sistema que presenta un mejor comportamiento en cuanto a la resistencia a la fractura por Fatiga
- El modo de fractura que predomina en los ensayos de fatiga es la fractura tipo dúctil.

VII. RECOMENDACIONES

- Se recomienda en casos con ángulos de curvatura pronunciados utilizar el sistema Mtwo.
- Para prevenir la falla por fatiga, los instrumentos deben ser descartados después de un cierto número de usos, aunque no presenten defectos visibles. De acuerdo a los resultados de esta investigación RaCe debe ser descartado luego de un menor número de usos que Mtwo.
- En casos de curvaturas abruptas se recomienda utilizar instrumentos nuevos y descartar los mismos luego de su uso.
- En casos de curvaturas complejas se recomienda utilizar instrumentos que tengan un núcleo menor.
- Antes de introducir una lima rotatoria se recomienda realizar una adecuada apertura de cámara y la eliminación de las interferencias o curvaturas que puedan presentarse a nivel coronal, con la finalidad de evitar la fatiga innecesaria de las limas.
- Se recomienda realizar más estudios que comparen la resistencia a la fractura por fatiga de las limas Mtwo y RaCe, en vista de los pocos estudios realizados utilizando como muestra estos dos sistemas rotatorios.

VII. REFERENCIAS

1. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel titanium endodontics instruments after clinical use. *J Endod* 2004; 30: 722-5.
2. Cheung G. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics* 2009, 16, 1-26.
3. Callister WD. *Materials science and engineering. An introduction.* New York (EEUU): John Wiley & Sons, Inc; 2000, p. 208-50.
4. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Nusstein J, Daehn G. SEM observations of Nickel- Titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod* 2005; 31(1): 40-43.
5. Strindberg LZ. The dependence of the results of pulp therapy on certain factors. An analytic study based on radiographic and clinical follow up examinations. *Acta Odontol Scand* 1956; 14: 1-175.
6. Chevigny C, Dao T, Basrani B, Marquis V, Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S. Treatment outcome in endodontics: The Toronto study - Phase 4 – Initial Treatment. *J Endod* 2008; 34: 258-263.
7. Grossman LI. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969; 28: 746-52.
8. Brantley W, Svec T, Powers I, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of Nickel- Titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *J Endod* 2002; 28(11): 774-778.
9. Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of the shape of artificial Canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2010; 43: 69-75.
10. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23: 77-85.
11. Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297-310.
12. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002; 28(10): 716-720.

13. De Toledo R, Azevedo M y Garcia C. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. En: Leonardo M y de Toledo R. Endodoncia conceptos biológicos y recursos tecnológicos. Ed. Artes Médicas. 2009. Pag 255-98.
14. Civjan, S., Huget, E., y DeSimon, L. Potential Applications of Certain Nickel- Titanium (Nitinol) Alloys. J Den res. 1975;54:89-96
15. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod 1988; 14:346-51.
16. Glosson C, Haller R, Dove B, Del Rio C. A comparison of root canal preparation using NiTi hand, NiTi engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod 1995; 21(3): 146-151.
17. Bahia M, Martins R, Gonzalez B, Buono V. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int Endod J 2005; 38: 795-801.
18. Tripi T, Bonaccorso A, Condorelli G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 102: 106-114.
19. Martins R, Bahia M, Buono V. Surface analysis of Profile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy- dispersive spectroscopy: a preliminary study. Int Endod J 2002; 35: 848-853.
20. Parashos P, Messer H. Rotary NiTi instruments fracture and its consequences. J Endod 2006; 32: 1031- 1043.
21. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J 2011; 44: 253-258.
22. McSpadden JT. Mastering Endodontic Instrumentation. Ramsey (EEUU). Arbor Books, Inc; 2006.
23. Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. The Mtwo NiTi rotary system for root canal preparation. Roots 2006; 3: 67-70
24. Yum J, Cheung G, Park J, Hur B, Kim H. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. J Endod 2011; 37: 382-386.

25. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: Protaper versus Profile. *J Endod* 2003; 29: 15-9.
26. Sattapan B, Nevo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotatory nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000; 26: 161-5.
27. Park S, Cheung G, Yum J, Hur B, Park J, Kim H. Dynamical torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010; 36: 1200-1204.
28. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006; 39: 119- 26.
29. Kim HC, Kim HJ, Lee C, Kim BM, Park J, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J* 2009; 42: 593-602.
30. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J* 2009; 42: 593- 602.
31. Chirani R, Chevalier V, Chirani S, Calloch S. Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite element models of 5 NiTi endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111: 115-121.
32. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross sections on torsional and bending stresses of nickel titanium root canal instrument models. *J Endod* 2000; 26: 414-7.
33. American Society for Testing of Materials ASTM E 1823 (2005) Relating to fatigue and fracture testing. USA: American Society for Testing of Materials International.
34. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999; 32: 115-9.
35. Bahia M, Lopes V. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical used in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100: 249-55.

36. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999; 25(6): 434-440.
37. Li U, Lee B, Shih C, Lan W, Lin C. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic test. *J Endod* 2002; 28(6): 448-451.
38. Grande M, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary system. *Int Endod J* 2006; 39: 755-763.
39. Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J., Magán, F., Ahan, S., Rodríguez, C. Factor influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2003;36:262-266.
40. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahilo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root Canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002; 28(7): 540-2.
41. Melo M, Pereira E, Viana A, Fonseca A, Buono V, Bahia M. Dimensional characterization and mechanical behaviour of k3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008; 41: 329-338.
42. Troian C, Figueiredo A, Oliveira E. Deformation and fracture of Race and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J* 2006; 39: 616- 625.
43. Di Fiore P. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instruments fracture. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(2): 196-201.
44. Inan U, Aydin C, Tunca Y. Cyclic fatigue of Protaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104: 837-840.
45. Gambarini G. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001; 34: 386- 389.
46. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of protaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97: 251-256.

47. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005; 31: 183-6.
48. Shen Y, Cheung G, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J Endod* 2009; 35: 133-136.
49. Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2007; 40: 45-51.
50. Gabel, W., Hoen, M., Steiman, R., Pink, F., Dietz, R. Effect of Rotational Speed on Nickel- Titanium File Distorsion. *J Endodon.* 1999;25:752-754.
51. Civjan, S., Huget, E., y DeSimon, L. Potential Applications of Certain Nickel- Titanium (Nitinol) Alloys. *J Den res.* 1975;54:89-96
52. Kitchens G, Liewehr F, Moon P. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007; 33: 52-54.
53. Lopes H, Ferreira A, Elias C, Moreira E, Machado J, Siqueira J. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2009; 35: 1013- 1016.
54. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in Protaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005; 38: 802-9.
55. So-Ram OH, Seok-Woo C, Yoon L, Yu G, Won-Jun S, Woocheol L y cols. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Pral Radiol Endod* 2010;109:622-628
56. Bahia M, Melo M, Buono V. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of k3 instruments. *Int Endod J* 2008; 41: 883-891.
57. Galvao F, Da Cunha J, Pimienta M. Fractographic analysis of K3 Nickel-Totanium rotary instruments submitted to different modes of mechanical loading. *J Endod* 2008; 34(8): 994- 998.
58. Cheung GSP, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparision of defects in ProTaper hand operated and engine driven instruments after clinical use. *Int Endod J* 2004; 40: 169-78.

59. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of protaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod* 2007; 33: 276-279.
60. Shen Y, Bian Z, Cheung GS, Pen B. Analysis of defects in Protaper hand operated instruments after clinical use. *J Endod* 2007; 33: 287-90.
61. Tabalni RM, Simha NK, Berg BT. Mean stress defects on fatigue of NiTi. *Master Sci Engin A* 1999; 273-5: 644-8.
62. Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int Endod J* 2007; 40: 619-625.
63. Cheung G, Darvell B. Low cyclic fatigue of NiTi rotary instruments of various cross sectional shapes. *Int Endod J* 2007; 40: 626-632.
64. Yao J, Schwartz, Beeson T. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in dynamic model. *J Endod* 2006; 32: 55-57.
65. Ray J, Kirkpatrick T, Rutledge E. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod J* 2007; 33: 1469-1472.
66. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007; 33: 737-41.
67. Plotino G, Grande M, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009; 35: 1469-1476.
68. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007; 33: 1212-6.
69. Barbosa FOG, Gomes JA, de Araujo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33:1477–80.
70. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, et al. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24:843–7.

71. Melo M, Bahia M, Buono V. Fatigue resistance of engine driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002; 28(11): 765-769.
72. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2009;35:404–7.
73. Li U, Shing C, Hong W, Pin C. Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic NiTi rotary instruments. *Dental Materials Journal* 2006; 25(2): 247-252.
74. Cheung GS, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J* 2007;40:626–32.
75. Bahia M, Buono V. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:249–55.
76. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high torque endodontic motors. *J Endod* 2001; 27(12): 772-774.
77. Larsen C, Watanabe I, Glickman G. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009; 35: 401-403.
78. Plotino G, Grande N, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Influence of size and taper of artificial Canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: e60-e66.
79. Plotino G, Grande M, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2006; 39: 716-723.
80. Grande NM, Plotino G, Pecci R, et al. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006; 39:755–63.
81. Gambarini G, Grande N, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M Testarelli L. Fatigue resistance of engine driven rotary nickel titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008; 34: 1003-1005.

82. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2006; 39:196–202.
83. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2004;37:832–839.
84. Fagundo C, Contreras Z, De Ribot J. *Revista Odontológica de Especialidades (RODE)*. [Sede Web]. Barcelona, España. [Fecha de acceso 15 de septiembre del 2011] Disponible en: <http://www.infomed.es/rode/index>.
85. Suministros Dentales Anton S.L. [Sede Web]. [Fecha de acceso 15 de septiembre del 2011] Disponible en: <http://www.antonsl.es/index>
86. Baumann MA. Reamer with alternating cutting edges – concepts and clinical application. *Endodontic topics* 2005; 10: 176-178.
87. Vaudt J, Bitter K, Kielbassa AM. Evaluation of rotary root canal instruments *in vitro*: a review. *Endodontic Practice Today* 2007; 1(3): 189-203.
88. Leonardo M, Kildare K, Ramalho R, Miranda E, Guerreiro J. Sistema FKG-Race (FKG Dentaire Suiza) En: Leonardo M. *Endodoncia “Tratamiento de conductos radiculares” Volumen 2*. Artes Médicas Latinoamérica, 2005.
89. Royal Dent SL. [Sede Web]. Barcelona. [Fecha de acceso 15 de septiembre del 2011] Disponible en: <http://www.royal-dent.com>
90. Odontozag [Sede Web]. Costa Rica [Fecha de acceso 15 de septiembre del 2011] Disponible en: <http://www.odontozag.com>
91. Confident Sales India PVT LTD. [Sede Web]. India [Fecha de acceso 15 de septiembre del 2011]. Disponible en : <http://www.confidentonline.net>
92. Chianello G, Specian V, Hardt L, Raldi D, Lage-Marques J, Habitante S. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Braz Dent* 2008, 19(2): 109-113.
93. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 757-763.

94. Min-Ho L, Antheunis V, Byung-Min K, Chan-Joo L, Bock H, Hydeon-Cheol K. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod*, 2011;37:1152–1157
95. Azimi S, Delvari P, Hajarian H, Saghiri M, Karamifar K, Loftis M. Cyclic fatigue resistance and fractographic analysis of RaCe and ProTaper rotary NiTi instruments. *Iranian Endodontic Journal* 2011;6(2):80-86
96. Grande NM, Plotino G, Falanga A, y cols. A new device for cyclic fatigue testing of NiTi rotary endodontic instruments (abstract R60). *Int Endod J* 2005; 38; 936-7.