

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**Colegio de Posgrados**

**Fatiga cíclica en sistemas reciprocantes WaveOne Gold y Reciproc Blue  
después de su uso en canales con curvaturas severas.**

**Angel Gerardo Lara Muñoz**

**Dra. Daniela Mendoza**

**Especialista en Endodoncia**

**Directora de Trabajo de Titulación**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito para la obtención del título de  
Endodoncista

Quito, diciembre 2020

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**COLEGIO DE POSGRADOS**

**HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**Fatiga cíclica en sistemas reciprocantes WaveOne Gold y Reciproc Blue**

**después de su uso en canales con curvaturas severas.**

**Angel Lara Muñoz**

Firmas

Dra. Daniela Mendoza

Especialista en Endodoncia

Directora del Trabajo de Titulación

---

Dr. José Maldonado

Especialista en Endodoncia

Director del Programa de Endodoncia

---

Dra. Paulina Aleaga

Especialista en Cirugía Oral

Decana de la Facultad de Odontología

---

Hugo Burgos

PHD en Estudios Mediáticos

Decano del Colegio de Posgrados

---

Quito, diciembre 2020

### © Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante:	_____
Nombre:	Angel Gerardo Lara Muñoz
Código de estudiante:	00203678
C. I.:	1725985269
Lugar y fecha:	Quito, diciembre 2020

## **DEDICATORIA**

A Dios, a toda mi familia, en especial a mis padres y mi tía Elva por su completo apoyo en esta meta de mi vida y por siempre estar junto a mí con su cariño.

A mi enamorada que siempre me ayudó de manera incondicional dándome aliento, consejos y motivándome para ser mejor persona.

## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero agradecer a la Universidad San Francisco de Quito por abrirme sus puertas y darme la oportunidad de educarme.

Agradezco a la Dra. Daniela Mendoza, quien fue mi tutora y me brindó su asesoramiento científico, su apoyo, paciencia y amistad incondicional.

Mis sinceros agradecimientos también están dirigidos a mi tía, Elva Lara quien con sus conocimientos en ingeniería me ayudó con el proyecto de investigación

## RESUMEN

La presente investigación realizada bajo el aval del postgrado de Endodoncia de la Universidad San Francisco de Quito tiene el objetivo de comparar la resistencia de fatiga cíclica de dos tipos de limas de endodoncia usadas actualmente, las limas WaveOne Gold Primary y Reciproc Blue R25, de aleaciones térmicamente tratadas, de movimiento recíprocante y con el mismo tamaño en la punta; al cuantificar el tiempo de fatiga cíclica hasta sus fracturas al usarlas en instrumentación de canales artificiales con curvaturas severas de 60° de ángulo de curvatura y de 2 o 5mm de radios de curvatura confeccionados en bloques de acero inoxidable en industria metalúrgica ecuatoriana.

Se usaron 20 limas de muestra clasificadas en 4 grupos de estudio, con 5 instrumentos cada uno, agrupados de acuerdo al tipo de lima usada en canales artificiales de 60° de curvatura pero de 2 diferentes radios, de la siguiente manera: Grupo #1 limas WaveOne Gold Primary (Dentsply) usadas en canal de 2mm de radio de curva, Grupo #2 limas WaveOne Gold Primary (Dentsply) usadas en canal de 5mm de radio de curva, Grupo #3 limas Reciproc Blue R25 (VDW) usadas en canal de 2mm de radio de curva y Grupo #4 limas Reciproc Blue R25 (VDW) usadas en canal de 5mm de radio de curva.

Se realizó instrumentación recíprocante objetiva de los canales artificiales de acero inoxidable gracias al uso de un soporte para la pieza de mano endodóntica con un diseño propio del autor adaptando un articulador odontológico que dio la misma estabilidad y posición para todos los grupos de estudio, la misma profundidad o longitud de trabajo en la preparación de todos los canales. Durante lo cual se fue cuantificando el tiempo de duración en segundos de fatiga cíclica hasta la fractura de cada una de las limas, de tal manera que dicha prueba de fatiga podría comparar el número de ciclos límite hasta la fractura de los diferentes grupos. Posteriormente se llevó la muestra a observación microscópica de 20X después de la fractura

para análisis de la sección transversal de los instrumentos.

Los resultados obtenidos fueron que el Grupo # 4 de Reciproc Blue R25 en canal de 5mm de radio de curvatura obtuvo el mayor número de ciclos hasta la fractura, seguido del Grupo #3 de Reciproc Blue R25 usado en canal de 2mm; después el Grupo # 2 de limas WaveOne Gold Primary en canal de 5mm y por último el Grupo #1 de WaveOne Gold Primary en canal de 2mm con el menor número de ciclos hasta la separación. Lo que nos permite llegar a la conclusión que los 2 grupos de limas Reciproc Blue R25 fueron significativamente superiores en la resistencia a la fatiga cíclica en relación a los 2 grupos de limas WaveOne Gold Primary, es decir que la aleación Reciproc Blue mostró más resistencia a la fractura cíclica que la aleación WaveOne Gold.

Además, los resultados ratifican que el radio de curvatura tiene una relación inversamente proporcional al índice de fractura cíclica, ya que a medida que menor sea el valor del radio de curvatura aumenta la probabilidad de la separación del instrumento. Debido a que en el estudio el radio de curvatura de 2mm de los canales artificiales obtuvieron menor número de ciclos o resistencia hasta la fractura al comparar con el radio de curvatura de 5mm, cuando se compara el mismo tipo de aleación de las limas.

Palabras clave: número de ciclos, fatiga cíclica, fractura, WaveOne Gold, Reciproc Blue, ángulo de curva, radio de curva.

## ABSTRACT

The current study, which was approved by Universidad San Francisco de Quito (USFQ), aimed to compare cyclic fatigue resistance between two different endodontic heat-treated files: WaveOne Gold Primary and Reciproc Blue R25, by recording their time to fracture after using them on simulated root canals with severe curvature (60 degrees) and different radii of curvature (2 or 5 mm).

Twenty files were used and allocated into the following four groups (five files per group): Group 1, WaveOne Gold Primary [Dentsply] files were used to prepare root canals with a 2 mm. radius of curvature; Group 2, WaveOne Gold Primary [Dentsply] files were used to prepare root canals with a 5 mm. radius of curvature; Group 3, Reciproc Blue R25 [VDW] files were used to prepare root canals with a 2mm. radius of curvature; and group 4, Reciproc Blue R25 [VDW] files were used to prepare root canals with a 5 mm. radius of curvature.

Reciprocating instrumentation was performed on a novel design built up by the author, which contained artificial stainless steel canals with the same working depth and length. Time to fracture was recorded and then, after breakage, files cross section was observed with an Endodontic Operating Microscope by using 20x magnification.

The following results were obtained: Reciproc Blue R25 that shaped simulated root canals with a 5 mm. radius of curvature had a greater number of cycles until fracture, followed by the Reciproc Blue R25 that shaped root canals with a 2 mm. radius of curvature, WaveOne Gold Primary that shaped root canals with a 5 mm. radius of curvature and WaveOne Gold Primary that shaped root canals with a 2 mm. radius of curvature.

In conclusion, both Reciproc Blue R25 groups had significantly better cyclic fatigue resistance compared to WaveOne Gold Primary groups. Furthermore, results confirmed that



radius of curvature has an inversely proportional relationship to cyclic fracture index, since as the value of the radius of curvature is smaller, the probability of instrument breakage increases. This was shown in this study, because when artificial canals had a 2mm radius of curvature, a lower number of cycles were required until file fracture when compared to the 5mm radius of curvature.

Keywords: number of cycles, cyclic fatigue, fracture, WaveOne Gold, Reciproc Blue, angle of curvature, radius of curvature.

## TABLA DE CONTENIDO

<b>RESUMEN</b> .....	6
<b>ABSTRACT</b> .....	8
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	25
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	25
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	27
<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	28
<b>OBJETIVOS</b> .....	30
<b>General</b> .....	30
<b>Específicos</b> .....	30
<b>HIPÓTESIS</b> .....	31
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	32
<b>REVISIÓN DE LA LITERATURA</b> .....	32
<b>2.1. INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA</b> .....	34
<b>2.1.1. VENTAJAS DE LA INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA</b> .....	39
<b>2.1.2. DESVENTAJAS DE LA INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA</b> .....	40
<b>2.1.3. TÉCNICA ROTATORIA RECIPROCANTE</b> .....	40
<b>2.2. SISTEMAS O LIMAS ROTATORIAS EN ENDODONCIA</b> .....	42
<b>2.3. ALEACIÓN NIQUEL TITANIO DE LIMAS ROTATORIAS</b> .....	45
<b>2.3.1. PROPIEDADES DE LA ALEACIÓN NITI</b> .....	47
<b>2.3.2. DESARROLLO Y FABRICACIÓN DE LA ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO</b> .....	49
<b>2.3.3. FASES CRISTALOGRAFICAS DE LA ALEACIÓN DE NITI</b> .....	53
<b>2.3.4. ALEACIONES NITI TERMOTRATADAS</b> .....	57
<b>2.4. DISEÑO DE LAS LIMAS O SISTEMAS ROTATORIAS</b> .....	61
<b>2.5. CINEMÁTICA DE LAS LIMAS O SISTEMAS ROTATORIOS</b> .....	76
<b>2.6. CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS O MECANIZADOS</b> ..	78
<b>2.6.1. CLASIFICACIÓN SEGÚN LA CRONOLOGÍA DE LANZAMIENTO</b> .....	79
<b>2.7. DEFECTOS SUPERFICIALES DE LAS LIMAS ROTATORIAS</b> .....	96
<b>2.8. FRACTURA O SEPARACIÓN DE LIMAS ROTATORIAS</b> .....	97
<b>2.8.1. FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA</b> .....	98
<b>2.8.2. FRACTURA POR FATIGA TORSIONAL</b> .....	103
<b>2.9. EVALUACIÓN DE LA CURVATURA DEL CONDUCTO RADICULAR</b> .....	105

2.9.1. <b>ÁNGULO DE CURVATURA</b> .....	105
2.9.2. <b>RADIO DE CURVATURA</b> .....	111
<b>2.10.  EVALUACIÓN DE LA DUREZA DEL ACERO DE LOS CANALES ARTIFICIALES DEL ESTUDIO IN VITRO FRENTE A LA DENTINA ENDODÓNTICA IN VIVO</b> .....	118
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	121
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b> .....	121
<b>3.1.  Tipo de estudio</b> .....	121
<b>3.2.  Población y muestra</b> .....	121
3.2.1. <b>Población</b> .....	121
3.2.2. <b>Muestra</b> .....	121
<b>3.3.  Criterios de inclusión</b> .....	121
<b>3.4.  Criterios de exclusión</b> .....	122
<b>3.5.  Clasificación de los grupos de Estudio</b> .....	122
<b>3.6.  Materiales</b> .....	122
<b>3.7.  Procedimiento</b> .....	124
3.7.1. <b>Selección de la muestra</b> .....	124
3.7.2. <b>Grupos de estudio</b> .....	125
3.7.3. <b>Descripción metodológica</b> .....	127
3.7.4. <b>Prueba de fatiga cíclica</b> .....	135
<b>3.8.  Análisis estadístico</b> .....	140
<b>CAPÍTULO 4</b> .....	141
<b>RESULTADOS</b> .....	141
<b>4.1. Prueba de normalidad</b> .....	141
<b>4.2. Prueba de ANOVA</b> .....	141
<b>4.3. Pruebas post hoc Tukey</b> .....	143
<b>4.3.1. Subconjuntos homogéneos</b> .....	144
<b>4.4. Prueba t Student</b> .....	145
<b>CAPÍTULO 5</b> .....	147
<b>DISCUSIÓN</b> .....	147
<b>CAPÍTULO 6</b> .....	163
<b>CONCLUSIONES</b> .....	163
<b>RECOMENDACIONES</b> .....	164
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	165
<b>ANEXOS</b> .....	171

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla #1. Comparación de la conicidad de los tres milímetros finales de la lima WOG Primary y Reciproc Blue R25.....	95
Tabla #2: Clasificación de los grupos de estudio.....	122
Tabla #3: Grupos según el tipo de lima y valor del radio de curvatura.....	126
Tabla #4: Prueba de normalidad Shapiro-Wilk.....	141
Tabla #5: Prueba de ANOVA.....	142
Tabla #6: Prueba de comparaciones múltiples HSD Tukey.....	143
Tabla #7: Subconjuntos homogéneos según el número de ciclos hasta el fallo.....	144
Tabla #8: Prueba t Student.....	145

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura #1. Motor de endodoncia.....	37
Figura #2: Motor de Endodoncia X Smart Plus (Dentsply Maillefer).....	38
Figura #3. Características de instrumentos con técnica eficaz y segura.....	43
Figura #4. Efecto de memoria de forma del NiTi.....	55
Figura #5. Cambio martensítico y el efecto de memoria de forma del NiTi.....	56
Figura #6. Descripción microscópica del proceso de memoria de forma: (a) la austenita se enfría para formar martensita maclada (emparejada) (b) sin sufrir cambio en la forma. (c) Luego se deforma moviendo las fronteras de maclado. Pero al calentar (b) y (c), se volverá a la estructura y forma original austenítica.....	56
Figura #7. Conicidad de una lima NiTi.....	65
Figura #8. Fuerza ejercida por las limas sobre las paredes dentinarias. ....	66
Figura #9. Sección transversal de lima rotatoria.....	67
Figura #10. Distribución de la masa central de la lima.....	67
Figura #11. Superficie Radial.....	68
Figura #12. Ancho de la superficie radial.....	69
Figura #13. Alivio de la superficie radial.....	69
Figura #14. Ángulos de corte.....	70

Figura #15. Ángulo de corte.....	70
Figura #16. Ángulo Helicoidal.....	71
Figura #17. Pitch.....	72
Figura #18. Área de escape.....	73
Figura #19. Estría o surco.....	73
Figura #20. Formas de la punta y ángulo de transición.....	74
Figura #21. Diseños de la punta.....	75
Figura #22. Acabado superficial.....	75
Figura #23. Clasificación de los sistemas rotatorios.....	78
Figura #24. Sistema WaveOne Gold con conicidad variable.....	84
Figura #25. WaveOne Gold Primary con conicidad variable.....	84
Figura #26. Lima WaveOne Gold Primary con conicidad variable.....	85
Figura #27. Comparación secciones transversales de WaveOne y WaveOne Gold.....	86
Figura #28. Sección transversal de WaveOne Gold.....	86
Figura #29. Punta del sistema WOG.....	87
Figura #30. Limas del sistema Reciproc Blue.....	91
Figura #31. Lima R25 Reciproc Blue con conicidad variable.....	92

Figura #32. Sección transversal Reciproc Blue en forma de S.....	92
Figura #33. Punta no cortante del sistema Reciproc Blue.....	93
Figura #34. Fractura cíclica de Lima WaveOne Gold Primary.....	101
Figura #35. Fractura cíclica de Lima R25 Reciproc Blue.....	101
Figura #36. Método de Schneider determinando el grado de la curva.....	106
Figura #37. Técnica de Schneider para determinar el ángulo de curvatura radicular.....	107
Figura #38. Formación del ángulo de curvatura.....	107
Figura #39. Determinación del ángulo interno de la curva.....	108
Figura #40. Técnica de Weine para determinar la curvatura radicular.....	109
Figura #41. Métodos alternos de Weine (W) y de Hankins del Eje largo (LA) para el ángulo de curvatura.....	110
Figura #42. Técnica CAA.....	111
Figura #43. Radio de curvatura trazado por parámetros de Pruett. ....	114
Figura #44. Radio de curvatura trazado por técnica de Estrela.....	115
Figura #45. Radio de curvatura trazado por técnica de Estrela.....	115
Figura #46. Radio de la curvatura radicular según López.....	117
Figura #47: 10 Limas WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer).....	124
Figura #48: 10 Limas Reciproc Blue R25 (VDW).....	125

Figura #49: Grupos de estudio N°1.....	126
Figura #50: Grupos de estudio N° 2.....	126
Figura #51: Grupos de estudio N°3.....	127
Figura #52: Grupos de estudio N° 4.....	127
Figura #53. Soporte para pieza de mano endodóntica diseñado sobre un articulador modificado.....	128
Figura #54. Posicionamiento de pieza de mano sobre aparato modificado y muflas de acero con canal fijada y sellada con placa de vidrio para instrumentación del estudio.....	128
Figura #55. Soporte para pieza de mano con diseño propio del autor.....	129
Figura #56. Bloques de acero inoxidable con conductos artificiales de curvas severas.....	130
Figura #57. Bloques de acero inoxidable con 2 canales radiculares severos, con ángulos de curvatura de 60° y radios de curva de 2mm o 5mm.....	130
Figura #58: Sujeción con pinzas metálicas papeleras Smartgo del bloque de acero inoxidable y la placa de vidrio transparente para formar la mufla.....	131
Figura #59: Vista superior de adaptación de bloque de acero y placa de vidrio con pinzas.....	132
Figura #60. Placa de vidrio transparente con 2 orificios delimitados con topes de goma.....	132
Figura #61. Fijación a presión con pinzas metálicas para formar la mufla que contiene placa de vidrio y acero inoxidable.....	133



Figura #62. Técnica de irrigación con hipoclorito de sodio al 5,25% en instrumentación de estudio.....	133
Figura #63: Técnica de instrumentación con Lima R25 Reciproc del estudio.....	134
Figura #64: Técnica de instrumentación con Lima WaveOne Gold Primary del estudio.....	135
Figura #65: Cronómetro usado en prueba de fatiga cíclica.....	136
Figura #66: Hipoclorito de sodio al 5,25%.....	137
Figura #67: Puntas Endo-Eze para irrigación.....	137
Figura #68: Jeringa descartable de 5ml.....	137
Figura #69: Prueba de fatiga cíclica de Lima WaveOne Gold Primary del estudio.....	137
Figura #70: Fractura Lima Primary WaveOne Gold por fatiga cíclica.....	138
Figura #71: Prueba de fatiga cíclica de Lima Reciproc Blue R25del estudio.....	138
Figura #72: Fractura Lima Reciproc Blue R25 por fatiga cíclica.....	139
Figura #73: Imagen a 20x de aumento de Fractura por fatiga cíclica de Lima Primary WaveOne Gold # 8 del Grupo N°2 del estudio.....	140
Figura #74: Imagen a 20x de aumento de Fractura por fatiga cíclica de Lima R25 Reciproc #6 del Grupo N°4 del estudio.....	140

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo #1: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N°1: WaveOne Gold Primary y 2mm de radio de curvatura.....	170
Anexo #2: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1.....	170
Anexo #3: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1.....	171
Anexo #4: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1.....	171
Anexo #5: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1.....	172
Anexo #6: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1.....	172
Anexo #7: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1.....	173
Anexo #8: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary#2 del Grupo N°1.....	173
Anexo #9: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1.....	174

Anexo #10: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1.....	174
Anexo #11: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1.....	175
Anexo #12: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1.....	175
Anexo #13: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1.....	176
Anexo #14: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1.....	176
Anexo #15: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1.....	177
Anexo #16: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1.....	177
Anexo #17: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1.....	178
Anexo #18: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N° 2: WaveOne Gold Primary y 5mm de radio de curvatura.....	178
Anexo #19: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2.....	179

Anexo #20: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2.....	179
Anexo #21: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2.....	180
Anexo #22: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2.....	180
Anexo #23: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2.....	181
Anexo #24: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2.....	181
Anexo #25: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2.....	182
Anexo #26: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2.....	182
Anexo #27: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2.....	183
Anexo #28: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2.....	183
Anexo #29: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2.....	184

Anexo #30: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2.....	184
Anexo #31: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2.....	185
Anexo #32: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2.....	185
Anexo #33: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2.....	186
Anexo #34: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N°3: Reciproc Blue R25W y 2mm de radio de curvatura.....	186
Anexo #35: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #1 del Grupo N°3.....	187
Anexo #36: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #1 del Grupo N°3.....	187
Anexo #37: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #1 del Grupo N°3.....	188
Anexo #38: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #2 del Grupo N°3.....	188
Anexo #39: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #2 del Grupo N°3.....	189

Anexo #40: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #2 del Grupo N°3.....	189
Anexo #41: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3.....	190
Anexo #42: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3.....	190
Anexo #43: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3.....	191
Anexo #44: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3.....	191
Anexo #45: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3.....	192
Anexo #46: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3.....	192
Anexo #47: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3.....	193
Anexo #48: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3.....	193
Anexo #49: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3.....	194

Anexo #50: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N° 4: Reciproc Blue R25W y 5mm de radio de curvatura.....	194
Anexo #51: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4.....	195
Anexo #52: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4.....	195
Anexo #53: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4.....	196
Anexo #54: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4.....	196
Anexo #55: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4.....	197
Anexo #56: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4.....	197
Anexo #57: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4.....	198
Anexo #58: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4.....	198
Anexo #59: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4.....	199

Anexo #60: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4.....	199
Anexo #61: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4.....	200
Anexo #62: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4.....	200
Anexo #63: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4.....	201
Anexo #64: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4.....	201
Anexo #65: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4.....	202



## CAPÍTULO 1

### INTRODUCCIÓN

La endodoncia es una rama especializada de la odontología que estudia los tejidos del interior de los dientes, específicamente la estructura, la morfología, la fisiología y la patología del complejo dentino- pulpar y su relación con los tejidos perirradiculares; con el fin de tratar las alteraciones en estos sitios, lograr una curación de los tejidos afectados y mantener el diente en función. Para llegar a estos objetivos se requiere eliminar la presencia de microorganismos y el tejido pulpar infectado.

La instrumentación, modelado o preparación de los conductos radiculares es uno de los objetivos base del tratamiento endodóntico, pues permite la eliminación física del tejido pulpar inflamado o infectado y además da paso a los otros propósitos del tratamiento, como son la irrigación y la obturación luego de establecer una forma cónica del conducto que lo hace más accesible a su limpieza y sellado final.

Actualmente existen muchos instrumentos y técnicas empleadas para la conformación de los conductos radiculares durante la endodoncia, que han sido perfeccionados a través del tiempo, de la mano con los avances tecnológicos del diseño, la aleación del instrumento y del tipo de movimiento rotatorio de menor fatiga.

La técnica de instrumentación que lidera los movimientos mecánicos es la Reciprocante, que combina movimientos en giros horarios y antihorarios de diferentes grados reduciendo el índice de fractura; y usando limas rotatorias de aleaciones flexibles termotratadas de níquel y titanio. Los sistemas reciprocantes como WaveOne Gold y Reciproc Blue, elaborados a base de Níquel-Titanio y con diferentes tratamientos térmicos, tienen un menor riesgo de fractura en

el conducto radicular en relación a otros sistemas de endodoncia, debido a que tienen una mayor flexibilidad.

Sin embargo, a pesar de las ventajas de la técnica como una mayor rapidez, buena eficacia de corte y adecuada capacidad de mantenerse centrado en el canal, no existe sistema rotatorio infalible que evite la fractura, lo que sigue siendo la principal desventaja de su uso; el riesgo de fatiga cíclica y fatiga torsional que termine en fractura.

La fractura de un instrumento durante el tratamiento de conductos altera el pronóstico del tratamiento, debido a que el fragmento separado impide la completa desinfección o limpieza bacteriana ubicadas en el sitio ocupado por el instrumento fracturado. Entonces es de suma importancia que podamos estar alerta a ciertos indicativos que pueden prevenir este desagradable percance de la instrumentación.

Algunos indicios de una fractura son, los defectos superficiales que podamos encontrar a la evaluación visual y microscópica de una lima antes y después de utilizarla, o llevar un control estricto del número de ciclos según el tiempo, y número de usos del instrumento para no sobre-exponerlo a la fatiga.

Y ha sido interés del presente estudio analizar los diferentes indicativos que pueden prevenir una fractura en dos limas reciprocantes más actuales como son WaveOne Gold y Reciproc Blue después de la instrumentación de canales con curvaturas severas.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Al realizar un procedimiento endodóntico cuyo objetivo es la desinfección y conformación de los conductos radiculares, siempre estamos trabajando bajo un porcentaje de riesgo de sufrir un percance como es la fractura de un instrumento o lima en el interior del conducto; y es nuestra obligación informar esto al paciente con un consentimiento escrito. Para reducir al mínimo posible este porcentaje, se requiere que el profesional tenga el suficiente conocimiento de la conducta mecánica de los sistemas rotatorios o limas, sus características y cualidades; y que esté entrenado en su uso para controlar la técnica de preparación de acuerdo al tipo de instrumento. (Lopes, y otros, 2013)

El error o problema más indeseable en la técnica de instrumentación es la fractura o fragmentación de la lima, ya que cambia el pronóstico del caso clínico, y sobre todo por el hecho de haber podido prevenirla o preverla al seguir las indicaciones de la empresa que la elabora como son, el uso de limas nuevas por una sola vez, o el análisis visual o microscópico del instrumento incluso si es nuevo para identificar defectos superficiales que son señales indicativas de una posible fractura. (Ye & Gao, 2012)

Otra forma de prevenir la fractura es utilizar limas rotatorias de última tecnología con aleaciones de mayor flexibilidad, que sigan las curvaturas complejas de los conductos sin desviar o transportar su anatomía original; y que no se atasquen, sufran o ejerzan tensión en las paredes de los conductos radiculares. Existen dos tipos de fracturas, por torsión o de fatiga cíclica. La fractura por torsión se da cuando la punta del instrumento se atascada en una parte del conducto y eje de la lima sigue rotando. La separación por fatiga cíclica es un tema complejo pues logra aparecer sin ningún anuncio. (Lopes, y otros, 2013)

## JUSTIFICACIÓN

Uno de los problemas más indeseables en la endodoncia es la fractura de los instrumentos dentro de los conductos, la cual es un defecto superficial que provoca una obstrucción e inadecuada limpieza. Por lo que resulta de especial interés conocer como ocurren las fracturas, y a partir de ahí evitar que se produzcan al entender la cinemática de los instrumentos y sus propiedades; además de que el operador esté capacitado en su utilización, y técnica de conformación radicular en relación a la clase de lima.

La presente investigación surge de la necesidad de identificar los defectos superficiales de los instrumentos fracturados después de su uso en canales con curvaturas severas; con la finalidad de identificar las causas de las alteraciones superficiales, especialmente las fracturas; así como las estrategias de prevención tomadas por los distintos operadores clínicos frente a la separación de los instrumentos.

La investigación trata de brindar información importante a la Odontología para ampliar el conocimiento sobre el número de ciclos según el tiempo que duran los instrumentos mientras son activados mecánicamente hasta que se produzca la fractura. Además de analizar las diferentes alteraciones superficiales microscópicas que son señales indicativas de que se pueden fracturar las limas al ser utilizadas en curvaturas; y así no disminuir el pronóstico favorable del tratamiento ya que se puede realizar una adecuada descontaminación de los canales radiculares sin obstrucción con limas.

Debido a que no existe suficiente información sobre fatiga cíclica de instrumentos WaveOne Gold comparados con Reciproc Blue, el presente trabajo es necesario para ampliar los conocimientos sobre estos instrumentos con tratamientos térmicos modernos que les da

mayor flexión, lo cual disminuye la probabilidad de atascarse y reduce la fuerza en las superficies de los canales radiculares lo que baja la probabilidad de fracturarse.

## OBJETIVOS

### General

- Comparar el número de ciclos desde la fatiga cíclica hasta la fractura de las limas WaveOne Gold Primary y Reciproc Blue R25 después de su uso en canales con curvaturas severas.

### Específicos

- Establecer la influencia del radio de curvatura sobre el número de ciclos hasta la fractura de los dos instrumentos de Endodoncia.
- Determinar en que ubicación o tercio de las limas se produjo la fractura luego de su uso en los canales artificiales con curvaturas severas.

## **HIPÓTESIS**

El instrumento de Endodoncia Reciproc Blue R25 tiene mayor número de ciclos hasta la fractura después de su uso en canales con curvatura severa y diferentes radios de curvatura que el instrumento WaveOne Gold Primary.

## CAPÍTULO 2

### REVISIÓN DE LA LITERATURA

La endodoncia es una especialidad de la odontología encargada del tratamiento clínico que elimina el tejido pulpar inflamado o infectado conservando la estructura dentaria en función y estética en la cavidad oral. Para lograr el éxito de esta intervención, parte de esta rama incluye el aprendizaje de la estructura, morfología, fisiología y diagnóstico de patologías del complejo dentino-pulpar y de los tejidos periodontales. (Endodontists, 2003)

El tratamiento endodóntico, consta de una serie de procedimientos o pasos que se efectúan bajo estrictas técnicas asépticas en las que se emplea instrumental y equipamiento especializado y de última tecnología. Una de las fases del tratamiento es la instrumentación de los conductos radiculares, lugar en donde se alojan el tejido pulpar enfermo y los microorganismos infecciosos. (Ye & Gao, 2012)

Parte de la instrumentación no solo es la extirpación pulpar sino también aumentar el volumen y dar una forma cónica al canal radicular para que los irrigantes, desinfectantes y medicamentos intracanal ejerzan su acción de manera adecuada sobre las bacterias que se alojan en las irregularidades de la anatomía intrarradicular. Para ello se usan instrumentos especiales llamados limas endodónticas que se utilizan de forma manual y rotatoria. Posterior a la desinfección intracanal se sella el conducto herméticamente rellenando los espacios de la instrumentación con materiales de obturación. (Ye & Gao, 2012)

La preparación o instrumentación de los conductos debe cumplir algunos principios entre los que están: (Ingle J. I., 1955)



- Extirpación, limpieza y desinfección de los conductos, al usar las limas con movimientos o técnicas, en combinación con el lavado constante con sustancias desinfectantes.
- Establecer una forma troncocónica del conducto que se talla con las limas o instrumentos endodónticos para que pueden llegar a fluir los desinfectantes o irrigantes en toda la longitud e irregularidades anatómicas de conducto para cumplir su función de destruir químicamente la presencia bacteriana.
- Esta forma, también permite cumplir otro principio, que el material obturador como cemento y gutapercha llegue con facilidad a sellar todas las irregularidades de las paredes en los tres tercios el conducto. (Ingle J. I., 2002)

En el mejoramiento constante de la endodoncia con el paso del tiempo se han creado nuevas técnicas de instrumentación, nuevo equipamiento y nuevas limas. La instrumentación manual utilizando limas de acero inoxidable aplicada en los inicios de la Endodoncia, aunque nunca estará en desuso fue superada por la instrumentación rotatoria cuyo principio es el uso de motores electrónicos que hacen girar dentro de los conductos limas de níquel- titanio con una velocidad y fuerza constante. (McSpadden, 2006)

Los instrumentos con aleación de Níquel y Titanio poseen mayor flexibilidad en relación a las limas de acero inoxidable debido a que presentan propiedades llamadas superelasticidad y memoria de forma, de tal manera son elegidos para la preparación rotatoria o mecanizada de los canales radiculares pues pueden seguir las curvas de los conductos sin atascarse o modificar la forma original del conducto. En cambio, las limas de acero inoxidable tienen dureza, mayor densidad, resistencia a torsión, sin elasticidad; razones que impiden usarlas con técnicas motorizadas por el alto riesgo a la fractura en el interior del conducto. (McSpadden, 2006)

## 2.1. INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA

Consiste en la preparación o limpieza de los conductos radiculares usando limas que giran dentro de ellos, accionadas por motores piezo-eléctricos o electrónicos de manera que es un procedimiento rápido, seguro y cómodo; que sigue cumpliendo los principios básicos de la instrumentación de ampliar y dar la forma cónica a los canales radiculares para que sean desinfectados y sellados eficientemente. (Lopes & Siqueira, 2015)

Además de ser una técnica de muchas ventajas no deja de ser una alternativa que puede ser usada en combinación con la manual y para aplicarla el profesional debe conocer a fondo su metodología y mantenerse en constante entrenamiento y actualización, pues está en acelerado perfeccionamiento por avances tecnológicos en el diseño y la aleación de los instrumentos rotatorios. (Lopes & Siqueira, 2015)

El éxito de la técnica rotatoria está directamente relacionado con la experiencia del profesional ya que tiene que estudiar y practicar con los distintos tipos de limas rotatorias in vitro para luego poder ocuparlos en los pacientes. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005)

Un gran entrenamiento previo al uso de limas rotatorias es el dominio de las limas manuales con principios elementales como: control de fuerzas balanceadas, proteger las zonas peligro y apoyarse sobre las paredes de seguridad, de manera que se obtendrá mejor manejo de la técnica mecánica en piezas dentales con raíces curvas. Actualmente no hay técnica de instrumentación ni tampoco una lima de endodoncia que brinde cien por ciento de garantía de no sufrir eventuales errores o percances, pero con conocimiento y experiencia se lograra la conformación exitosa de los canales radiculares. (Hulsmann, 2005)

Para poder aplicar la técnica rotatoria es imprescindible un motor o equipo de funcionamiento electrónico digitalizado, una pieza de mano o contra ángulo y limas rotatorias de aleación NiTi (Níquel-Titanio) que sean accionadas por los motores endodónticos bajo ciertos **parámetros de rotación** constante o continua, que son los siguientes. (Berutti, y otros, 2017) (Lopes & Siqueira, 2015)

- El tipo de movimiento, la dirección en la que gira el instrumento. Un motor puede funcionar con 1, 2 o 3 tipos de movimiento rotatorio, y los más actuales pueden combinarlos, que son: (Lopes & Siqueira, 2015)
  - Rotación continua, giro en sentido horario o a la derecha constante.
  - Rotación alterna u oscilatoria, giros en sentido horario y antihorario en los mismos grados.
  - Rotación recíprocante, giros en sentido horario y antihorario en diferentes grados.  
(Lopes & Siqueira, 2015)

Para algunos autores el movimiento oscilatorio y el recíprocante es el mismo, y lo denominan en conjunto “Movimiento Alterno”. (Canalda, 2014) (Lopes & Siqueira, 2015)

- La velocidad medida en revoluciones por minuto (rpm) debe ser constante sin oscilaciones. Varía entre 150 y 800 rpm. pero se ajustan los valores de acuerdo al tipo de movimiento y a la lima a usarse con botones incorporados al motor.
- La fuerza de acción o torque (T) medida en Newton sobre centímetro (N/cm). Cuando se acciona la unidad eléctrica se libera una cantidad de energía en forma de movimiento

y la fuerza energética con que gira la lima es el T, siendo éste ajustado según el tipo de movimiento y el instrumento a usarse. Varía el T entre 0,1N/cm a 10 N/cm.

- El límite de resistencia tensional o control automático de T, es la pausa o detenimiento del movimiento cuando llega a valor límite de posible deformación o fractura, establecido por la casa fabricante para cada motor, determinado por estudios previos de acuerdo al tipo de movimiento y al tipo de lima. Es decir, cuando el instrumento rota y por alguna razón como la tensión anatómica llega al valor límite de su resistencia predeterminado en su motor, la lima se detiene automáticamente.
- Los motores más modernos tienen incorporado en su sistema computarizado otra opción para el límite de resistencia que es “Autorreversa”, un movimiento rotatorio invertido cuando se alcanza el límite de torque preestablecido para que la lima salga del conducto radicular fácilmente. (Berutti, y otros, 2017) (Lopes & Siqueira, 2015)

**Los contra-ángulos o piezas de mano** que se adaptan al motor y en cuya cabeza se coloca la lima endodóntica no solo deben ser ergonómicos, livianos y de fácil manipulación, sino cumplir la función principal de permitir una reducción de velocidad para evitar que el exceso de energía fracture fácilmente las limas. En general el valor de reducción en movimiento rotatorio es de 16 giros o rpm a 1 giro o rpm (16:1) para disminuir las oscilaciones transmitidas al instrumento. (Lopes & Siqueira, 2015)

Esto significa que, al dividir el valor de las oscilaciones o rpm establecidas en el motor, para el número de reducciones que presenta el contra-ángulo descrito por tallado en el metal en el parte lateral de la pieza de mano, se obtiene el número de rpm reducidas para evitar la fractura. Para comprenderlo mejor con un ejemplo, el micromotor odontológico común gira a una velocidad de 1500 a 6000 rpm y al adaptarle un contra-ángulo de reducción 4:1 significa que

se dividen 1500 rpm para 4, resultando una reducción de 375 rpm el giro del contra-ángulo. (Lopes & Siqueira, 2015)

Las piezas de manos más actuales son silenciosas, inalámbricas, digitalizadas con botones de control del motor e incluso las más modernas incorporan el motor en un solo aparato. (Berutti, y otros, 2017)

**Los motores eléctricos de endodoncia** están formados por algunas partes como: una base que contiene tarjetas electrónicas y sistemas computarizados que controlan digitalmente la fuerza de funcionamiento o Torque (T), el tipo de movimiento con el que se desea trabajar y el número de giros o vueltas que se acciona en un minuto (rpm), y el límite de resistencia automático; un pedal para hacer girar el contra-ángulo aunque los motores modernos han cambiado a un botón el accionar de la pieza de mano; un cargador de fuente eléctrica pero los más actuales disponen de baterías más pequeñas que los vuelven inalámbricos; y el micromotor o pieza de mano donde se adaptará el contra-ángulo. (Moradas Estrada, 2017)



Figura #1. Motor de endodoncia. Tomado de Manual de Endodoncia. (Berutti, y otros, 2017)

En la base se puede encontrar una pantalla, baterías internas, conectores para los otros aditamentos como pieza de mano o pedal, los controles manuales o botones como los de encendido, selección de tipos movimiento, torque, rpm, autorreversa, y en los más actuales los programas grabados en el software que se muestran en la pantalla para cada sistema rotatorio en los que se especifica el tipo de lima y los valores ideales para que rote cada lima. (Moradas Estrada, 2017)

En el mercado encontramos un gran número de motores de endodoncia o de piezas de mano adaptadas, pero es importante, adquirir aquellos que proporcionen más funciones y que tengan el respaldo de alguna casa fabricante de prestigio. (Moradas Estrada, 2017)

Las industrias fabricantes de los motores eléctricos por temas comerciales ajustan los programas para uso exclusivo de sus propias limas rotatorias, pero estos motores también permiten la utilización de instrumentos de otras casas comerciales conociendo el manejo de los botones que pueden controlar los parámetros de su uso. (Moradas Estrada, 2017)



Figura #2: Motor de Endodoncia X Smart Plus (Dentsply Maillefer). Foto original del autor

### 2.1.1. VENTAJAS DE LA INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA

- Técnica rápida, se reduce notablemente el tiempo de trabajo pues el movimiento mecanizado permite tallar a velocidades mayores a la técnica manual y las revoluciones por minuto son controladas por el motor. También ayuda en la rapidez el diseño y conicidad de las limas que son más anchas y efectivas.
- Mantiene la anatomía original del conducto, por los instrumentos o limas rotatorias de aleación NiTi más flexible que sigue las curvaturas complejas
- Técnica simplificada debido a reducción del número de limas requeridas y a sus diseños con mayores conicidad y zonas de escape que permiten mejor liberación de barrillo dentinario producto de la instrumentación.

- Mejor eficacia del tratamiento al permitir que con la conformación cónica del diseño por las mayores conicidad y diseño del instrumento puedan llegar los irrigantes a todas las paredes infectadas.
- Menor esfuerzo para el profesional, menor estrés y comodidad para el profesional y el paciente. (Moradas Estrada, 2017)

### **2.1.2. DESVENTAJAS DE LA INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA O MECANIZADA**

- Siempre hay un riesgo de fractura en canales curvos, aunque sea cada vez menor; por fatiga cíclica y fatiga torsional.
- Además la tensión o carga de un movimiento mecanizado es muy superior al generado por una manipulación manual.
- Es una actividad que implica mayor costo al ser necesaria la adquisición de equipos, motores de endodoncia, sistemas rotatorios y cursos o entrenamiento en permanente evolución tecnológica. (Moradas Estrada, 2017)

### **2.1.3. TÉCNICA ROTATORIA RECIPROCANTE**

El movimiento reciprocante lidera en la actualidad la técnica de instrumentación de los conductos radiculares, por proporcionar una forma y limpieza de ellos más rápida y segura. Consiste en alternar dos direcciones de movimiento, el horario en sentido de las manecillas del reloj hacia la derecha y el anti horario en contra de las manecillas del reloj hacia la izquierda y los grados en los que se desplazan son específicos de cada sistema reciprocante que han sido establecidos por la casa fabricante. (Bürklein, Hinschitzka, Dammaschke, & Schäfer, 2011)

Este movimiento Reciprocante surge en el 2008 por la idea creativa del Dr. Ghassan



Yared de usar la lima F2 del Sistema Protaper Universal de la casa fabricante Dentsply Maillefer en movimiento oscilatorio pero asimétrico con 72° de diferencia entre las dos direcciones con un motor Tecnika de la misma casa. A partir de esta iniciativa el Dr. Yared desarrolla un proyecto con la empresa alemana VDW y crean la lima reciprocante “Reciproc” y se desarrolla la técnica rotatoria reciprocante. (Yared G. , 2017)

Esta técnica alterna es posible ejecutarla por las **características especiales de las limas rotatorias reciprocantes** como son: (Lopes & Siqueira, 2015) (Berutti, y otros, 2017)

- Su aleación, aún más flexibles ya que recibe un tratamiento térmico especial el NiTi permitiendo trabajar en curvaturas anatómicas complejas.
- El diseño de la sección transversal irregular, con ángulos de corte efectivos y mayores zonas de escape que evitan atascarse en paredes radiculares reduciendo el índice de fractura.
- La notable reducción del número de instrumentos en los sistemas de preparación e incluso la incorporación de la “Técnica de preparación con una sola lima o Lima Única”, debido a las conicidades variables y mayor tamaño.
- Presentación comercial de instrumentos previamente esterilizados en paquetes sellados herméticamente o blisters.
- La disminución de los valores de Torque y velocidad necesarios para la instrumentación, que son entre 1-3 N/cm y 150-300 rpm, que genera una menor tensión en las paredes radiculares. Sin embargo, es importante notar que las especificaciones técnicas de Torque (N/cm) y velocidad (rpm) deben seguirse de acuerdo a cada casa comercial que detalla para cada sistema o lima como deben trabajar y sus programas se encuentran grabados en sus propios motores.
- Único uso del instrumento, como especificación de las casas comerciales son limas

descartables, con el fin de reducir el riesgo de fractura al estar sometidas a trabajo excesivo por varios usos y por los altos cambios de temperatura en la esterilización, que desgastan las superficies cortantes y no cortantes.

Además de eliminar la posibilidad de contaminación cruzada que en muchos casos se presenta por fallas en la limpieza de limas, pues no es suficiente el cepillado y lavado de las mismas es importante su desinfección con máquinas de ultrasonido para eliminar todo el barrillo dentinario que puede quedar sin ser observado al ojo humano y solo en visible en microscopio, hecho que ha sido demostrado en varios estudios previos.

Para exigir de alguna manera que los instrumentos sean desechados después de un solo uso, los fabricantes han colocado un anillo o banda plástica en el vástago que se expande al someterse a esterilización haciendo imposible volver a colocarlos en el contra-ángulo, una estrategia para impedir su reutilización. (Lopes & Siqueira, 2015) (Berutti, y otros, 2017)

## **2.2. SISTEMAS O LIMAS ROTATORIAS EN ENDODONCIA**

Los sistemas o limas endodónticas son instrumentos que permiten la extirpación del tejido pulpar y la limpieza de los conductos radiculares, su evolución en cuanto al material o aleación, diseño y técnica de uso, a través del tiempo ha permitido mejorar notablemente el pronóstico del tratamiento endodóntico. (Gambarini, y otros, 2011)

Las limas se clasifican en términos generales de acuerdo a la técnica de uso en: manuales y rotatorias o mecanizadas. Las primeras aquellas usadas con el manejo digital en manos del profesional y las segundas utilizadas por activación mecánica en motores que las hacen girar dentro de los conductos radiculares. (Hulsmann, 2005)

Aunque la técnica rotatoria es la más utilizada en el área de la especialidad se la combina

con la manual pues nunca ha sido dejada de lado a pesar del paso del tiempo. El perfeccionamiento del instrumental por las compañías fabricantes es continuo ya que sus investigaciones y cambios innovadores de diseño y metalúrgica que actualmente se han enfocado en procesos termo-mecánicos de la aleación pretenden eliminar el riesgo de fractura en un futuro. (Moradas Estrada, 2017)

Para que un instrumento endodóntico pueda trabajar con eficacia y seguridad deben combinarse equilibradamente 3 características, que son los siguientes: (Moradas Estrada, 2017)

- La aleación.
- El diseño que incluye el tallado o torneado de la forma de la lima, sección transversal, ángulos de corte, zonas de descanso, punta inactiva.
- La mecánica, tipo de movimiento o cinemática. (Moradas Estrada, 2017)

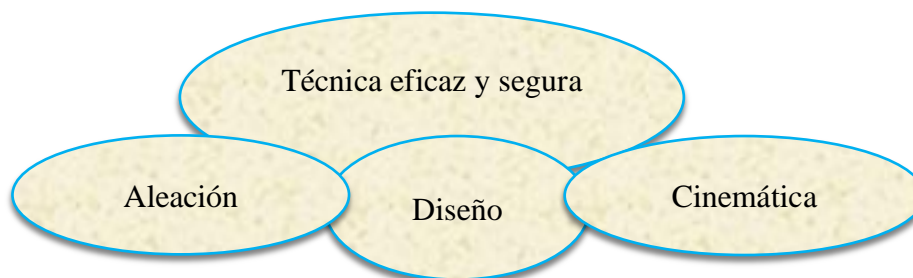


Figura #3. Características de instrumentos con técnica eficaz y segura. Elaborado por el autor

Hay una cantidad superior a 200 sistemas rotatorios usados en los últimos años en la endodoncia, pero ya algunos no se usan por el perfeccionamiento de otros en su cinemática y características físicas sobretodo en el procesamiento térmico de su aleación. (Berutti, y otros, 2017)

Algunos de los instrumentos mecanizados más conocidos son los siguientes:

(Gambarini, y otros, 2011) (Berutti, y otros, 2017)

- ProFile (Dentsply-Maillefer)
- Lightspeed (Kerr)
- Quantec (Sybron Endo)
- GT Rotary (Dentsply-Maillefer)
- Hero 642 (MicroMega)
- RaCe (FKG)
- Mtwo (VDW)
- ProTaper (Dentsply-Maillefer)
- K3 (Kerr)
- Revo-S (Micro-Mega)
- Endowave (Morita)
- Twisted File (Kerr)
- Sequenza 4S (Komet)
- S-Apex (FKG)
- PathFile (Dentsply-Maillefer)
- Scout file (FKG)
- WaveOne (Dentsply-Maillefer)
- Reciproc (VDW)
- Saf File (ReDent Nova)
- WaveOne Gold (Dentsply-Maillefer)
- Reciproc Blue (VDW). (Gambarini, y otros, 2011) (Berutti, y otros, 2017)

### 2.3. ALEACIÓN NIQUEL TITANIO DE LIMAS ROTATORIAS

Una aleación es la unión o mezcla de los metales, ésta puede ser también de un solo metal y ciertos no metales. Su objetivo es obtener un producto potencializado que presente las mejores características de los metales que formen dicha aleación. En el campo de la odontología se utilizan muchos tipos de aleaciones por ejemplo para el instrumental, accesorios o aditamentos o para prótesis dentales. (Espinosa San Martín, 2013)

Las aleaciones coladas de Cromo-Cobalto, Níquel-Cromo son la base en prótesis removibles o fijas de coronas o puentes. Las aleaciones de Titanio para fabricar coronas, puentes, alambres ortodóncicos, implantes y limas endodóncicas. Las aleaciones de acero inoxidable para instrumental odontológico, alambres, limas y coronas protésicas preformadas. Por lo cual una aleación para uso odontológico tiene que mezclar los elementos adecuados con su cantidad ideal con el fin de conservar o aumentar las propiedades físicas, químicas y biológicas, siguiendo una fabricación industrial rigurosamente. (Espinosa San Martín, 2013)

Para lograr juntar dos metales sin destruirlos y estables se realizan métodos industriales de aumentos y descensos de temperatura en los cuales dichos metales se vuelven maleables o manejables, pero sin perder las propiedades químicas, físicas, mecánicas y biológicas. (Espinosa San Martín, 2013)

Especialmente en el campo de la salud una aleación debe tener **características de compatibilidad biológica** como: (Espinosa San Martín, 2013)

- La estructura molecular de la aleación no debe producir toxicidad o alergia al paciente o al profesional que lo manipula como el odontólogo. No ser alérgenos.
- Mantener estabilidad química a la corrosión y al contacto con líquidos corporales como la saliva. Ser anticorrosivo.

- Resistente a temperaturas altas de esterilización sin alterar su resistencia mecánica ni su composición de aleación.
- No ser conductor eléctrico. (Espinosa San Martín, 2013)

En nuestra área de especialidad Endodóntica la principal aplicación de las aleaciones metálicas es la fabricación de limas manuales y rotatorias de Acero inoxidable, de Cobalto-Níquel-Cromo (Co-Ni-Cr) y de Níquel-Titanio (Ni-Ti). (Biggs, Cortie, Witcomb, & Cornish, 2003)

La aleación de Ni-Ti es la de mayor importancia porque aparenta ser plástica o maleable ya que se deforma con la presión, pero después de retirarla o de ser sometida a un calentamiento vuelve a su forma original. Esta aleación tiene características físicas que permiten una transformación molecular temporal que puede revertirse por etapas o fases cristalográficas. Estas características o propiedades especiales han calificado al NiTi como “Material inteligente” (Smart material) o “Aleación con memoria de forma” (Shape Memory Alloy SMA). (De la Flor, 2005)

Estas características inteligentes son la memoria de forma, superelasticidad, bajo módulo de elasticidad, gran resistencia torsional; que le proporcionan gran flexibilidad, y a la vez el poder de recuperar su forma original después de cambios de temperatura y tensionales, lo que se traduce en instrumentos que pueden seguir la trayectoria original del conducto radicular a pesar de las curvas de la anatomía radicular. Hay muchas SMA como CuAlNi o FeMnSi, sin embargo, por ser muy frágiles no han sido comercializadas, a diferencia del NiTi que es la más estable comparando con el acero inoxidable. (Biggs, Cortie, Witcomb, & Cornish, 2003)

Actualmente se experimenta con la fabricación de las limas de NiTi bajo diferentes tratamientos térmico debido a la capacidad del NiTi de recuperar su forma original después de sufrir grandes deformaciones ya sea por estrés tensional o calentamiento, para lograr mayor elasticidad de la aleación. (Pelton, DiCello, & Miyazaki, 2000)

Los sistemas reciprocantes WaveOne Gold y Reciproc Blue son elaborados a base de esta aleación de Níquel-Titanio termotratada o de mayor flexibilidad producto de las modificaciones con las temperaturas de fabricación, que tienen menor riesgo de fractura que otros sistemas de rotatorios. (Steinfort, 2017) (Yáñez, 2017)

### **2.3.1. PROPIEDADES DE LA ALEACIÓN NITI**

- Memoria de forma

Llamada memoria de forma térmica o efecto de memoria de forma, como su nombre indica es la capacidad de una aleación de “recordar” su forma inicial cuando ha sido sometida a cambios térmicos; esta aleación a bajas temperaturas se encuentra deformada y permanecerá deformada hasta que sea calentada, luego la aleación volverán espontáneamente a la forma original que tenían antes de la deformación. (Pelton, DiCello, & Miyazaki, 2000) (De la Flor, 2005)

- Superelasticidad

Llamada memoria de forma elástica, es la capacidad de la aleación de deformarse o ser flexible ante una tensión mecánica, pero poder retornar a su forma original cuando la tensión es retirada y la transformación se invierte por lo que el material recupera su forma original. (De la Flor, 2005) (Otsuka & Kakeshita, 2002)

El NiTi puede deformarse hasta 10% de su materia mientras el acero inoxidable solamente una deformación del 1%. La superelasticidad ayuda en la instrumentación de curvaturas moderadas y severas haciéndola más sencilla y reduciendo la trasportación del agujero apical. (Leonardo, 2002) (Wayman C. , 1992)

La superelasticidad y memoria de forma o Shape Memory se dan al pasar de fase cristalográfica molecular inicial llamada Austenita a una fase siguiente Martensítica utilizando stress o frío, y al retirar el stress o calentar retorna a la fase Austenita que es su forma original. (Leonardo, 2002) (De la Flor, 2005)

- Bajo módulo de elasticidad

Capacidad elástica de un material, su rigidez y tenacidad. Mientras mayor es el valor o módulo es más rígida la aleación, por otro lado si el módulo es bajo, es más flexible frente a una tensión. El NiTi tiene bajo módulo de elasticidad al ser flexible. (De la Flor, 2005) (Wayman C. , 1992)

- Elevada resistencia eléctrica

Los metales no son conductores eléctricos, una ventaja ya que al utilizar equipos eléctricos como el localizador apical podría generar daños al equipo o dolor electrizante al paciente. (Wayman C. , 1992) (Wu, 1990)

- Resistencia a la corrosión

Excelente, no se corroen los metales. Pero aleación de NiTi que contiene como elemento terciario el cobre si tiene un grado de corrosión. (De la Flor, 2005) (Wu, 1990)

- Velocidad de respuesta



Es el tiempo requerido para pasar de una forma estable a otra forma deformada por presión o temperatura, lo que dependerá del grosor de la aleación del alambre; los delgados pueden contraerse en una décima o centésima parte de un segundo y para poder relajarse dependen de la temperatura del ambiente; o tres o cuatro segundos si el alambre es grueso. (De la Flor, 2005)

- Resistencia a la deformación

Es la fuerza que necesita la aleación para regresar a una fase estable u original después de sufrir una deformación molecular ya sea con frío o con presión, es decir la fuerza para estirarse o enderezarse un alambre. (De la Flor, 2005)

Está casi siempre alrededor de una sexta parte de la fuerza que realiza el alambre cuando se contrae o se deforma. (De la Flor, 2005)

### **2.3.2. DESARROLLO Y FABRICACIÓN DE LA ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO**

La aleación de Níquel-Titanio surgió en los años 60 siendo el mejor invento para la Endodoncia. El NiTi fue creado por Bühler en 1958, quien trabajaba en la Armada de Estados Unidos para el desarrollo de misiles y en sus experimentos buscaba una aleación resistente al calor, pero de baja fatiga para fabricar los conos de los misiles. Y combinó el níquel y el titanio notando sus propiedades de flexibilidad y de memoria llamándola NITINOL por sus siglas correspondientes a los metales de su aleación Ni (Níquel) Ti (Titanio) y por la Institución Nol (Naval Ordnance Laboratory) en Silver Spring, USA. (Espinosa San Martín, 2013)

A esta aleación posteriormente se la denominó en China como NITALLOY en 1979. Las diversas aplicaciones de esta aleación van desde la fabricación de antenas de las naves espaciales en 1963 por la NASA (National Aeronautic and Space Administration) hasta

actualmente en odontología para confeccionar alambres ortodóncicos y limas endodóncicas. (Espinosa San Martín, 2013)

La fabricación del NiTi es complicada con algunos pasos relacionados con cambios de la temperatura y tensión, el nivel de temperatura durante la elaboración y la cantidad de temperatura durante su uso son causantes de las alteraciones moleculares o fases cristalográficas. La aleación debe combinar metales idóneos y en porcentajes perfectos para que conserve las propiedades inteligentes y las características químicas, físicas y biológicas, en el marco de un estricto proceso de manufactura industrial. (Espinosa San Martín, 2013)

El NiTi se elabora por la unión de dos elementos metálicos con proporciones adecuadas del 56% de níquel, que le proporciona flexibilidad y un 44% de titanio, que le proporciona resistencia, sin embargo una mínima proporción de menos del 2% de Níquel puede ser reemplazado por Cobalto y así se forma la tradicional aleación llamada Nitinol-55. (Espinosa San Martín, 2013)

La aleación Nitinol-55 posee una proporción atómica de 1:1 de sus elementos fundamentales y se conoce como aleación equiatómica. Otro tipo de combinación es Nitinol-60 con 5% más de Níquel usada para fabricar algunos instrumentos endodóncicos, pero debido a su mayor dureza y a sus tratamientos térmicos incrementados es menos usada que la Nitinol-55. (Espinosa San Martín, 2013)

El proceso metalúrgico de fabricación del NiTi es muy complejo en el cual se realizan algunos cambios de temperatura para que se puedan unir los metales. Primero se funden en vacío, para después ser trabajados en caliente, luego nuevamente se trabajan en frío y finalmente se tratan en caliente para conseguir las propiedades finales. (Russell, 2000) Todo cambio de temperatura tiene que ser realizado de forma meticulosa y se emplea un calorímetro de escaneo

diferencia (DSC) con el fin de garantizar el control de la temperatura. Una vez conformada la aleación se puede hacer un tallado o torneado para construir un instrumento. (Espinosa San Martín, 2013)

Al detallar el **proceso de fabricación** podemos decir que hay las siguientes fases:

- Aleación en vacío: En un horno de vacío o atmósfera inerte se realiza la aleación que aún no tiene efecto de memoria ni superelasticidad. (Russell, 2000)
- Trabajo en caliente: Se modifica el aleado incrementando la temperatura en un rango específico para cada tipo de aleación. Una variación del 1% de la cantidad de los metales (Níquel o Titanio) puede cambiar 100°C la temperatura de transformación. (Otsuka & Ren, 1999)
- Trabajo en frío: Para conseguir las propiedades físicas y mecánicas deseadas es necesario enfriar. En esta fase es posible cortar, tallar, o dar una forma específica para comercializar la aleación, pero solo se puede trabajar un 30-50% de su estructura; por esta razón debe someterse a otro tratamiento térmico para obtener formas más complejas. (Russell, 2000)
- Método de Refinación: Es un calentamiento final para modificar la ductilidad de la microestructura de la aleación. (Russell, 2000)

Los rangos o grados de temperatura en los que se fabrica una aleación son específicos para cada una de ellas, puesto que los metales por su composición molecular tienen diferente punto de fusión. Estos valores se denominan “Temperaturas de transición” (TT) y el rango donde existen los cambios moleculares o Fases Cristalográficas de cada aleación se llama “Intervalo de temperatura de transición” (ITT). (Espinosa San Martín, 2013)

Para una aleación equiatómica 1:1 como el NiTi el ITT está entre  $-50^{\circ}\text{C}$  y  $+100^{\circ}\text{C}$  (centígrados). Una disminución del ITT altera la composición de la aleación, sin embargo, también se hacen investigaciones experimentales alterando estos niveles térmicos y compensando los cambios con la adición de metales terciarios como el cobalto para encontrar mejoras en la aleación. Debido a que las Temperaturas de Transición (TT) son tan sensibles pudiendo alterar las propiedades de la aleación deben ser manejadas y aplicadas de manera estricta y cuidadosa. (Espinosa San Martín, 2013)

Todas las presentaciones comerciales de aleación NiTi como alambres, tubos, barras, láminas, etc., son elaboradas con los mismos pasos y las mismas temperaturas hasta tener la aleación y después se puede labrar o tallar la forma requerida por ejemplo una lima endodóntica. (Espinosa San Martín, 2013)

El diseño de las limas que comprende darle una forma y tamaño específico se manufactura por la casa comercial, las rotatorias sin estandarización y las manuales con normas ISO; y ambos tipos se las puede fabricar por dos métodos:

- Tallado: En una prensa se estampa por presión la forma como la cilíndrica en el alambre NiTi estirado. Este alambre es sometido a tallado para elaborar su forma de sección transversal y a partir de este un fresado de estrías con láser o micro-discos de carburo y presión de chorros de agua. Posteriormente las limas modernas se pulen con aplicación de corriente eléctrica para eliminar los defectos superficiales y mejorar la resistencia a la fatiga cíclica y las cargas de torsión lo que se denomina “Electropulido”.
- Acordonamiento: Mediante un torno se acordona o tuerce el alambre de níquel titanio para forma una lima íntegra y única, esto quiere decir que el mango de la lima no es un

segundo metal unido al eje central de la lima, sino que es una sola estructura. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005) (De la Flor, 2005)

Una vez constituida una lima se somete a un pulido o acabado superficial para retirar partículas de óxido de titanio que es una capa ligeramente marrón o negro luminoso en la superficie de la aleación producto del mecanizado, con baños de sal, arena o cualquier tratamiento químico extra para luego enfriar la aleación rápidamente en horno de aire o vacío para evitar el envejecimiento. (Espinosa San Martín, 2013)

### **2.3.3. FASES CRISTALOGRÁFICAS DE LA ALEACIÓN DE NITI**

Las Shape Memory Alloy (SMA) como el NiTi al momento de experimentar sus propiedades inteligentes como superelasticidad y memoria de forma, sufre cambios en la disposición de sus moléculas que se organizan en estados, formas o fases cristalográficas. (Espinosa San Martín, 2013)

La aleación NiTi tiene 3 etapas cristalográficas que son: Austenita, Martensita maclada o ajustada y Martensita remaclada o reajustada. Y el cambio de una fase a otra dependerá de si la aleación es sometida a cambios de temperatura y a tensión. (Canalda, 2014)

La aleación en fase inicial estable o madre está en “Austenita” y la disposición molecular es como una red cúbica centrada en su cuerpo. Cuando la aleación se enfría a través de un intervalo de temperatura de transformación (ITT) cambia la disposición de sus moléculas a una forma hexagonal y pasa a la fase llamada “Martensita Maclada”. La cantidad de esta transformación dependerá de la temperatura inicial ( $M_s$ ) y final ( $M_f$ ) del proceso de transformación. Este fenómeno provoca un cambio en las propiedades físicas de la aleación conocido como “Memoria de forma”. (Espinosa San Martín, 2013)

Adicionalmente, si a la aleación se le aplica presión o tensión pasa a otra fase denominada “Martensita remaclada o reajustada”, en la que la disposición molecular es trapezoidal y se presenta el fenómeno de “Superelasticidad”. El cambio de una fase madre Austenita a otra hija Martensita se conoce como “Transformación Martensítica Termoplástica”. (Espinosa San Martín, 2013)

De una manera más sencilla de comprenderlo, las 3 fases moleculares del NiTi son: Austenita o madre con moléculas dispuestas de manera cúbica, Martensita maclada por disminución de la temperatura con moléculas colocadas a manera de hexágono y Martensita remaclada o reajustada cuando se aplica tensión o estrés y con disposición molecular de forma trapezoidal. Normalmente en el enfriamiento, la Martensita puede formarse en Ms sin tensión. Pero en el mismo material, la Martensita inducida por tensión puede formarse por encima de Ms. (Espinosa San Martín, 2013)

Las SMA al estar alteradas molecularmente en Martensita pueden regresar a su forma original Austenita por su Memoria de forma al ser sometidas a calor y volver a su manera inicial que poseían antes de las alteraciones; gracias a la propiedad de memoria de forma de la aleación existe un retorno a la fase madre Austenita cuando se la calienta, alcanzando una temperatura de inicio (As) y otra de finalización (Af). (Espinosa San Martín, 2013) (Funakubo, 1987)

En As se comienza a formar una estructura cúbica centrada en sus caras, que termina de estructurarse en Af. Cuando el elemento se calienta más allá de Af, la deformación se recupera completamente. El NiTi al estar en Austenita es relativamente fuerte y duro, pero cuando está en Martensita es suave y dúctil es decir flexible. (Espinosa San Martín, 2013) (Funakubo, 1987)

Los instrumentos de NiTi tienen la capacidad de cambiar desde y hacia la etapa Martensita con simplicidad por su Memoria de forma, en temperaturas bajas la etapa

martensítica mantiene alterados a los instrumentos, pero regresan naturalmente a su apariencia inicial Austenita cuando son sometidos a calor gracias también a su memoria de forma. (Otsuka & Wayman, 1999)

Las limas endodónticas fabricadas con Nitinol-55 y Nitinol-60 por efecto de memoria de forma regresan a “Af” al calentar el instrumento a 125° C y experimentan Superelasticidad al aplicar tensión en temperatura ambiente de 37° C, pero hay que tomar en cuenta que las limas de NiTi no se pueden precurvar como las de acero pues tienen bajo módulo de elasticidad y que si estos cambios cristalográficos son en repetidas ocasiones la aleación se verá afectada en su resistencia a la fatiga provocando una fractura, como ocurre en los sobreusos de las limas al llevarlas a continuas fuerzas tensionales y esterilización. (Otsuka & Wayman, 1999) (Funakubo, 1987)

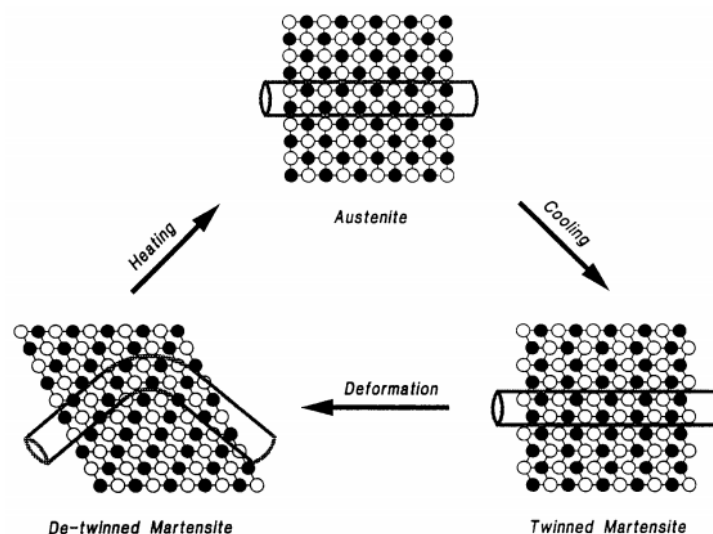


Figura #4. Efecto de memoria de forma del NiTi. Tomado de An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. (Thompson, 2000)

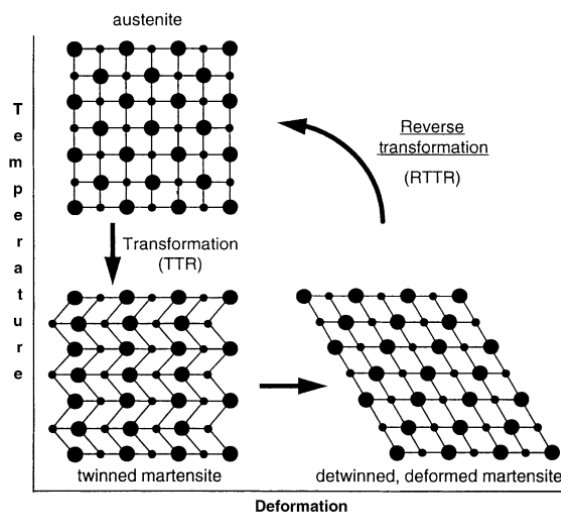


Figura #5. Cambio martensítico y el efecto de memoria de forma del NiTi. Tomado de An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. (Thompson, 2000)

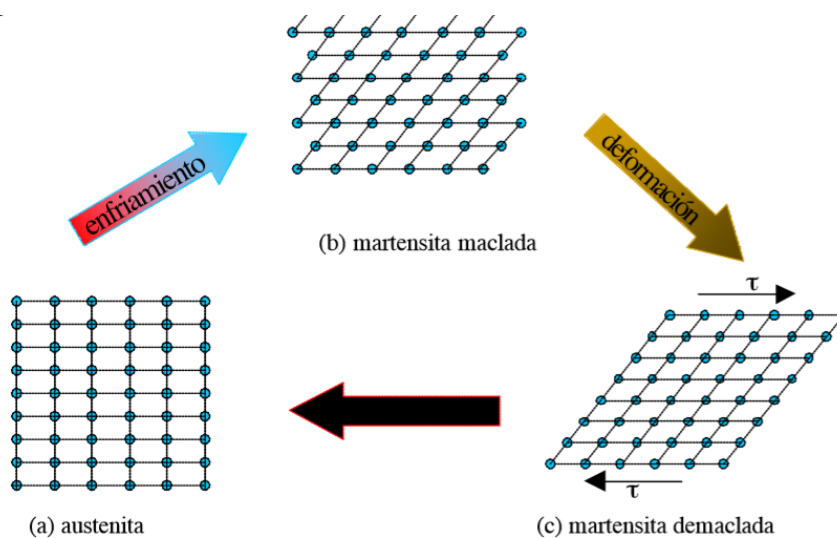


Figura # 6. Descripción microscópica del proceso de memoria de forma: (a) la austenita se enfría para formar martensita maclada (emparejada) (b) sin sufrir cambio en la forma. (c) Luego se deforma moviendo las fronteras de maclado. Pero al calentar (b) y (c), se volverá a la estructura y forma original austenítica. Tomado de Aleaciones con memoria de forma. (De la Flor, 2005)



Los desplazamientos de las moléculas de una aleación al pasar de una fase cristalográfica a otra se dan de dos maneras que son: por difusión y por desplazamiento. Los primeros cambios producen una etapa nueva al trasladar átomos de forma azarosa en amplias longitudes, esta etapa tiene distinta configuración química en relación a su molde de origen. Los cambios a través de desplazamiento se realizan sin amplias longitudes porque se crean con igual composición química que su molde originario. Los cambios Martensíticos se dan por desplazamiento molecular. (Wayman & Duering, 1990) (Otsuka & Wayman, 1999)

***Fase Austenita:*** Esta fase es conocida como madre y tiene una configuración con mayor dureza, resistencia, además es inmodificable plásticamente y posee una organización cúbica invariable y simétrica. Las aleaciones NiTi tienen los átomos de níquel en el medio de la red cristalina y los átomos de titanio alrededor, brindándole así estabilidad; asimismo los instrumentos de NiTi presentan esta fase cuando se encuentran fuera del canal radicular. (Otsuka & Wayman, 1999)

***Fase Martensita:*** Los cambios martensíticos que usualmente sufren transformaciones por desplazamiento, se crean al enfriar la etapa madre o austenita. (Otsuka & Wayman, 1999)

#### **2.3.4. ALEACIONES NITI TERMOTRATADAS**

Gracias a la capacidad de la aleación NiTi de cambiar de fases cristalográficas en temperaturas y tensión, las industrias de manufactura de limas endodónticas han puesto especial interés en investigar estas disposiciones moleculares de la aleación en las diversas etapas desde el año 2000, con los objetivos de fabricar limas con más flexibilidad, más cónicas o de “Taper” más grande que permita reducir el número de limas para la instrumentación, pero con menor riesgo de fractura. (Berutti, y otros, 2017) (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000)

Para lograrlo se han hechos muchas pruebas al jugar con variaciones de las temperaturas de transición (TT) y del intervalo térmico de transición (ITT) de la aleación NiTi en su fabricación; es decir las temperaturas en las que cambia de Austenita a Martensita y viceversa, fueron modificadas en muy pequeños valores logrando encontrar una nueva fase molecular intermedia estable denominada “Fase R”. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

En esta fase intermedia R se pueden elaborar limas rotatorias, y con posteriores investigaciones alrededor de esta fase también se pudo estabilizar rangos de temperatura muy estrechos en mayor y menor valor a partir de la fase R, obteniendo como resultado nuevas aleación que son patentadas por las casas fabricantes que las han creado denominadas aleaciones “termo tratadas” con la ventaja de ser más resistentes a la fatiga cíclica torsional o de flexión que llevan a la fractura. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

Entre las aleaciones termo-tratadas están: Max Wire, M-Ware, CM-Wire, Blue-Wire, Gold-Wire y la aleación en Fase R. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

Una lima de NiTi SE (superelástica) convencional se encuentra en Austenítica, mientras que las limas de aleaciones tratadas térmicamente pueden estar en fase R o en fase Martensítica estable a temperatura corporal. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

Las aleaciones termo-tratadas tienen temperaturas de transición (TT) a fase Austenita final (Af) diferentes, por ejemplo, la aleación CM Wire aumenta la temperatura para llegar a Austenita final (Af) a 55°C, la aleación M-Wire la Af llega a 50° C y en la Fase R la Af llega a 17°C. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

- FASE R O FASE INTERMEDIA

Es una nueva fase cristalográfica lograda con la variación de las temperaturas de transición (TT) de la aleación NiTi en muy pequeños rangos durante la transformación de las fases:

- De Austenita a Martensita por enfriamiento o de Martensita a Austenita por calor. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

En la fase R la disposición de las moléculas es de forma romboédrica o romboidal. (Espinosa San Martín, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

En el año 2008 la casa Sybron Endo crea el sistema de limas rotatorias Twisted File que se elaboran en Fase R estable y se fabrica por torsión lo cual fue muy novedoso por ser NiTi superelástico y con memoria de forma, pero con un nuevo proceso térmico se permite torcer la aleación en fase intermedia y una vez torcido vuelve a calentarse y a enfriarse para conservar esta nueva forma torneada. (Espinosa San Martín, 2013) (Jitender Reddy, y otros, 2014 )

- M WIRE

M-Wire es un tipo de aleación termotratada a partir del Nitinol 508 que desarrolló en el año 2007 la casa comercial Dentsply, y cuyos ciclos térmicos de ITT y demás procesos térmicos son patentados por la casa comercial en la patente estadounidense N°8.062.033B2, pero siguen siendo un secreto del fabricante. (Ninam, 2013) (Jain, 2016) (Lopes, y otros, 2013)

Esta aleación NiTi con novedoso tratamiento termo-mecánico se crea para disminuir el grado de separación de limas con característica de superelasticidad que poseen martensita invariable, más soporte a la tracción y fatiga. (Satish, 2009) (Lopes, y otros, 2013)

Las ventajas de la aleación M-Wire son, tener mayor resistencia a la fatiga cíclica y tensional y a la fractura, mayor flexibilidad que las aleaciones de NiTi superelásticas

convencionales, pero con mayor dureza de 385 Vickers (VH) comparado con Nitinol de 312-376 VH de dureza. (Nieto E. P., 2017) (Lopes, y otros, 2013)

Los sistemas rotatorios o limas fabricadas con M-Wire se encuentran a temperatura ambiente en fase cristalográfica de Martensita estable, elaborado con un alambre en blanco de martensita inducida por stress, que contienen martensita sustancialmente estable bajo condiciones clínicas. (Satish, 2009) (Ninam, 2013) (Lopes, y otros, 2013)

Entre los sistemas o limas fabricadas con M-Wire están: GT series X, Profile Vortex, Protaper Next, Pathfiles, Proglider, WaveOne, Reciproc. (Berutti, y otros, 2017) (Jain, 2016)

- CM-WIRE

En 2010, la casa comercial DS Dental (Johnson City, TN), crea nueva aleación NiTi tratada termo-mecánicamente con patente secreta que presenta limas extremadamente flexibles, pero sin la memoria de forma de las otras limas elaboradas en Fase R o con aleación M-Wire. (Espinosa San Martín, 2013)

El proceso térmico utilizado en términos generales controla la memoria de forma haciendo que lima al ser sometida a presión o trabajo en los conductos se deforme y después de retirar la tensión no tiene la capacidad de recuperar su forma original. El objetivo es que al no tener memoria de forma la lima se centra mejor en el conducto ya que no intenta volver a su forma original. (Espinosa San Martín, 2013)

Los instrumentos de CM-Wire son HyFlex (Coltene) y Typhonn TYP. (Berutti, y otros, 2017) (Espinosa San Martín, 2013)

- MAX-WIRE

Es una aleación NiTi tratada termo-mecánicamente de patente también secreta, extremadamente flexibles y sin memoria de forma, pero difiere de las otras aleaciones porque se presenta con una nueva forma o diseño excéntrico o irregular a temperatura ambiente y para tener forma más regular se requiere de frío o hay que enfriar. (Espinosa San Martín, 2013) (Berutti, y otros, 2017)

Limas con Max- Wire son XP Endo Shaper y XP Endo Finisher. (Berutti, y otros, 2017) (Espinosa San Martín, 2013)

- NITI HT (Blue-Wire y Gold-Wire)

Aleación termotratada de procesos patentados por la casa comercial que no son publicados al detalle. Pero como parte del proceso térmico la aleación NiTi adquiere colores característicos como el azul y el dorado, hecho que atribuye el nombre de nuevas aleaciones Blue-Wire y Gold-Wire. (Espinosa San Martín, 2013) (Berutti, y otros, 2017)

El color dorado se da por capa de Oxido de Titanio producto del tratamiento térmico posterior al tallado de la lima; a diferencia de la aleación M-Wire (Protaper Next –Reciproc) o de R-Phase (Twisted Files) que es antes del tallado. (Steinfort, 2017) (Yáñez, 2017) (Berutti, y otros, 2017)

Ejemplos de sistemas con aleación HT son: Vortex Blue, True Shape, Reciproc Blue, WaveOne Gold, Protaper Gold. (Berutti, y otros, 2017) (Steinfort, 2017) (Yáñez, 2017)

## **2.4. DISEÑO DE LAS LIMAS O SISTEMAS ROTATORIAS**

Las primeras **limas manuales de endodoncia** fueron fabricadas en acero de carbono y eran de diámetros amplios de una serie del 1 al 6 y del 7 al 12. En 1955, John Ingle, estandarizó el diámetro de las limas dando una numeración que representaba en décimas de milímetros el

diámetro de la punta activa. (Ingle J. I., 1955) Para 1981, después de 26 años de estudios, se crearon las normas de especificación internacional para estos instrumentos las normas ANSI/ADA que fueron utilizadas por la industria Kerr para fabricar las limas tipo K. (Council on Dental Materials, 1989)

Las primeras limas manuales comercializadas fueron creadas por la casa Kerr y el Dr. Maynard e introducidas en el mercado como limas “K”, y mantienen sus especificaciones y normativas ISO No. 28 hasta la actualidad. (Council on Dental Materials, 1989) Son fabricadas de acero inoxidable y posteriormente de aleación NiTi. Dependiendo de la forma geométrica de la barra metálica de donde se fabrica la lima, si es triangular, cuadrada o redonda se confeccionarán distintos tipos de limas como ensanchadores, tipo K o Hedstroem respectivamente. (Leonardo, 2002)

Todas estas mantienen una estandarización de: conicidad o “Taper” de 0,02 mm que se incrementa en cada mm de su parte activa y el color del mango que indica el tamaño en centésimas de milímetro de la punta y que puede ir desde 0,6mm hasta 140mm. De esta manera el Taper de las limas manuales tipo “K” es constante. (Nieto E. P., 2017)

En los años 60 se crea una aleación que combina dos metales el Níquel y el Titanio (NiTi) de características excelentes al ser flexible bajo tensión pero que puede regresar a su forma original al retirar la tensión. Este invento revolucionó el campo de la odontología por sus varios usos y es considerado para algunos autores el mayor invento para la Endodoncia. (Nieto E. P., 2017)

La utilización del NiTi en la fabricación de limas volvió el tratamiento más confiable, ya que antes se lo consideraba incómodo y doloroso para el paciente porque las limas de acero inoxidable retiraban el tejido pulpar con varios movimientos de presión apical y de tracción

lateral hacia las paredes dentinarias; en cambio con los instrumentos de NiTi flexibles de movimientos delicados, la preparación de los conductos fue conservadora respetando la anatomía original del conducto y más cómoda para el paciente y para el profesional. (Nieto E. P., 2017)

Nieto, en su artículo “Avances de Diseño y Metalúrgica en la Instrumentación de Conductos Radiculares” indica que, la instrumentación rotatoria NiTi es uno de los mayores avances en Endodoncia en los últimos 60 años. Con el NiTi se fabrican limas manuales de tamaños y diseños estandarizados hasta los tiempos actuales, que por su flexibilidad son utilizados para preparar especialmente conductos de curvas severas con una mayor seguridad disminuyendo los riesgos de transportación, fractura y facilidad de manipulación sobre todo al usar limas de mayores tamaños. (Nieto E. P., 2017)

**Los instrumentos o limas rotatorias** son fabricadas de níquel-titanio y representan el perfeccionamiento y simplificación de la Endodoncia. Con el NiTi fue posible que los instrumentos roten en canales radiculares curvos gracias a su gran flexibilidad disminuyendo el porcentaje de conductos curvos transportados y fracturas o separación de las limas dentro de ellos. (Nieto E. P., 2017)

Al contrario de las limas manuales, las limas rotatorias no son estandarizadas por las normas ISO, ni se basan en reglas legalmente normadas para su fabricación. De esta manera los fabricantes tienen libertad en innovar el diseño y características físicas-metalúrgicas de las limas. (Nieto E. P., 2017)

Los cambios en el diseño de limas rotatorias principalmente son:

- El aumento notable de la conicidad o Taper que puede ir desde el 2% al 12%.

- Taper variable o inconstante, no incrementa el mismo valor en cada mm puede intercalarse este porcentaje en la longitud de la parte activa de la lima.
- Más ancho en cervical y menos tamaño en apical para mantener la forma cónica de la parte activa y lograr la instrumentación con la misma forma.
- Estrías con aristas o ángulos de corte alternos entre cortantes y no cortantes, y zonas de descanso o de escape para que no se enganche la lima en las paredes.
- Secciones transversales con formas geométrica innovadora no tradicionales como de letras U, S itálica, trapezoidal, entre otras; para que tengan una mayor masa central y menor en la periferia que facilita el giro mecanizado en el centro del conducto sin atascamientos.
- Al aumentar los tamaños y conicidades se reduce el número de limas usadas para una instrumentación completa, y los actuales son limas únicas. (Ruddle, 2016)
- CONICIDAD O TAPER

Un instrumento rotatorio se diferencia de la lima manual debido a que poseen una conicidad o término en inglés “Taper” variable y de dimensiones superiores. Esto significa, que el diámetro de la parte activa pueden ir aumentando o disminuyendo (% de Taper) en cada milímetro sin seguir normas ISO. La conicidad desde la punta de la lima hasta la totalidad del largo de la zona activa puede presentar incrementos desde 0,02 milímetros hasta 0,12 milímetros dependiendo del tipo de lima giratoria, aunque siempre mantiene una forma cónica con una dimensión superior en la parte cervical y menor en la parte apical para trasladar esta forma a la instrumentación de conducto. (Nieto E. P., 2017)



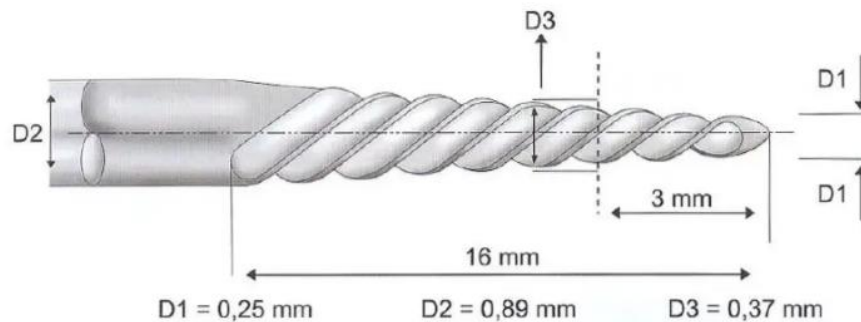


Figura #7. Conicidad de una lima NiTi. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002).

Este incremento del Taper fue posible por la aleación NiTi que mantiene la flexibilidad, aunque tenga más masa o tamaño. Los objetivos del mayor Taper son: desgastar más cantidad de dentina y con ello lograr mayor limpieza de los conductos; reducir el número de limas incluso en ocasiones se usa una sola lima para la conformación de los canales radiculares y acortar también la duración del tratamiento. (Nieto E. P., 2017)

Aunque el NiTi permite flexionar limas de mayores tamaños se debe tener una relación o correspondencia entre el diámetro del instrumento y la anatomía original del conducto, puesto que en canales estrechos o curvos no se debe instrumentar o ampliar tanto para evitar separación de la lima por fatiga cíclica y para no desgastar excesivamente el tejido y llevar a una fractura del diente. Un gran volumen de la aleación rotando dentro del canal radicular estrecho causa un aumento de fatiga en la lima por lo que se tendría que usar una de dimensión reducida. Mientras se profundiza con la instrumentación dentro de una curva se incrementa el riesgo de separación de limas de Taper mayor. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005)

La fatiga de la lima se presenta al contacto o roce con la dentina; en una instrumentación inicial la parte activa de la lima tiene un alto contacto con el tercio cervical del conducto y

posteriormente con el tercio apical, razón de importancia para no forzar el ingreso del instrumento. Como se evidencia en la siguiente figura. (Leonardo, 2002)

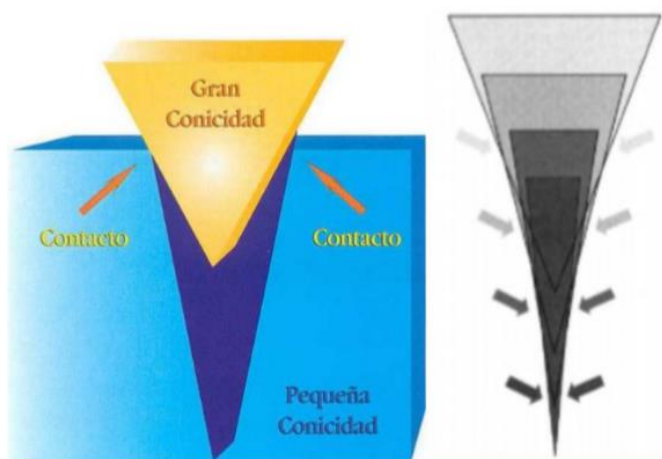


Figura #8. Fuerza ejercida por las limas sobre las paredes dentinarias. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002).

La instrumentación rotatoria aplica la técnica Crown down anticurvatura desde corona hacia la raíz, que consiste en una ampliación inicial de los tercios cervical y medio para luego realizar una ampliación del tercio apical, lo que se logra con los Tapers mayores de la lima y de esta manera se evita la creación de escalones, transportaciones y agudizaciones de inflamación periapical. (Leonardo, 2002)

- SECCIÓN TRANSVERSAL O MASA METÁLICA CENTRAL

Los sistemas giratorios se diferencian de las limas manuales por mejorar los diseños de su parte transversal. Actualmente existen secciones centrales con formas geométricas usuales como cuadrado, círculo, o triángulo; pero otras son de formas inusuales innovadoras como U, S itálica, trapezoidal, hexagonal, elíptica, etc.; que se manufacturan a partir de un tallado o acordeonado del núcleo central o masa interna de la aleación NiTi. (Lima, 2016)

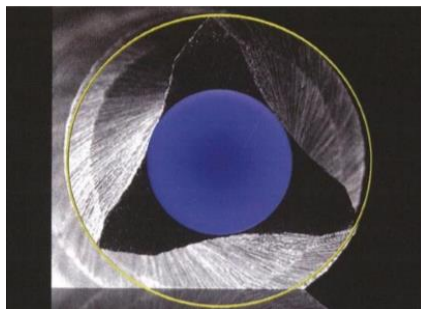


Figura #9. Sección transversal de lima rotatoria. Tomado de Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. (Leonardo & Leonardo, 2009).

Las formas inusuales más modernas tienen la función de proveer a la lima, mayor cantidad de masa en el centro o núcleo para darle más potencia, pero menor masa a nivel periférico con sitios de corte y partes de escape para que no ejercen tanto estrés a la lima el contacto con la superficie dentinaria. Esta distribución de la masa de las aleaciones hace que la lima se adapte dentro del canal radicular repartiendo las fuerzas en dirección hacia la dentina y así no se llene de tanta tensión el instrumento; lo que resulta en disminuir el peligro de fracturas y reducir la acumulación de restos de dentina que obstruyan la trayectoria de la lima. Sin embargo, hay que recordar que el ingreso del instrumento siempre debe ser suave y sin prisa hasta que alcance la longitud de trabajo de manera sencilla, intercalando con la irrigación constante y manteniendo la permeabilidad el conducto con lima manual. (Leonardo, 2002)

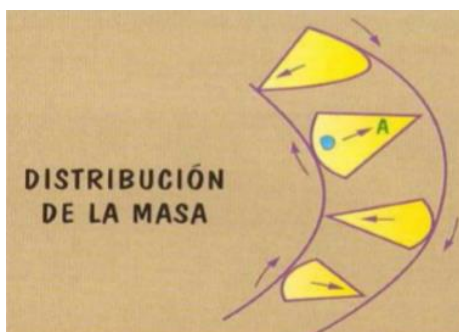


Figura #10. Distribución de la masa central de la lima. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002)

Las formas transversales innovadoras de las limas rotatorias además ayudan a que la lima se mantenga centrada en el conducto y rote con una rapidez o velocidad que no varía o constante para reducir las transportaciones o desviaciones de la anatomía original.

- SUPERFICIE RADIAL, RADIAL LANDS O GUÍA LATERAL

Es el área o cantidad de metal donde se soportan las hojas o láminas de corte de la lima denominada también radial land, superficie radial o guía lateral de inserción. Esto hace que el corte sea efectivo pues no sólo existen bordes sino superficies de corte, pero son áreas de contacto intercaladas zonas de escape o desbastadas para que haya menos traba en las paredes dentinarias, menor riesgo de transportación o fractura de la lima. El fragmento posterior de la superficie es disminuido con el fin de reducir el roce con la superficie interna del canal radicular. (Lopes & Siqueira, 2015) (Nieto E. P., 2017)

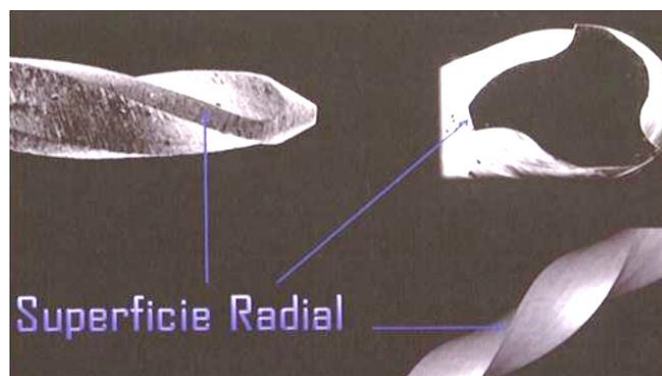


Figura #11. Superficie Radial. Tomado de Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos.

(Leonardo & Leonardo, Endodoncia: Conceptos biológicos y Recursos Tecnológicos., 2009)

El radial land además ayuda a que la lima se mantenga centrado en medio del canal, al poseer una zona atrás de la lámina de corte tiene mayor fortaleza ante la fatiga cíclica y torsión; y define un ángulo de corte negativo permitiendo que el desgaste no sea tan intenso. (Nieto E. P., 2017)

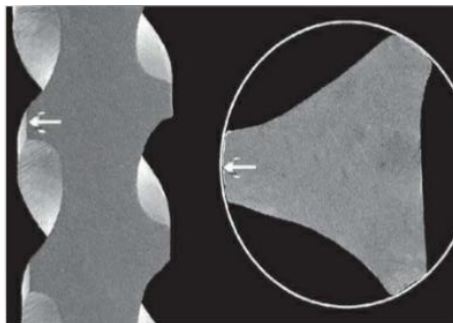


Figura #12. Ancho de la superficie radial. Tomado de Endodontia - Biología e Técnica.

(Lopes & Siqueira, 2015).

- ALIVIO DE LA SUPERFICIE RADIAL

Es un área que reduce el contacto de la lima con la dentina ubicado en el cruce de las zonas radiales y determinado por la intersección de las superficies radiales, con el fin de reducir fuerzas o liberar tensiones por el menor roce de la lima con la dentina disminuyendo la fricción del instrumento en el conducto. (Leonardo, 2002)



Figura #13. Alivio de la superficie radial. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia:

Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002).

- ÁNGULO DE CORTE

Este ángulo está formado entre los planos del filo cortante de la lima y el de las paredes de dentina, o integrado por el borde que corta del instrumento y las superficies que cortan la

dentina. El ángulo de corte puede ser de 3 tipos: neutro, negativo o positivo. El más agresivo es el Positivo, el Negativo corta menos y el Neutro no corta, estos dos últimos requieren un aumento de la velocidad de giro del motor para compensar esta menor intensidad del corte, pero son más seguros ante atascarse en el conducto. Los instrumentos rotatorios actuales tienen un ángulo de corte negativo debido a que tienen zonas radiales, lo que produce un deterioro leve. (Leonardo, 2002)

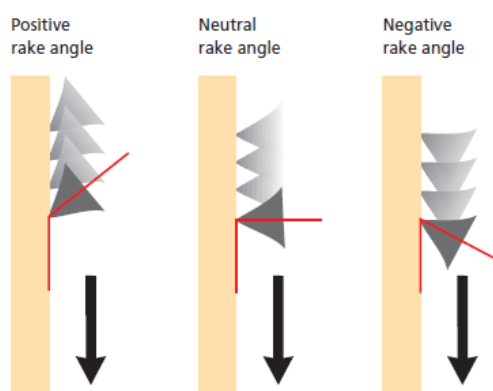


Figura #14. Ángulos de corte. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002)

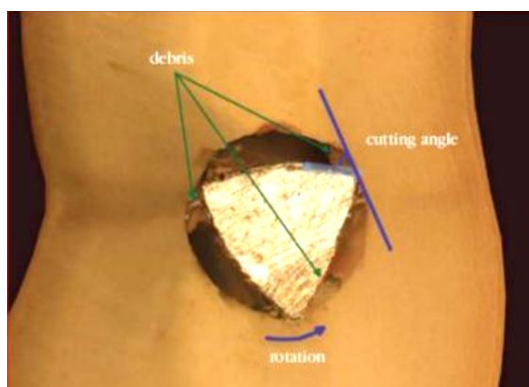


Figura #15. Ángulo de corte. Tomado de Estudio comparativo de los defectos superficiales de las limas Reciproc y WaveOne Gold después de la instrumentación de conductos radiculares en molares extraídos mediante el uso de microscopía electrónica. (Nieto & Pazmiño, 2017)

- **ÁNGULO HELICOIDAL**

Se encuentra establecido por las estrías o zonas de corte de la lima con la línea transversa al eje extenso de la lima. En otras palabras, está formado entre las o superficies de corte y la línea transversal o perpendicular al eje largo del instrumento. Este ángulo es constante o variable dependiendo de los diferentes tipos de limas e incluso en la misma lima a lo largo de su parte activa puede cambiar el valor por la diversa disposición de las estrías por el Taper variable. (Leonardo, 2002)

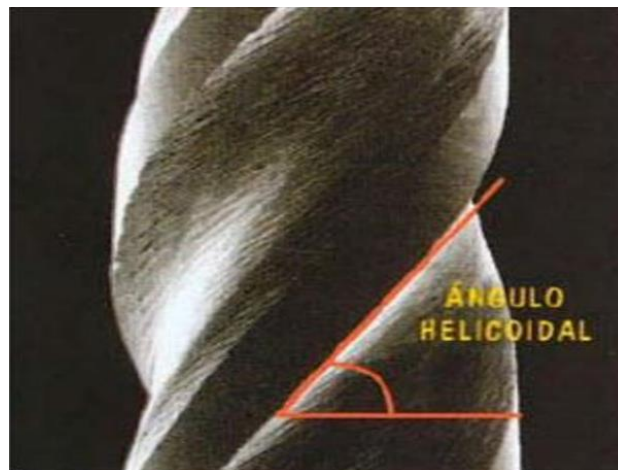


Figura #16. Ángulo Helicoidal. Tomado de Sistemas rotatorios en endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002)

Limas manuales tienen ángulo helicoidal constante, los valores son, lima K 30°, ensanchador 45°. La capacidad de corte va en relación a ángulos más grandes, es decir en un escariador que tiene un ángulo de 45° posee una capacidad de corte mayor a una lima K de 30°. (Nieto E. P., 2017)

Los sistemas giratorios de 1ª generación poseen un ángulo constante en promedio de 35°, pero en las otras generaciones de 2ª-5ª generación tienen ángulos inconstantes. (Nieto E.

P., 2017) Con un valor positivo el corte es rápido y en cambio, un valor negativo el corte es efectivo, pero con un ángulo mayor a  $45^\circ$  hay más riesgo de fractura. (Leonardo, 2002)

El ángulo helicoidal también está relacionado con el tamaño del pitch que la separación entre las ranuras o estrías. Cuando la separación o pitch es más amplia este ángulo es más grande. (Leonardo, 2002)

- PITCH

Es el espacio formado por la separación de estrías de corte en la parte activa del instrumento. (Lima, 2016) Las limas con pitch pequeño indica que tienen más cantidad de hojas o espirales, al contrario, un instrumento de pitch grande poseerá una cantidad inferior de estrías. (Lopes & Siqueira, 2015)

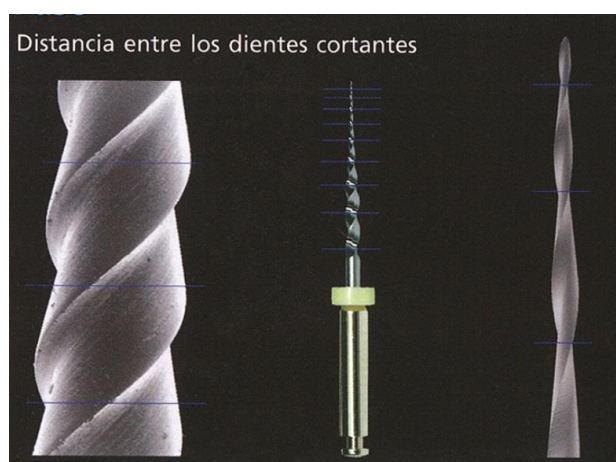


Figura #17. Pitch. Tomado de Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos.

(Leonardo & Leonardo, 2009)

- ÁREA DE ESCAPE

Son zonas de liberación o fuga para remover el barrillo dentinario en forma de surcos o ranuras que evitan el taponamiento del conducto, determinadas por las nuevas formas de las



secciones transversales de las limas. Estas zonas de escape ayudan a disminuir el riesgo de obstrucción de los canales radiculares. (Leonardo, 2002) Estas ranuras, surcos o concavidades localizadas en la parte activa de la lima tienen mayor eficiencia de eliminar el barrillo dentinario o el material desobturado en caso de retratamientos, cuando tiene mayor fondo, amplitud y terminado superficial. (Lopes & Siqueira, 2015).

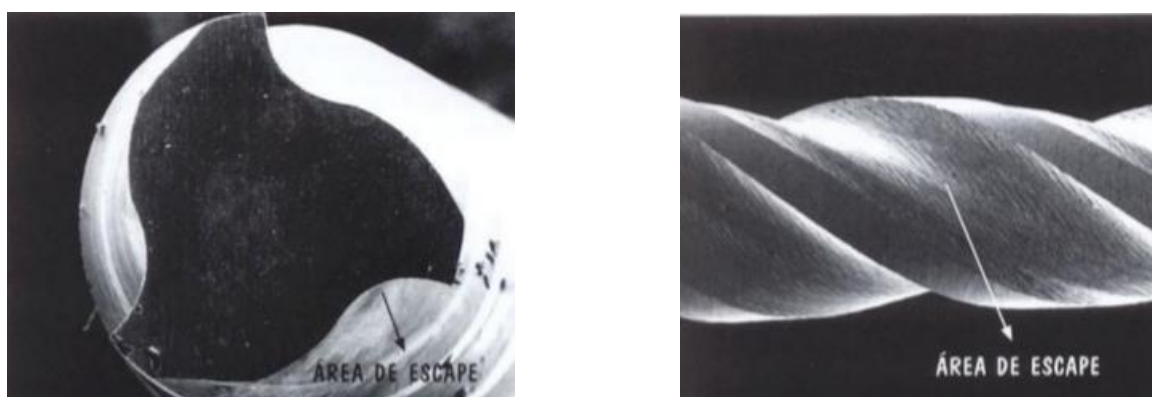


Figura #18. Área de escape. Tomado de Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio. (Leonardo, 2002)

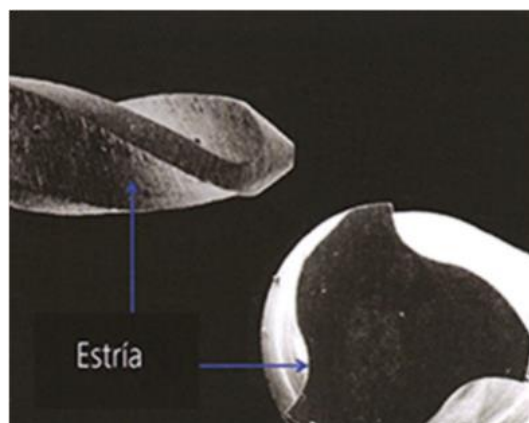


Figura #19. Estría o surco. Tomado de Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. (Leonardo & Leonardo, 2009)

- PUNTA O GUÍA DE PENETRACIÓN

El diseño de la punta depende del tipo de lima o sistema rotatorio, puede ser de activa o inactiva por su capacidad de cortar. Es la parte final del instrumento de forma cónica y menor diámetro que al unirse al cuerpo de la lima se define un ángulo de transición. Este ángulo se mide entre el eje longitudinal del instrumento y la tangente de la punta. (Nieto E. P., 2017)

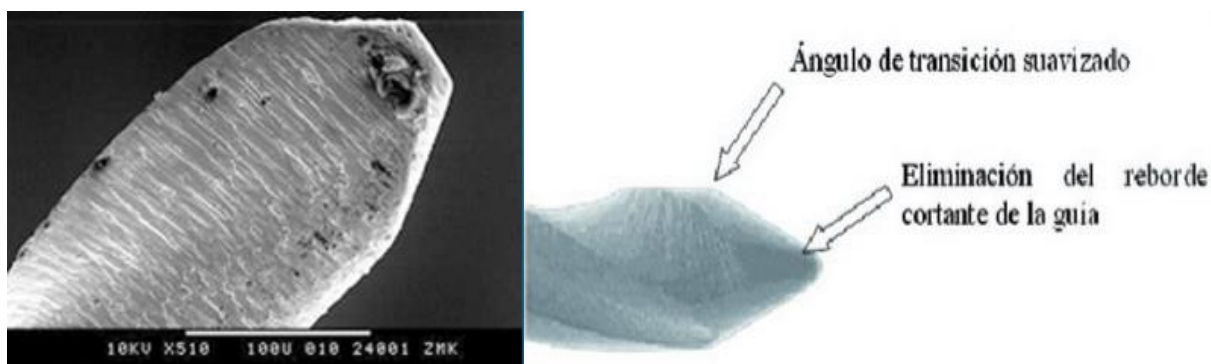


Figura #20. Formas de la punta y ángulo de transición. Tomado de Avances de diseño y metalúrgica en la instrumentación de conductos radiculares. (Nieto E. P., 2017)

Los instrumentos con punta activa cortante como el Sistema Quantec, tiene ángulos de transición pequeños y son indicadas para sobrepasar calcificaciones o conductos muy atrésicos, pero deben usarse con mayor cuidado para evitar transportaciones. Otros sistemas rotatorios como Protaper tienen algunas limas abridoras de pre-ensanchamiento o para tercio cervical (Limas S) con puntas activas y otras limas de terminado (Limas F) con punta pasiva. (Nieto E. P., 2017)

Pero la mayoría de los instrumentos rotatorios tienen punta inactiva o pasiva que no corta, de superficie lisa, de forma cónica pero redondeada y que elimina el ángulo de transición. (Burgos, 2005)

La punta pasiva es recomendada para los rotatorios porque el hecho de girar a gran velocidad hace que sea más seguro para seguir la vía original del conducto este tipo de punta,

que también se denomina Batt o Roane. (Nieto E. P., 2017) La punta Batt ayuda a orientar al instrumento para que se mantenga en el medio del conducto radicular sin que tome otro rumbo y cause desviaciones o escalones. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005)

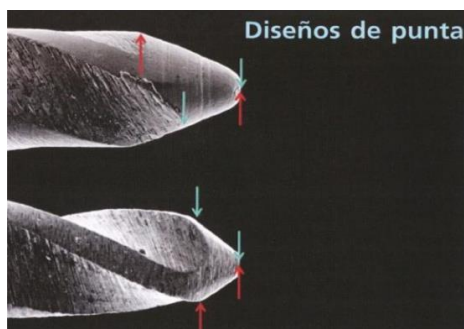


Figura #21. Diseños de la punta. Tomado de Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. (Leonardo & Leonardo, 2009).

- ACABADO SUPERFICIAL

Es un pulido final como parte de la manufactura de los instrumentos rotatorios con el fin de impedir sitios irregulares donde podrían crearse deterioros de la lima, que lleven a una fractura. Se lo puede hacer con un tratamiento físico, con lijas, cargas eléctricas (electropilado) o láser; o con un tratamiento químico, por inmersión en sustancias especiales. (Salvador Nieto & Pazmiño, 2017) (Leonardo, 2002)

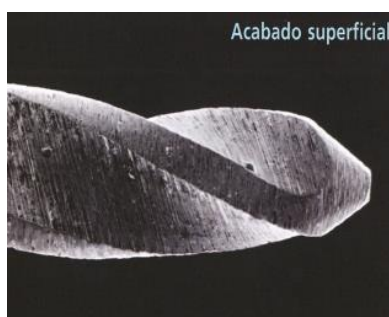


Figura #22. Acabado superficial. Tomado de Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos. (Leonardo & Leonardo, 2009).

## 2.5. CINEMÁTICA DE LAS LIMAS O SISTEMAS ROTATORIOS

En cuanto a la cinemática de los instrumentos rotatorios en los inicios solo se enfocaban en la rotación continua en sentido horario de 360° sobre su propio eje dentro de los conductos y poco a poco se incorporó la cinemática alternativa con los movimientos oscilatorios y reciprocantes que intercalan la dirección horaria y la anti horaria en diferentes grados de desplazamiento de ambos movimientos, inspirados en el método de “Fuerzas balanceadas” del Dr. Roane. (Webber, Machtou, Pertot, Kuttler, & West, 2011) (Roane, Sabala, & Duncanson, 1985)

Todo esto con el objetivo que las limas tengan menor contacto o fricción en el conducto para disminuir la tensión de fatiga sobre ellas. Aunque en canales con anatomías más complicadas como atrésicos, curvos y de mayor longitud hay mucha más probabilidad de fracturas por mayor fricción o fatiga cíclica del instrumento con las paredes radiculares. (Da Frola, y otros, 2014) (Kiefner, Ban, & DeDeus, 2013)

Preocupación que motiva la creación de mejoras en la cinemática, aleación y diseño de las nuevas limas, sin embargo, aún en el mercado no hay un instrumento de movimiento alterno que no tenga riesgo de fracturarse. (Da Frola, y otros, 2014) Por lo que es interés de la presente investigación comparar el número de ciclos según el tiempo hasta que ocurra la fractura de dos limas de uso actual y más populares en el campo endodóntico; observar los diseños que presentan los instrumentos fracturados a través del microscopio, tema de este estudio. (Da Frola, y otros, 2014) (Hulsmann, 2005)

Es fundamental que el profesional que aplique la técnica rotatoria tome la responsabilidad que el éxito del tratamiento dependerá de su preparación y experiencia, ya que conociendo los principios de la cinemática se disminuirá el riesgo de fractura, como son:

- Aplicar las especificaciones de las casas fabricantes en cuanto a la dirección del movimiento, las revoluciones por minuto (rpm), el Torque, las secuencias. Mantener un orden del número de usos de los instrumentos. El operador debe saber el Torque y rpm con el que la lima gira, pues un T superior aumenta el riesgo de separación de la lima. Es aconsejable emplear aparatos con torque disminuido o que tengan control manual del torque. En estos días los motores de rotación añaden en su software las especificaciones. (Yared, Bou, & Machtou, 2001)
- Utilizar lo más actualizado en el mercado, pero siempre con el respaldo de estudios científicos que avalen su adecuado funcionamiento.
- No sobrecargar el tiempo de rotación del instrumento solo hasta que se sienta forzada y retirarla, no más de pocos segundos en maniobras de intrusión y tracción, ya el instrumento debe ingresar y evacuar de forma espaciosa evitando así la formación de estrés durante la conformación.
- Mantener una manipulación suave en los conductos o regular la fuerza ejercida, previniendo la separación de instrumentos por fatiga torsional ya que mientras exista más fuerza o presión más será la probabilidad de fracturarse.
- Respetar las zonas de peligro de la anatomía interna de los conductos, para lo cual el movimiento debe apoyarse sutilmente en las paredes de seguridad
- Mantener una vigilancia constante de las limas y de localizar alguna deficiencia superficial descartar la lima de inmediato. Esta visualización de imperfecciones es recomendada hacerla con microscopía para mejor valoración.

- En conductos con curvas muy acentuadas y severas, bifurcaciones, anatomías con tipo de “S”, se tiene que emplear limas sin ningún uso previo y es recomendable un solo uso con el fin de disminuir el riesgo de separación de instrumentos. (Yared, Bou Dagher, & Machtou, 1999) (Leonardo, 2002)

## 2.6. CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS O MECANIZADOS

Los sistemas rotatorios se pueden clasificar y sub-clasificar de acuerdo a diferentes enfoques, para tener una mejor agrupación y análisis de ellos se clasifican:

- Por su tipo de movimiento: Rotación continua o alterna recíprocante u oscilatoria.
- De acuerdo al tipo de aleación con los que son fabricados: De acero inoxidable, de NiTi o de aleación NiTi termotratada como M-Wire, CM-Wire, Max-Wire, HT-Wire (Blue y Gold Wire).
- Por su fecha de fabricación, lanzamiento al mercado o cronología: De 1° a 5° generación.
- Por su utilidad o aplicación en las etapas de instrumentación: De preparación cervical o apical, para patencia o Glide Path, para limpieza o retratamiento.



Figura #23. Clasificación de los sistemas rotatorios. Elaborado por el autor

### 2.6.1. CLASIFICACIÓN SEGÚN LA CRONOLOGÍA DE LANZAMIENTO

- Instrumentos de Primera Generación

Las primeras limas rotatorias de NiTi fueron creadas en 1990 John Mc Spadden y Ben Johnson y su lanzamiento al mercado fue en 1992 en Paris. Se caracterizan por presentar: conicidades constantes en parte activa que en un inicio eran solo del 2% y luego fueron aumentando en el Taper a 4,6,8 %, ángulos de corte casi neutro, tienen superficie radial para que no haya tanto contacto del instrumento y reducir el estrés, y son sistemas con mucho número de limas. En promedio se usan a 300- 500 rpm. (Berutti, y otros, 2017)

A este grupo pertenecen: Quantec (NT Company), Profile (Dentsply Sirona) Pow-R (Moyco), GT File (Dentsply Sirona), Hero 642. (Micro Mega), RBS (Moyco), Pow-R (Moyco), LightSpeed (Discus), Profile (Dentsply Sirona). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos de Segunda Generación

Son instrumentos que aparecieron a finales de 1990 para mejorar los de 1º generación, con conicidades grandes y variables, con ángulos de corte activos cortantes, reducen la superficie radial, con electro pulido final y son sistemas con menor número de limas. (Berutti, y otros, 2017)

En este grupo se encuentran: Race (FKG), Hero (Micro Mega), K3 (Sybron Endo), Endosequence (Brasseler USA), ProTaper (Dentsply Tulsa), Mtwo (VDW), Flexmaster (VDW). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos de Tercera Generación

Tienen mejoras en el proceso de fabricación y torneado de las limas, logrando el tratamiento térmico de la aleación NiTi al encontrar y manejar de la fase R y aleaciones más flexibles como CM-Wire. (Berutti, y otros, 2017)

En esta generación están sistemas como: GTX (Dentsply Sirona), Profile Vortex (Dentsply Sirona), Vortex (Dentsply Sirona), Twisted File (Kerr Endo), K3XF (Kerr Endo), HyFlex CM (Coltene), Typhoon Infinite Flex (TYP CM). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos de Cuarta Generación

Surge el movimiento alterno Reciprocante usando aleación NiTi termotratada tomando nombres como aleaciones M-Wire, Blue-Wire, Gold-Wire. Y aparece el concepto de instrumentar con lima única estéril y descartable en un solo uso. (Berutti, y otros, 2017)

En este grupo están sistemas como: WaveOne (Dentsply Sirona), WaveOne Gold (Dentsply Sirona), Reciproc (VDW), Reciproc Blue (VDW). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos de Quinta Generación

Instrumentos con diseño irregular asimétrico en sección transversal, de núcleo excéntrico, con rotación continua, pero a menor velocidad y Torque; y con aleación termo-flexible y al ponerlas en rotación se observa un movimiento de látigo o irregular que puede remover más dentina. (Berutti, y otros, 2017)

Ejemplos de sistemas de quinta generación son: One Shape (Micro Mega), Protaper Next (Dentsply Sirona), Hyflex EDM (Coltene), XP Endo Shaper (FKG). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos para el Glide Path



Son limas rotatorias de pre-ensanchamiento, patencia o cateterismo usadas para explorar el conducto antes de ensancharlo. Sus tamaños pequeños corresponden a usar limas manuales de Pre-serie, pero con cinemática rotatoria algunos en rotación continua y otros en reciprocante; además tienen mejoras propias del movimiento mecanizado como son: aleación NiTi pura o aleación termotratada, aumentos pequeños del Taper, diseños novedosos con sección transversal irregular, ángulos de corte eficientes y zonas de escape para el barrillo dentinario. (Berutti, y otros, 2017)

Algunos de los sistemas rotatorios para Glide Path son: Path File (Dentsply), ProGlider(Dentsply), Scout Race (FKG), iRace Plus (FKG), G File (Micro Mega), V-Glide Path(SS White), Endo Wave MGP (Morita), HyFlex GPF (Coltene), GlidePath (Coltene), R-Pilot (VDW). (Berutti, y otros, 2017)

- Instrumentos Reciprocantes

A este grupo pertenecen los sistemas WaveOne Gold y Reciproc Blue, mismos que son elaborados con actuales aleaciones termo-tratadas, se utilizan con técnica de instrumento único y con rotación alterna Reciprocante lo que disminuye el estrés excesivo en la lima e impide su bloqueo dentro del conducto. (Kim, y otros, 2012) (Yáñez, 2017)

### **2.6.1.1. SISTEMA ROTATORIO WAVEONE GOLD (WOG)**

#### **Aleación de Lima WaveOne Gold**

Este sistema rotatorio es fabricado por la casa comercial Dentsply y es una evolución de su antecesor el sistema WaveOne convencional elaborado con aleación M-Ware, pero el sistema WaveOne Gold (WOG) está hecho con aleación “Gold” que es una variación de la aleación NiTi sometida a un tratamiento térmico que la hace mucho más flexible, brindando

más confianza y una percepción cómoda sin presiones al utilizarla con movimiento recíprocante en las raíces dentales. (Aranguren & Kuttler, 2015)

Los instrumentos Gold poseen superioridad frente a los instrumentos NiTi habituales por combinar dos cualidades excelentes: la aleación Gold de tratamiento calórico y el desplazamiento recíprocante, haciendo sencillo el ingreso a los conductos con compleja anatomía. (Steinfort, 2017)

La aleación “Gold” se obtiene sometiendo al NiTi a diversas etapas de enfriamiento y calentamiento en diferentes grados de temperatura, pero los valores específicos han sido registrados en una patente secreta de la casa comercial que la elabora. Lo que si se ha publicado por la empresa fabricante es que el color dorado de la aleación se debe a la formación de una capa o cobertura exterior de Óxido de Titanio producto del proceso térmico y es la razón para atribuirle el nombre de “oro- gold”. (Steinfort, 2017)

Este tratamiento intenta cambiar la matriz cristalográfica del Níquel Titanio modificando los grados de conversión de la etapa austenita a martensita logrando hacer estable la martensita maclada; pero este procedimiento térmico se hace luego del tallado de la lima. A diferencia de otros sistemas como WaveOne (Dentsply) o y Reciproc (VDW) que su aleación M-Wire es hecha antes del tallado de la lima. (Steinfort, 2017)

Todas las limas del sistema recíprocante WaveOne Gold son “Gold” por lo que tienen mejores características como: más capacidad de cortar, más grado de flexión, más resistencia a la fatiga cíclica y de torsión, más resistencia a la deformidad y separación de las limas. (Steinfort, 2017)

Estas propiedades se traducen en una instrumentación más confiable por menor presión entre la lima y la superficie del canal radicular, reduciendo notablemente el índice de percances que se pueden presentar. (Aranguren & Kuttler, 2015)

### **Presentación comercial de Lima WaveOne Gold**

El sistema WaveOne Gold tiene una presentación comercial formado por 4 limas de diferentes tamaños y Taper variable decreciente o regresivo de apical a coronal, que son:

- **Small (Color amarillo):** La misma que tiene un tamaño ISO a nivel de su punta de 20 y una conicidad de 0,07 en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hacia D16. Indicada para canales muy estrechos y curvos.
- **Primary (Color rojo):** La cual tiene un tamaño ISO a nivel de su punta de 25 y una conicidad de 0,07 en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hacia D16. Indicada en canales de tamaño promedio, y en casi la gran mayoría de los conductos (80% de los casos).
- **Medium (Color verde):** Tiene un tamaño ISO a nivel de su punta de 35 y conicidad 0,06 en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hacia D16. Se usa para canales amplios.
- **Large (Color blanco):** Posee un tamaño ISO apical de 45 y una conicidad de 0,05 en los 3mm apicales; decreciendo progresivamente hacia D16. Se usa para canales amplios y rectos. (Aranguren & Kuttler, 2015)



Figura #24. Sistema WaveOne Gold con conicidad. Tomado de

<https://www.endoruddle.com/WaveOned>

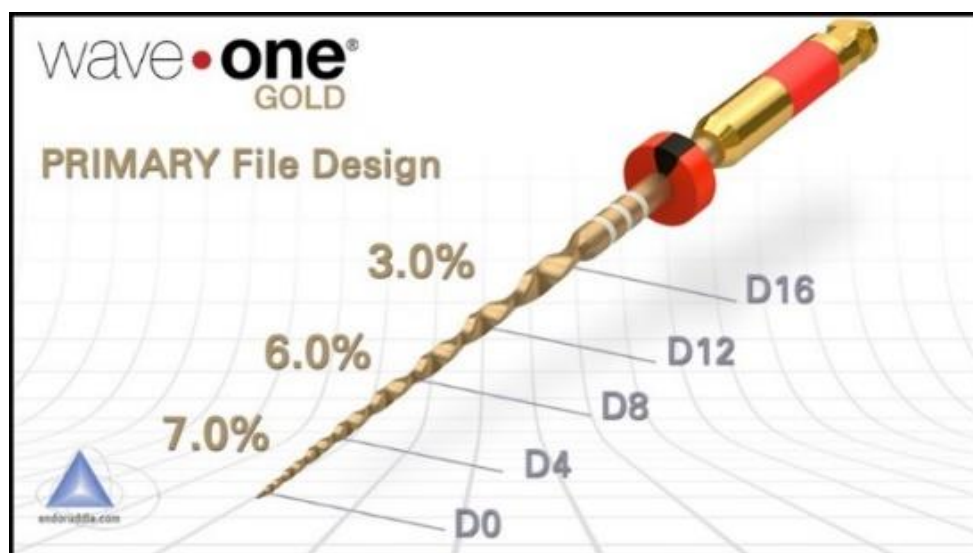


Figura #25. WaveOne Gold Primary con conicidad variable. Tomado de

<https://www.endoruddle.com/WaveOned>



Figura #26. Lima WaveOne Gold Primary con conicidad variable. Foto original del autor.

El sistema WaveOne Gold viene en blisters estériles listos para su utilización en pacientes. Cada lima tiene una parte activa de 16mm y se presentan en 3 longitudes que son de 21mm, 25mm y 31mm, para utilizarlos dependiendo del largo de los dientes; además cada una tiene un mango de menor tamaño de 11mm con el fin de un fácil ingreso en cavidad oral especialmente para tener acceso a molares superiores e inferiores. (Aranguren & Kuttler, 2015)

### **Diseño de Lima WaveOne Gold**

Cada una de las limas WOG presenta una sección transversal con forma de paralelogramo o rectángulo irregular, que difiere de la WaveOne con sección transversal de triángulo cóncavo en tercio apical y triángulo convexo en cervical. (Aranguren & Kuttler, 2015)

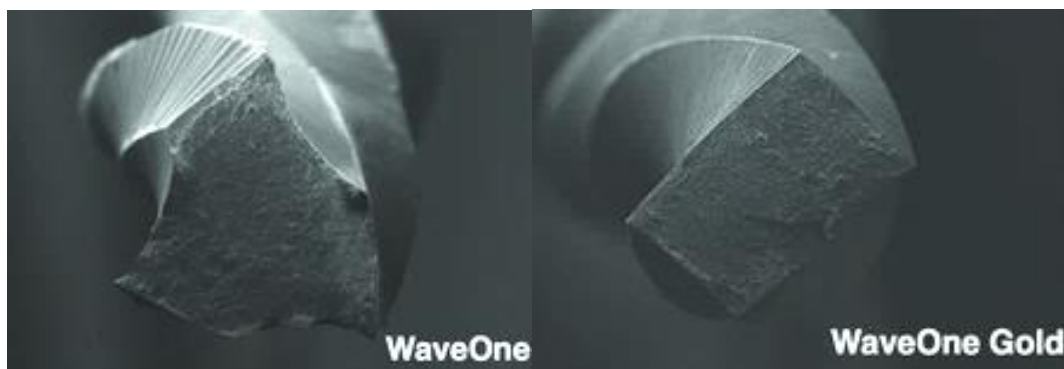


Figura #27. Comparación secciones transversales de WaveOne y WaveOne Gold. Tomado de Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold,ProTaper NEXT and WaveOne Gold. (Gagliardi, Versiani, De Sousa-Neto, Plazas-Garzon, & Basrani, 2015)

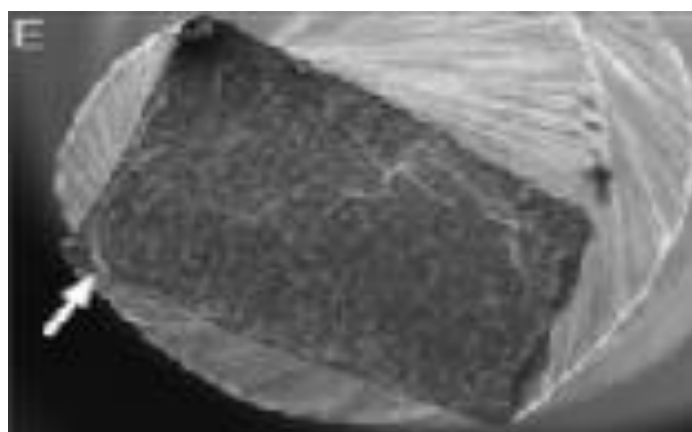


Figura #28. Sección transversal de WaveOne Gold. Tomado de Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold,ProTaper NEXT and WaveOne Gold. (Gagliardi, Versiani, De Sousa-Neto, Plazas-Garzon, & Basrani, 2015)

La lima WOG tiene una punta semiactiva que ayuda al ingreso lento por las superficies internas del canal radicular. (Aranguren & Kuttler, 2015)

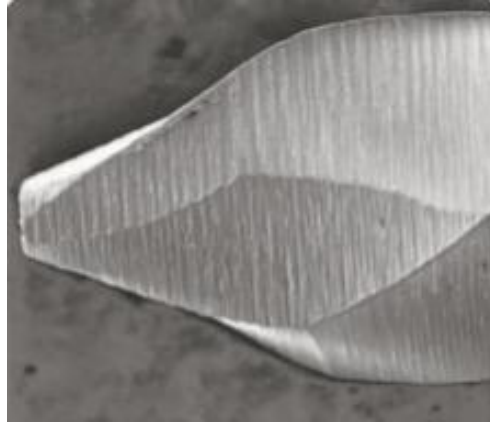


Figura #29. Punta del sistema WOG. Tomado de La era dorada de la instrumentación endodóntica. (Kuttler, Aranguren, Bonilla, Perez, & Bruder, 2016)

### **Cinemática de Lima WaveOne Gold**

La cinemática del sistema WOG es de forma recíprocante a una velocidad de 350 rpm y un torque de 2 Newton/cm. Realiza un primer movimiento cortante a  $170^\circ$  en dirección antihoraria y un segundo movimiento de descarga a  $50^\circ$  en dirección horaria, de igual manera que la lima WaveOne clásica. (Kim, y otros, 2012) (Steinfort, 2017)

La casa fabricante recomienda utilizar por una sola ocasión cada lima WaveOne Gold volviéndola descartable después de cada paciente y plantea el siguiente método de instrumentación:

- Crear un ingreso coronal que sea de forma recta hacia el agujero de ingreso al conducto radicular.
- Determinar una longitud de trabajo a través de un detector apical, rayos X o fotografía digital antes del tratamiento.
- Establecer un camino dentro del conducto utilizando un instrumento #10 K de forma delicada y acompañado de irrigantes o quelantes.

- Elegir el tipo de lima WaveOne Gold de acuerdo al ancho y largo del conducto a ser instrumentado.
- Comenzar la instrumentación con la lima elegida, acompañada de un irrigante. Se debe hacer un desplazamiento en forma de picoteo despacio ingresando al conducto con movimientos de 2 a 3 mm de profundidad, hasta que el instrumento ingrese de manera suave y no exista oposición. Emplear técnicas de irrigación activa con el fin de obtener una limpieza en todas las paredes de los conductos.
- Retirar el instrumento WOG y remover los residuos de dentina con abundante irrigación; también se debe evaluar los bordes cortantes de la lima con inspección visual. Luego lavar con irrigantes y realizar la preparación de nuevo hasta lograr instrumentar la zona cervical y media del conducto.
- Instrumentar la zona apical del conducto radicular con un instrumento # 10 K acompañado de un quelante. Emplear el instrumento de forma delicada hasta que ingrese en toda la longitud de trabajo tentativa sin ninguna resistencia.
- Determinar la longitud de trabajo definitiva, ratificar la permeabilidad en la zona apical y el resto del conducto y realizar una limpieza con irrigantes.
- Utilizar el instrumento WaveOne Gold elegido a la longitud de trabajo definitiva, luego irrigar, recapitular y de nuevo irrigar. Si el instrumento no alcanza en un principio toda la longitud del conducto se debe recapitular con un instrumento manual e irrigar. Si el instrumento WaveOne Gold Primary con diámetro apical #25, no logra llegar a la longitud definitiva, se elegirá un instrumento WaveOne Gold Small de menor diámetro y conicidad apical para la instrumentación de la zona apical.
- Graduar la dimensión del agujero apical con un instrumento manual de igual grosor que el instrumento WOG que llegó a longitud definitiva. Si existe retención del instrumento manual al llegar a la longitud significa que la instrumentación ha finalizado, pero si no



hay resistencia se aconseja utilizar un instrumento WOG con el fin de acabar la instrumentación. (Aranguren & Kuttler, 2015) (Steinfort, 2017)

### **Ventajas del Sistema WaveOne Gold**

- La aleación Gold mejora las propiedades de flexión y rigidez a los instrumentos de Endodoncia lo que da menor fatiga cíclica y de torsión, disminuyendo el riesgo de la fractura de limas.
- Es más sencillo que las limas WOG ingresen a los conductos de compleja anatomía, como los conductos mesio vestibulares de molares.
- El sistema WaveOne Gold tiene mayor capacidad de corte y reduce la presión de contacto entre la lima y la superficie del canal radicular; lo cual disminuye la probabilidad de producir transportes del conducto. (Aranguren & Kuttler, 2015) (Steinfort, 2017)

### **2.6.1.2. SISTEMA ROTATORIO RECIPROC BLUE (RB)**

#### **Aleación de Lima Reciproc Blue**

Este sistema reciprocante es un progreso del sistema Reciproc tradicional y antiguo, pero se diferencia por la aleación novedosa de color azul, la cual es mucho más flexible y se denomina “Blue”, en lugar de la aleación “M-Wire” de su predecesora; ambas fabricadas por tratamientos termo-mecánicos del NiTi, que cambian la disposición molecular para mejorar las características de: flexión, fatiga, resistencia a la fractura cíclica y memoria de forma. (Yáñez, 2017) (Yared G. , 2016)

La aleación “Blue” hecha con un proceso metalúrgico complejo, el cual ha sido patentado por la casa fabricante alemana VDW aún sigue siendo un secreto, más se conoce que

esta aleación es obtenida al someter el NiTi a extremos cambios térmicos de altas y bajas temperaturas por diferentes ciclos. (Leonardo & Leonardo, 2017 ) Además se elabora a partir de una aleación original que se encuentra revestido por una capa de óxido debido al tratamiento termo-mecánico. (De Deus, 2017)

### **Presentación comercial de Lima Reciproc Blue**

El sistema Reciproc Blue tiene una presentación comercial de tres limas, las cuales se denominan con la letra R y el número correspondiente a su tamaño apical, de iguales conicidades decrecientes o regresivas desde apical a cervical que su antecesor el sistema “Reciproc”, y son:

- R25: tiene un diámetro ISO a nivel apical de 25 y una conicidad del 8% en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hasta D16, es empleada en canales radiculares estrechos
- Lima R40: posee un diámetro ISO a nivel apical de 40 y una conicidad del 6% en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hasta D16, es utilizada en canales medianos.
- Lima R50: tiene un diámetro ISO a nivel apical de 50 y una conicidad del 5% en los 3mm apicales, decreciendo progresivamente hasta D16, indicada para los canales anchos. (Yared G. , 2017)



Figura #30. Limas del sistema Reciproc Blue. Tomado de Nuevas aleaciones Reciproc®

Blue: “Una nueva lima, aún mejor” canal abierto. (Yáñez, 2017)

El sistema Reciproc Blue viene en blisters estériles listos para su uso. Cada lima tiene una parte activa de 16mm y un mango de menor tamaño de 11mm. Pueden encontrarse en tres longitudes totales de 21, 25 y 31mm, para ser seleccionadas de acuerdo al largo de los dientes. (Yared G. , 2017)

Este sistema por indicación del fabricante debe ser usado como lima única y descartable; y sus tamaños deben escogerse por el ancho de cada conducto de tal manera que: R25 debe emplearse en canales radiculares atrésicos, R40 en canales de tamaño medio y R50 en canales amplios. Además, el sistema tiene correspondencia con conos de papel y gutapercha de la misma casa fabricante en cuanto al diseño y tamaño. (Yared G. , 2017).



Figura #31. Lima R25 Reciproc Blue con conicidad variable. Foto original del autor.

### Diseño de Lima Reciproc Blue

El diseño de Reciproc Blue tiene una sección transversal en forma de S itálica con bordes cortantes, con el fin de tener un corte preciso y mayores zonas de escape del barrillo dentinario, esto permite que pueda ingresar de mejor forma en canales con anatomías complejas. (Yared G. , 2017)

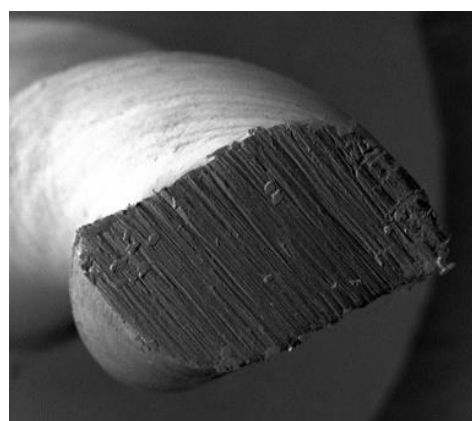


Figura #32. Sección transversal Reciproc Blue en forma de S. Tomado de Reciproc® blue

User Guide. (Yared G. , 2016)

Reciproc Blue tiene una punta inactiva que no corta con el fin de instrumentar con cuidado a nivel apical. (Bürklein, 2012) (Yared G. , 2016)

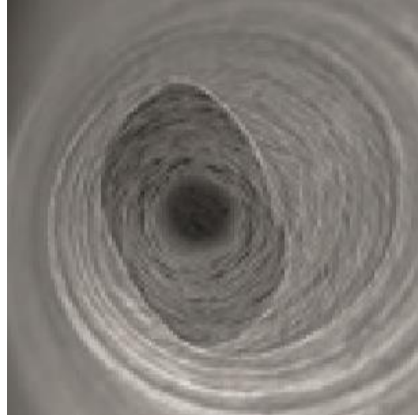


Figura #33. Punta no cortante del sistema Reciproc Blue. Tomado de Reciproc® blue User Guide. (Yared G. , 2016)

### **Cinemática de Lima Reciproc Blue**

El sistema Reciproc Blue tiene una cinemática de giro alterno reciprocante con un primer desplazamiento cortante antihorario de  $150^\circ$  y el segundo movimiento horario de  $30^\circ$ , a una velocidad de 300 rpm y a un torque de 2 Newton/cm, especificaciones que vienen grabadas en el software de los motores reciprocantes actuales. (Yared G. , 2017). Las limas se usan a 10 ciclos de reciprocidad por segundo. (Yared G. , 2016) (Yared G. , 2017)

El método de instrumentación con el Sistema Reciproc Blue para conductos radiculares establecida por la casa comercial es:

- Se realiza un acceso en línea recta y se establece la longitud de trabajo. No requiere una ampliación de la entrada al conducto.
- Se selecciona la lima que se va a emplear según la radiografía, pero además calibrar el conducto a longitud de trabajo.

- Sin embargo, si no se alcanza la longitud de trabajo con una lima ISO 10 manual, o esta alcanza a longitud de trabajo pre curvado, se requiere hacer una negociación de manera manual antes de la conformación con la Reciproc Blue 25.
- Luego se realiza una irrigación, se patentiza el conducto con una lima ISO 10 y se inicia la instrumentación colocando previamente el irrigante en la cavidad de acceso.
- Si alcanza de forma suave una lima ISO #10 la longitud de trabajo, entonces el instrumento a escoger es el Reciproc Blue 25; si llega de forma suave una lima ISO #20, la lima a elegir es el Reciproc Blue 40; y si alcanza de forma suave una lima ISO #30, el instrumento a escoger es el Reciproc Blue 50.
- Se realizan ciclos que se repiten las veces que sean necesarias con desplazamientos de picoteo (in-out), con dirección de dentro hacia fuera, pero evitando crear fuerza y sin remover la totalidad de la lima.
- Estos movimientos no deben sobrepasar de 3 a 4 mm y se los debe aplicar con una presión muy ligera. Luego de 3 intentos de picoteo continuo de ingreso y salida, es aconsejable sacar la lima y remover el barrillo dentario del instrumento y permeabilizar en conducto.
- Pero si aún no se alcanza la longitud de trabajo debido a que no entra el instrumento, no se debe forzar y se debe negociar el conducto con limas manuales
- Una vez resuelto el bloqueo, se continúa con la conformación realizando de nuevo 3 ingresos en forma de picoteos con las Reciproc
- Al llegar a longitud de trabajo, se debe remover de forma rápida la lima con el objetivo de evitar la transportación del conducto o producir alguna iatrogenia.
- Se instrumenta el conducto con movimientos de cepillado para regularizar las superficies del conducto y crear una mayor conicidad con el fin de lograr mejor irrigación y una obturación final. (Yared G. , 2017) (Yáñez, 2017)

### Ventajas del Sistema Reciproc Blue

- Mayor flexibilidad lo que ayuda a ingresar la lima con delicadeza y ubicarla mejor en el centro en los canales.
- Mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica debido a que la lima continúa la trayectoria original del canal.
- Las superficies de las limas son bastante lisas gracias al proceso térmico que sufre al ser fabricado. (Yáñez, 2017)

COMPARACIÓN DE LA CONICIDAD APICAL				
Lima WaveOne Gold Primary			Lima Reciproc Blue R25	
	CONICIDAD		CONICIDAD	
	0,46mm	3mm	0,49mm	
	0,39mm	2mm	0,41mm	
	0,32mm	1mm	0,33mm	
	0,25mm	0mm	0,25mm	

Tabla #1. Comparación de la conicidad de los tres milímetros finales de la lima WOG

Primary y Reciproc Blue R25. Elaborado por autor

## 2.7. DEFECTOS SUPERFICIALES DE LAS LIMAS ROTATORIAS

Son irregularidades, deterioros o defectos que se pueden presentar sobre la estructura externa de las limas rotatorias a causa de someterse a fuerzas o estrés superior a lo que puede soportar su estructura, que está de la mano de la aleación y el diseño con las que son fabricadas. (Burgos, 2005)

Estos defectos pueden ser observados cuando se hace una minuciosa exploración visual pero la mayoría solo son perceptibles con amplificación con lupas o microscopio. Algunos pocos pueden ser macroscópicos y la fractura podría ser considerado un tipo de ellos muy evidente; sin embargo, todos son microscópicos por lo que es una obligación para el profesional dedicarle tiempo en su consulta para esta evaluación de su instrumental antes, durante y después de la atención endodóntica ya que su hallazgo será indicio de una posible o futura fractura. Los defectos superficiales microscópicos son: microfisuras, alteración de estrías, depresión o cráteres, deformación de superficie, borde romo, distorsión en la punta y presencia de barrillo dentinario. (Burgos, 2005)

- Microfisuras: Rajadura de tamaño pequeño en los bordes cortantes de cada instrumento.
- Deformación de la estría: Defecto que implique el estiramiento o el acortamiento de la estría; pérdida de continuidad de la estría; deformación de forma en la estría.
- Cráteres: Depresión o cavidad abierta sobre la superficie de la lima.
- Deformación de superficies cortantes: Pérdida de la agudeza de la parte activa de la lima; presencia de microfisura.
- Bordes romos: Forma redondeada en la parte activa de las limas.



- Presencia de restos de dentina: Visualización de barrillo dentinario. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005)

## **2.8. FRACTURA O SEPARACIÓN DE LIMAS ROTATORIAS**

La rotura de las limas es el percance menos deseado durante la instrumentación, razón para intensificar los esfuerzos técnicos y tecnológicos que la evite. Las empresas metalúrgicas intentan crear una lima con mayor eficacia y con un grado superior de protección ante la fractura o separación; mejorando la aleación súper-flexible, la cinemática menos forzada y el diseño menos agresivo, innovando por ejemplo la forma transversal, conicidad, cantidad de zonas radiales, tamaño del ángulo de corte, ángulo helicoidal, puntas no activas y reduciendo el número de limas requeridas en la conformación de los canales radiculares. (Berutti, y otros, 2017)

Una fractura se da cuando los instrumentos no son capaces de soportar una fuerza o tensión que actúe sobre su cuerpo, no resisten una deformación o tienen un módulo de resistencia alto ante fuerzas torsionales o elásticas. Por ejemplo, el acero tiene un módulo de resistencia a la torsión alto de 2,5 N/cm y un módulo de elasticidad mayor de 200 gigapascales (gPa), por tener más dureza y densidad en su estructura; por el contrario, el NiTi tiene menor módulo de resistencia a la torsión de 1,1 N/cm y bajo módulo de elasticidad de 30 gPa. (Berutti, y otros, 2017)

Las fuerzas que se presentan durante el proceso de instrumentación rotatoria sobre las limas pueden ser simples y compuestas. Las simples como de flexión, torsión y verticales, y compuestas al combinarlas entre ellas, como la fuerza flexo-torsional, que es la causante principal de las fracturas. Estas cargas de tipo compuesto son elevadas en zonas anatómicas estrechas o curvas, como en las raíces mesiales de molares superiores e inferiores; de hecho, el

índice de fractura en molares es de 94,3%, con respecto a premolares de 4,3% y dientes anteriores de 1,4%, según estudios. (Wu, Lei, & Yan, 2011), (Berutti, y otros, 2017)

Tanto las fuerzas simples como las compuestas, se generan por varios factores como: anatomía estrecha, ángulo y radio de curvatura, tipo de lima, técnica de instrumentación, cantidad de usos, velocidad y torque de equipos rotatorios y experiencia del operador. (Parashos & Messer, 2004), (Berutti, y otros, 2017).

Al asociar las principales fuerzas causantes de separación de limas, podemos clasificar a las fracturas en dos tipos:

- Fractura por fatiga cíclica.
- Fractura por fatiga torsional. (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000) (Eugenio, 2016), (Berutti, y otros, 2017)

### **2.8.1. FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA**

Se produce en el momento en que la lima sobrepasa su límite de superelasticidad, debido a que se sujeta a fuerzas tensionales de forma axial y no fuerzas de rotación. Este tipo de fractura es el de mayor atractivo para los fabricantes ya que intentan crear mejores limas. (Burgos, 2005) El término fatiga es utilizado cuando se ha sometido a estrés a un periodo prolongado o a varios ciclos de tensión y estiramiento. (Berutti, y otros, 2017)

Este tipo de fractura se presenta en estructuras fluctuantes y sujetas a estrés dinámico, debido a que al rotar por flexión una lima dentro de una curva de un conducto, se produce fatiga cíclica. (Yared, Bou, & Machtou, 2001)

La fatiga es la etiología primordial de fractura de los instrumentos con composición metálica, es una fractura engañosa que comienza con la aparición y propagación del crac hasta la fractura final; generalmente el área de la fractura es perpendicular a la trayectoria del estrés por la tensión que se coloca. (Kuhn, Tavernier, & Jordan, 2001) (Burgos, 2005)

Los cracs relacionados con la fatiga cíclica invariablemente comienzan en la zona donde se recibe más estrés, como en la punta de limas de diámetros mayores. Estas zonas de cracs o defectos se presentan como cráteres, rayones superficiales, zonas cortantes romas, ángulos rotos, etc., que de ser detectadas pueden prever una fractura. (Tripi, Bonaccorso, & Tripi, 2001)

La fatiga cíclica de los instrumentos de endodoncia se encuentra relacionada con algunos factores que se describen a continuación:

- **Diámetro del instrumento:** La capacidad de una lima para soportar la fatiga en una raíz dental con conducto curvo. difiere de manera inversamente proporcional con el cuadrado de su diámetro. Mientras más disminuido sea el diámetro de la lima, más tiempo logrará girar dentro del conducto curvo sin presentar señales de fatiga cíclica. (McSpadden, 2006)
- **Conicidad del instrumento:** Cuando hay menor conicidad el tiempo de vida del instrumento es mayor, la conicidad influye de igual forma que el diámetro del instrumento. (Tripi, Bonaccorso, & Condorelli, 2006)
- **Sección del instrumento:** Tiene influencia similar a la conicidad y el diámetro; la sección del instrumento cuando es menor alarga el tiempo de duración de un instrumento. (McSpadden, 2006)

- Cantidad de rotaciones: La probabilidad de fractura de un instrumento incrementa cuando se aumenta la cantidad de rotaciones dentro del conducto. Además, es claro que, al disminuir la velocidad de la utilización de los instrumentos, se alarga la duración de los mismos. (Zelada, Varela, & Martín, 2002)
- Movimiento dentro del conducto: La falta de movimiento establece una sobrecarga a nivel de las limas de endodoncia, aparentemente por la repetida carga en los mismos sitios de la superficie. (Bonaccorso & Tripi, 2006)
- Tipo de rotación: El movimiento alterno recíprocante con diferentes ángulos en un sentido con respecto a otro, aumenta la resistencia a la fractura en comparación con el movimiento continuo. (You, Bae, & Back, 2010)
- Superficie del instrumento: El electropulido mejora la resistencia a la fatiga cíclica y a la corrosión, especialmente ante el hipoclorito de sodio. (Condoreli, Bonaccorso, & Smecca, 2010)
- Cantidad de usos: La cantidad de usos de un instrumento tiene relevancia en la prevalencia de fractura de los mismos. (Arens, Hoen, & Steiman, 2003)
- Grado de curva, diámetro y longitud de los conductos: Estos factores se relacionan directamente con la presencia de fractura por fatiga cíclica, y tienen mayor incidencia de presentarse en el tercio apical debido a una curva del conducto más aguda. (Di Fiore, Genov, Li, & Lin, 2006)
- Forma de desinfección y esterilización en autoclave: El hipoclorito podría causar microfisuras y electrocorrosión durante la limpieza de los instrumentos, aunque no cambia sus características de cortar ni disminuye la resistencia a la torsión y flexión.

(Ward, Parashos, & Messer, 2003) La esterilización con autoclave produce mayor oxidación por formación de óxidos que podrían disminuir la capacidad de corte, pero no influye en la resistencia a la torsión y flexión de los instrumentos. (Berutti, y otros, 2017).



Figura #34. Fractura cíclica de Lima WaveOne Gold Primary. Foto original del autor



Figura #35. Fractura cíclica de Lima R25 Reciproc Blue. Foto original del autor

Sin embargo, la fractura por fatiga cíclica se podría impedir si se toma en cuenta las siguientes recomendaciones:

- Crear un acceso recto en la zona apical del canal radicular, disminuyendo así la sobrecarga en la lima y extender el radio de la curva.
- No emplear limas con conicidad superior a 0,04% debido a que son rígidas, sobretodo en canales radiculares con radios de curvas medianas o atrésicas.
- Se recomienda usar preferiblemente limas con conicidad 0,02% es decir con mayor flexión, en canales con curvas marcadas.
- Evitar lo menos posible el roce de los instrumentos rotatorios con hipoclorito con el fin de disminuir las consecuencias producidas por la electrocorrosión.
- Bloquear la función de auto-reversa de los motores, con el fin de disminuir el peligro de la fractura por torsión, además emplear un desplazamiento de balanceo con el objetivo de dividir las fuerzas a nivel de toda la extensión de la lima.
- La observación de las limas no asegura que se pueda volver a usar las limas.
- Lograr una cinemática correcta, es decir cuando se utiliza una lima se debería permitir que gire sin ejercer fuerza sobre la misma y con una rapidez que no varíe, ya que al incrementar la misma hay más fatiga en el instrumento. Además, se debe conformar el canal radicular hasta el límite de trabajo, es decir no se debe exceder en la instrumentación debido a que mientras más cantidades de giro de la lima dentro de la curvatura, se produce más fatiga.
- Un diagnóstico complementado con radiografías preoperatorias de distintas angulaciones ayuda a establecer el grado de complejidad de una curva, con un radio de curva disminuido se produce más fatiga al instrumento. (Burgos, 2005) (Berutti, y otros, 2017).

## 2.8.2. FRACTURA POR FATIGA TORSIONAL

Este tipo de fractura se produce cuando la lima supera su límite elástico y ocurre al estar sujeto a fuerzas de rotación. La lima al exceder esta frontera llega a una alteración plástica que es en donde al estar girando, el instrumento se traba a una pared del conducto radicular y se fractura. (Burgos, 2005). La deformación plástica se manifiesta con la apertura de las espiras o separación de las estrías de los instrumentos y cráteres en la superficie, que preceden a la fractura (McSpadden, 2006).

La fatiga por torsión se produce en la consulta, al realizar en la instrumentación rotatoria una fuerza excesiva del motor y con dirección a la punta del instrumento, o en presencia de demasiado roce de la pared del canal radicular con una amplia zona de la lima. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005) Este tipo de fractura se presenta cuando una parte de la lima rotatoria como la punta, rota a una velocidad diferencia o permanece bloqueada con respecto a otra parte de la lima que continúa rotando, como es el tercio cervical cerca al mango. Este fenómeno de traba de la punta se llama “Taper-Block y la fractura por torsión usualmente está ubicada en el tercio apical, entre los primeros 6 mm medidos desde la punta, más en los 3mm iniciales. (Berutti, y otros, 2017).

La fatiga torsional o estrés por torsión es resultante de varios componentes como:

- Las fuerzas de corte que forman un chip u hojuela de dentina.
- Las fuerzas de atornillado que se relacionan con el número de espiras e inclinación del instrumento.
- Las fuerzas de abrasión causadas por el roce entre la lima y las paredes.

- Capacidad de remover del conducto chip de dentina, a mayor profundidad de los surcos de descarga será mayor la posibilidad de bloquearse la lima. (McSpadden, 2006). (Berutti, y otros, 2017).

Sin embargo, la fractura por fatiga torsional se podría prevenir aplicando las siguientes recomendaciones:

- Conservar la permeabilidad del canal luego de utilizar los instrumentos giratorios, lavando con irrigantes, empleando agentes quelantes y combinándolos con un instrumento manual de menor calibre.
- Limpiar o eliminar los restos que queden en las limas luego de ser utilizadas y retiradas del canal radicular con el fin de remover los residuos atascados en la zona exterior de las limas.
- Formar un camino al realizar un glide path que llegue a la longitud de trabajo con un instrumento manual de diámetro #15 o 20, con la finalidad de disminuir la probabilidad de bloqueo del mismo.
- Emplear un motor mecanizado con control de velocidad y torque, y usar rigurosamente las especificaciones del manejo de cada tipo de limas.
- Introducir la lima controlando el progreso milímetro a milímetro, suave y paulatinamente. Mientras se instrumenta si la lima no continua por el canal radicular por más de 1 milímetro se debe emplear otra lima que tena un diámetro menor.
- Utilizar diferentes conicidades a nivel de la punta de los instrumentos para disminuir o dividir las fuerzas torsionales.



- No reducir demasiado la rapidez de las limas, no utilizar por abajo de 150 rpm, debido a que se incrementa el torque en el motor.
- Elegir el tamaño del instrumento en relación al análisis anterior y profundo de las características internas del canal dental, e intentar que la zona de la lima que toca las superficies internas de canal sea reducida. (Burgos, Aleación Níquel Titanio en Endodoncia., 2005) (Berutti, y otros, 2017).

## **2.9. EVALUACIÓN DE LA CURVATURA DEL CONDUCTO RADICULAR**

Algunos métodos de diagnóstico para establecer los tipos de curvaturas radiculares se han desarrollado por algunos investigadores en el tiempo, pero sin duda todos coinciden que, al estar en presencia de curvas pronunciadas, es mayor el riesgo de fractura de un instrumento endodóntico dentro del conducto. Los métodos más usados y prácticos son el ángulo de curvatura y el radio de curvatura que se los obtiene a través de mediciones hechas en una imagen radiográfica de la raíz y del conducto dental.

### **2.9.1. ÁNGULO DE CURVATURA**

La técnica establecida por *Schneider* en 1971 permite determinar qué tan abierta o cerrada es la curvatura de un conducto radicular o raíz dental, al medir los grados del ángulo formado por la interposición de dos planos o líneas que limitan los extremos del conducto o la raíz. (Schneider, 1971)

El método de Schneider mide la curva del ángulo formado entre dos planos, líneas o segmentos, que son:

- El 1º plano acompaña al eje longitudinal del conducto y del diente, el cual baja desde el suelo de la cámara pulpar y pasa por los tercios coronal y medio de la raíz cruzando la

mayor parte de la luz del conducto, muchas veces el tercio apical queda fuera de este plano por ser donde se encuentra la curvatura como tal. Para evitar trazos subjetivos se determina el plano al unir dos puntos y su proyección a apical, el punto inicial del conducto radicular (a) y el segundo punto donde comienza la curva o se desvía del eje longitudinal el conducto (b), como se muestra en el Figura #36.

- El 2º plano se forma desde el ápice hacia una dirección oclusal pasando por la mayor parte del tercio apical de la raíz; esta segunda recta se logra también al unir otros dos puntos, el punto donde está el foramen (c) y el punto en cual el canal radicular comienza a desviarse del eje longitudinal trazado (b), como se muestra en el Figura #36. (Schneider, 1971)

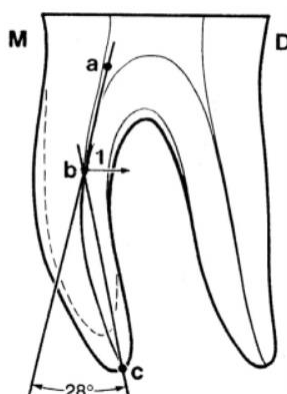


Figura #36. Método de Schneider determinando el grado de la curva. Tomado de “Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius”. (Lópes, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998)

Al cruzarse estas dos líneas o planos se forman cuatro ángulos. El ángulo agudo interno señala la curva del canal, en dirección de mesial a distal sin tomar en cuenta la curva de vestibular a lingual; y es llamado “ángulo de curvatura”. (Schneider, 1971)

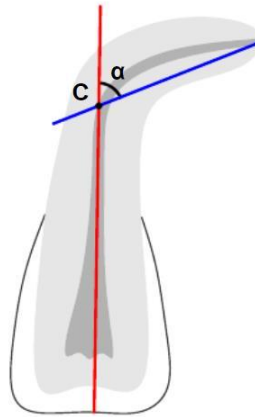


Figura #37. Técnica de Schneider para determinar el ángulo de curvatura radicular. Tomado de “Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review.”

(Hartmann, y otros, 2019)

Según la medición del ángulo de curvatura de Schneider se clasifican las curvaturas en leves, moderadas y severas, dependiendo del valor en grados del ángulo, que pueden ser:

- Curvaturas Leves: De  $5^{\circ}$  o menos.
- Curvaturas Moderadas: De  $10^{\circ}$  a  $20^{\circ}$
- Curvaturas Severas: De  $25^{\circ}$  a  $70^{\circ}$ . (Schneider, 1971)

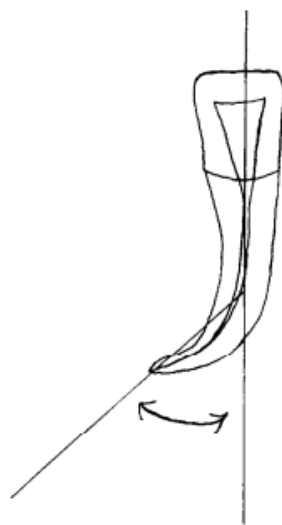


Figura #38. Formación del ángulo de curvatura. Tomado de “A comparison of canal preparations in straight and curved root Canals.” (Schneider, 1971)

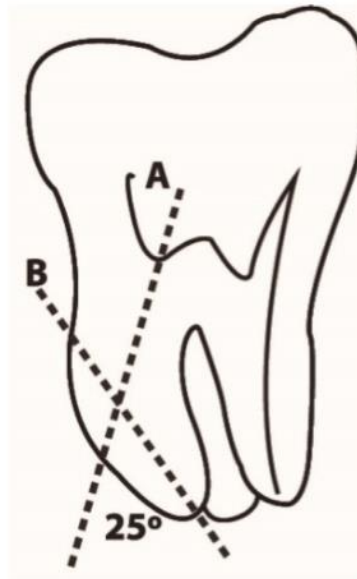


Figura #39. Determinación del ángulo interno de la curva. Tomado de Radiographic evaluation of the curvature degree and radius in the mesiobuccal canals of maxillary first molars. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

Schneider fue el primer investigador en medir el ángulo de curvatura y a partir de su método han sido varios los autores que han ideado técnicas para establecer los tipos de curvaturas de los conductos radiculares. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

Por ejemplo, *Seidberg* ha clasificado al grado de la curvatura en:

- Grado de curvatura Bajo cuando mide menos de 5°,
- Grado de curvatura Moderado cuando mide entre 5° y 25°
- Grado de curvatura Severo cuando mide de 25° a 70°. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

En otro estudio sobre análisis de curvaturas radiculares en premolares realizado en la Universidad de la Frontera de Chile los autores Fuentes, Arias, Navarro, Ottone, & Bucchi clasifican a las curvaturas radiculares de acuerdo a sus grados de curvatura en:

- Rectas: dientes rectos con  $0^\circ$
- Curvaturas leves: con ángulo de curvatura mayor a  $0^\circ$  y menor o igual a  $15^\circ$ .
- Curvaturas moderadas: con ángulo de curvatura mayor a  $15^\circ$  y menor o igual a  $30^\circ$ .
- Curvaturas severas: mayor a  $30^\circ$ . (Fuentes, Arias, Navarro, Ottone, & Bucchi, 2015)

Otro método del ángulo de curvatura es el de **Weine** (*w*), proponiendo la medición alterativa del “ángulo del conducto radicular”, al formarse el cruce de dos líneas rectas, trazadas la 1ª desde la entrada del conducto a través de la parte coronal de la curva y la 2ª línea desde el foramen o ápice radicular hacia la base de la curva o siguiendo la porción apical de la curva. Determinando que si la medición es superior a  $30^\circ$  de este ángulo se trata de una curva severa. Como se observa en la Figura #40 y #41. (Zhu, Gu, Du, & Li, 2003 ) (Günday, Sazak, & Garip, 2005) (García-Sanz, Llamosas-Hernández, Verdugo-Barraza, & Castro-Salazar, 2010)

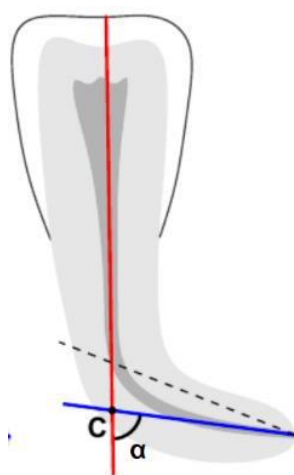


Figura #40. Técnica de Weine para determinar la curvatura radicular. Tomando de “Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review.” (Hartmann, y otros, 2019)

También otro método alternativo para el ángulo de la curvatura fue descrito por **Hankins**, y es conocido como “Técnica del eje largo LA” o “Long-Axis Technique LAT”, que

consiste medir el ángulo formado por la intersección una línea paralela al eje longitudinal del diente y otra línea que partiendo desde ápice radicular se proyecta hacia la porción más externa de la curvatura del conducto. La medición es este ángulo indica que valores mayores son curvas severas. Como se observa en la Figura #41. (Günday, Sazak, & Garip, 2005) (Hankins & ElDeeb, 1996) (García-Sanz, Llamosas-Hernández, Verdugo-Barraza, & Castro-Salazar, 2010)

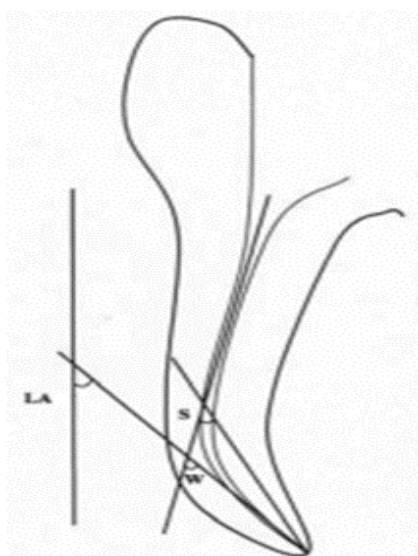


Figura #41. Métodos alternos de Weine (W) y de Hankins del Eje largo (LA) para el ángulo de curvatura. Tomado de “A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access Angle in Curved Canals”. (Günday, Sazak, & Garip, 2005)

Además la técnica alternativa “*Canal Access Angle*” (CAA) o “*Técnica del ángulo de acceso al canal*” puede complementar el análisis la curvatura radicular, y consiste en medir el ángulo CAA formado por una 1º línea recta que une o conecta el orificio de entrada al canal y el ápice, con una 2º línea correspondiente al eje largo del conducto desde la parte coronal. Como se muestra en la Figura #42. (Günday, Sazak, & Garip, 2005) (Aguiar, De Andrade, Câmara, & De Figueiredo, 2009)

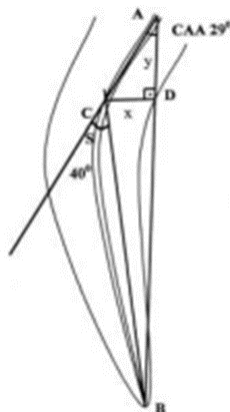


Figura #42. Técnica CAA Tomado de “A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access Angle in Curved Canals”.

(Günday, Sazak, & Garip, 2005)

## 2.9.2. RADIO DE CURVATURA

El radio de curvatura es otra metodología para determinar qué tan agresiva, compleja, abrupta o exagerada es la anatomía curva de la raíz y del conducto dental. Como su nombre indica el radio es la medición generalmente en milímetros del segmento recto de una circunferencia, desde un punto en el extremo de la superficie de la esfera hasta su centro. Al analizar las raíces dentales y en radiografías sus conductos, se identifica que tienen curvaturas que se desvían del eje longitudinal, y delimitan un círculo pero éste debe ser del mismo tamaño que la curva, de tal manera que la mayor cantidad de puntos que constituyan la circunferencia coincida con la mayor cantidad de superficie dental curvada. Al medir en milímetros la mitad del diámetro de éste círculo delimitado por la curva dental se obtendrá el radio de la curvatura. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) (Shiva, 2009) (Abesi & Ehsani, 2011)

Los métodos de análisis de ángulo y radio de curvatura son complementarios sin embargo son independientes el uno del otro, es decir varios conductos o raíces pueden presentar el mismo valor del ángulo de curvatura pero tener diferentes radios de curvatura. La medición

del radio es de mucha importancia para planificar el tratamiento endodóntico ya que puede prevenir errores como deformación de instrumentos, pérdida de longitud de trabajo, transportaciones, perforaciones y fractura de limas. (Estrela, Bueno, Sousa, & Pécora, 2008)

El radio indica la severidad de la curva, y es inversamente proporcional a la curvatura, esto quiere decir que una curva más abrupta del conducto radicular corresponde a un menor radio de curvatura y por lo tanto mayor dificultad en la realización del tratamiento endodóntico. El radio con un valor reducido es el peor, pues define una curva más agresiva o difícil de abordar. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) El radio de la curvatura tiene un impacto en la fatiga cíclica de los instrumentos utilizados en Endodoncia, pues se ha reportado que a medida que el radio disminuye existe mayor índice de separación del instrumento. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

Pruett en 1997 fue el primer investigador en mencionar que no es suficiente el cálculo del ángulo pues la medida matemática del radio es esencial para ver la curvatura exacta, determinó que los conductos radiculares pueden compartir el mismo ángulo pero con diferente radio de curvatura, que el ángulo es independiente del radio, y que además entre más marcada es una curvatura, menor va a ser el radio de esta, esto quiere decir que es imprescindible realizar estudios tanto del ángulo como del radio para obtener datos más precisos y completos acerca de la curvatura del conducto radicular. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

Con el fin de no tener error en la **medición del radio Pruett** indicó algunos parámetros o puntos posicionales que puedan permitir el entendimiento geométrico y matemático en los gráficos de curvaturas dentarias en papel calca o en radiografías, y obtener las mediciones reales y exactas, y dichos parámetros para medir el radio son:

- Trazar una 1º línea recta que siga el trayecto del eje mayor coronal del conducto.



- Trazar una 2<sup>o</sup> línea que acompañe el trayecto del eje mayor apical del conducto.
- Con estos 2 trazos se van a formar dos puntos por el contacto o intersección de éstas líneas con la curvatura, un punto “a” donde el conducto se desvía para iniciar la curva y otro punto “b” donde termina la curvatura.
- Los puntos “a y b” en continuidad con curvatura establecen una circunferencia que debe ser tangente a ellos, para lograrlo con un compás se llega al centro de la circunferencia que cruza los puntos “a y b”.
- Una vez definido el círculo, la distancia desde los puntos “a y b” hasta el centro de la esfera será el radio de la curvatura. El radio de la curva es la distancia del radio de la circunferencia calculado en milímetros. Como se muestra en la figura #43. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997)

*Pruett* basado en sus parámetros también propuso que se puede medir otro **ángulo de curvatura con su técnica** que consiste en:

- Determinar el ángulo formado por segmentos perpendiculares desde los puntos “a y b” que se unen al centro de la circunferencia y que correspondería al **ángulo de curvatura de Pruett**.
- Medir los grados del ángulo o arco de la circunferencia entre los puntos “a y b”. Como se evidencia en la Figura #43 los valores de “alfa 1 y alfa 2” del radio de curvatura son iguales con 60° a pesar de tratarse de dos diferentes curvaturas “A y B” con radios diferentes de 2 y 5 mm respectivamente. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) (Ya-quin, Ying-xin, Rong, & Chen, 2003)

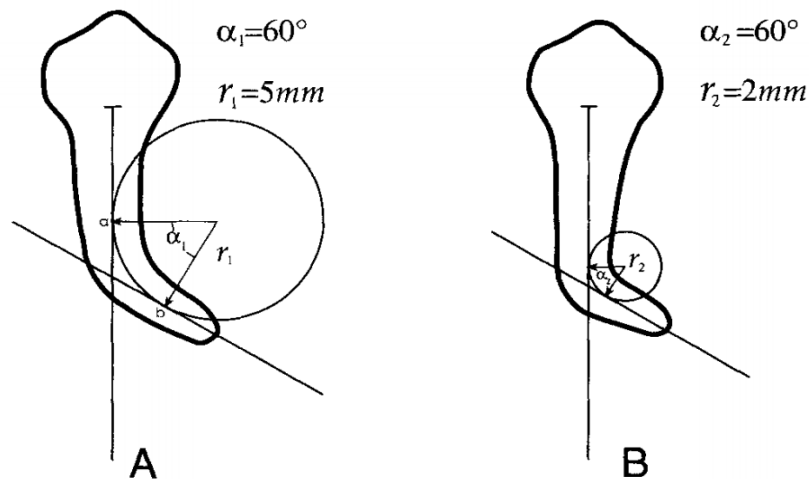


Figura #43. Radio de curvatura trazado por parámetros de Pruetts. Tomado de Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997)

Otro método para medir el radio de curvatura lo propuso Carlos Estrela en el 2008. La *técnica de Estrela* consiste en trazar una circunferencia tangente a la curva a partir de los siguientes planos:

- Una línea recta principal (B) de 6mm superpuesta al conducto a nivel de la región apical.
- Otra línea recta principal (A) de 6mm superpuesta al conducto a nivel de los tercios medio y cervical.
- En estas líneas se miden 3mm que corresponden a la mitad de cada trazo, donde se marcan 2 puntos guías.
- A partir de los 2 puntos guías se trazan otras dos líneas secundarias perpendiculares a las líneas principales hasta que ambos planos secundarios se encuentren en un punto central llamado “circuncentro”.
- La distancia entre el circuncentro y las líneas principales medidas en milímetros representan el valor del radio de la circunferencia y a partir de él se establece la circunferencia. Como se indica en las Figuras #44 y Figura #45

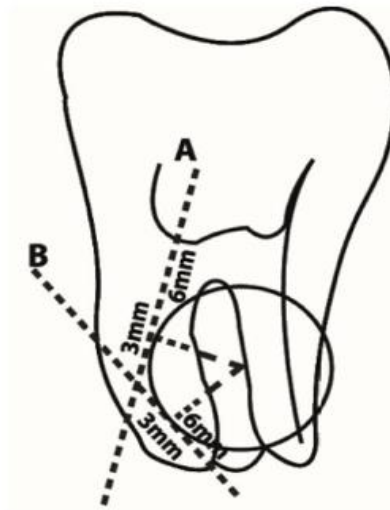


Figura #44. Radio de curvatura trazado por técnica de Estrela. Tomado de Identification of Apical and Cervical Curvature Radius of Human Molars. (Estrela, y otros, 2015)

(Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

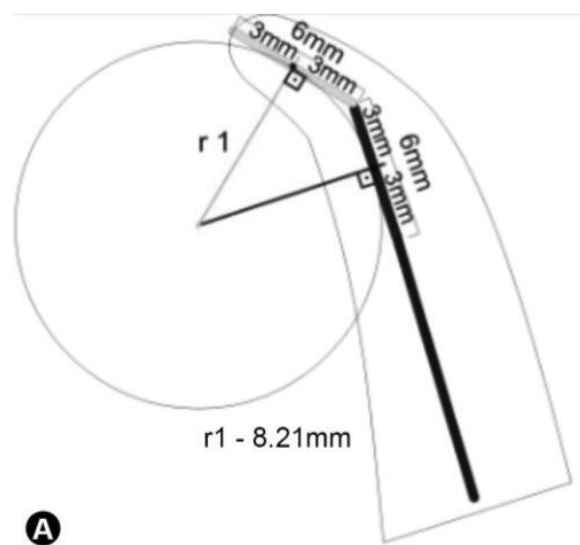


Figura #45. Radio de curvatura trazado por técnica de Estrela. Tomado de Identification of Apical and Cervical Curvature Radius of Human Molars. (Estrela, y otros, 2015)

*Estrela* también hace una *clasificación del radio de curvatura* por sus mediciones en milímetros y los relaciona con los tipos de curvaturas que representan, de la siguiente manera:

- Radio pequeño: menor o igual a 4mm que indica una curvatura severa.
- Radio intermedio: más de 4mm y menor o igual a 8mm que indica una curvatura moderada.
- Radio grande o largo: más de 8mm que indica una curvatura leve. (Estrela, Bueno, Sousa, & Pécora, 2008)

Y llego a la conclusión que mientras mayor sea el grado de la curvatura, menor será su radio. (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017) (Estrela, Bueno, Sousa, & Pécora, 2008)

Otro método para el *radio de curvatura de López*, usa la geometría para hacer trazos sobre la curvatura del conducto radicular, midiendo el radio a partir de la circunferencia obtenida por el encuentro de dos cordones en la región de mayor curvatura, que se trazan por la unión de varios puntos de cruce usando un compás, los cuales a su vez se forman por algunos puntos de referencia que son:

- El inicio de la curva “punto a”
- El final del conducto punto “c”
- La mitad de la curva o del conducto “punto b” haciendo una proyección perpendicular sobre la curva de la línea de unión entre “a y c”
- Tomando la medida con el compás entre estos puntos se hacen otros puntos de cruces de manera secuencial “puntos 1,2,3,4” y el último “punto 5” corresponde al centro de la circunferencia de donde parte el trazo del radio de la curvatura.
- La medida del radio “R” se obtiene de la línea o cordón entre el “punto 5” y el extremo de la circunferencia. Como se esquematiza en la Figura # 46. (López, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998)

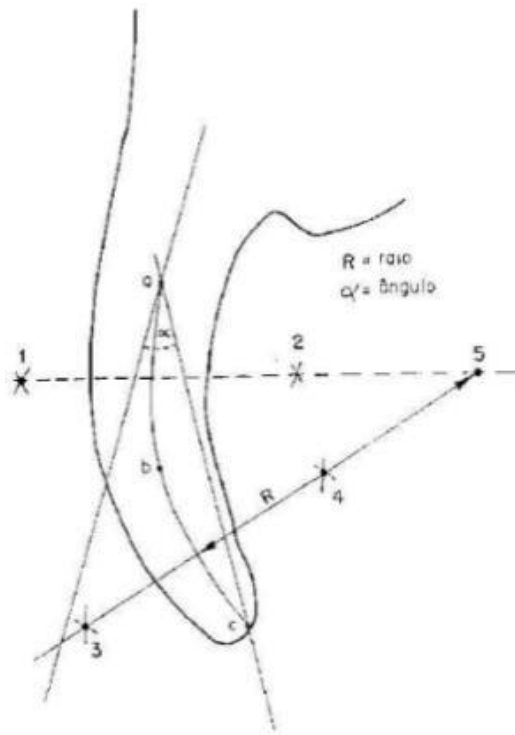


Figura #46. Radio de la curvatura radicular según Lópes. Tomado de Assessment of the Apical Transportation of Root Canals Using the Method of the Curvature Radius. (Lópes, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998)

De acuerdo al *método de Lópes* los valores numéricos del radio *clasifican el tipo de curvatura* del conducto radicular, de la siguiente manera:

- Curvatura leve con un radio mayor a 20 mm ( $> 20$  mm)
- Curvatura moderada con radio mayor a 10 mm y menor a 20mm ( $> 10$  y  $< 20$  mm)
- Curvatura severa con radio menor a 10 mm ( $< 10$  mm). (Lópes, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998)

Concluyendo al igual que otros métodos de otros investigadores que los radios de mayor tamaño representan curvaturas pequeñas y por el contrario radios con bajos valores representan curvaturas grandes o severas. (Lópes, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998)

## **2.10. EVALUACIÓN DE LA DUREZA DEL ACERO DE LOS CANALES ARTIFICIALES DEL ESTUDIO IN VITRO FRENTE A LA DENTINA ENDODÓNTICA IN VIVO**

La dentina es el tejido que constituye la mayor parte de la estructura dental, está formado un 70% de matriz inorgánica, 12% de agua y 18% de matriz orgánica. La parte inorgánica es de hidroxiapatita y la orgánica principalmente colágeno. La dureza de la dentina está determinada por la mineralización de la estructura inorgánica y su elasticidad por la presencia de fibras de colágeno y agua. Su dureza oscila entre 10-20 Gigapascales (GPa), y a través de varias investigaciones se identifica que el tratamiento de endodoncia reduce la dureza al ser sometida la raíz a diferentes irrigantes químicos y a desgastes mecánicos por la instrumentación manual y rotatoria, mientras mayor sea el tiempo de contacto de las sustancias desinfectantes y de las limas sobre la superficie dentaria mayor será la pérdida de dureza radicular. (Saleh & Ettman, 1999)

Por ejemplo en una investigación de Slutzky-Goldberg, Liberman, & Heling del 2002, se cuantifica la microdureza de la dentina a nivel radicular después de la preparación de los conductos con dos distintas clases de limas, de acero inoxidable y otras rotatorias Profile, conjuntamente con irrigación de hipoclorito de sodio al 2,5%; y se obtuvo como resultados que la microdureza de la dentina se reduce ante la instrumentación y el uso del hipoclorito de sodio, sin embargo no hubo diferencia significativa entre ambas limas. (Slutzky-Goldberg, Liberman, & Heling, 2002) Los valores fueron que al someter la dentina a una fuerza de inserción de 300g por 10 segundos en la parte cercana a pulpa a 500  $\mu\text{m}$  la microdureza se reducía a un promedio de 49 VHU (Vickers Hardness Units); y a 1000  $\mu\text{m}$  de la luz del conducto un valor promedio de 55 VHU. (Slutzky-Goldberg, Liberman, & Heling, 2002)

En otra investigación también se analizaron las consecuencias a nivel de la dureza de la dentina en raíz después de utilizar quelantes endodónticos como EDTAC (ácido etilendiaminotetraacético más Cetavlon), CDTA (ácido ciclohexano diaminotetraacético) y EGTA (etilenglicol bisamino etil éter –tetra acético). Se ejerció en cortes transversales de dentina radicular de incisivos superiores una fuerza de inserción de 50g por 15 segundos, para comparar los valores de microdureza comparando el grupo control irrigado con agua destilada con valores de 42,26 y 45.84 VHU (Vickers Hardness Units) con los valores notablemente disminuidos al emplear una irrigación con sustancias químicas como el EDTAC, CDTA Y EGTA. (Cruz-Filho, D. Sousa-Neto, Saquy, & Pecora, 2001)

Al analizar estos estudios de dureza dentinal reducida por el tratamiento de endodoncia es lógico pensar que la instrumentación rotatoria en conjunto con los irrigantes ejerce fuerza sobre las paredes dentales de manera tal que puede alterar su microdureza, y esta presión es también en dirección viceversa para las limas.

Con el fin de poner al límite de tensión o fatiga a las limas reciprocantes del estudio in vitro se seleccionó el acero inoxidable por ser un material de mayor dureza que la dentina que ejerza mayor presión o fatiga tensional sobre los instrumentos a ser analizados.

El acero inoxidable es una aleación a base de hierro que tiene poca cantidad de carbono y escasa cantidad de cromo. Algunas elaciones también tienen níquel y hierro en baja cantidad. La propiedad fundamental del acero inoxidable es su elevada resistencia. El acero puede clasificarse en 5 tipos de acero inoxidable de acuerdo la estructura cristalina formada en la aleación, los cuales son: austenita, ferrita, martensita, dúplex (mezcla de austenita mas ferrita) y el 5º grupo pertenece a las aleaciones duras por específicos procedimientos calóricos utilizados. (Ibarra Echeverria, Núñez Solís, & Huerta Ibáñez, 2010)

El acero inoxidable más utilizado en la industria metalúrgica es el de austenita. Y sus características principales son buena formabilidad y resistencia corrosiva. Este grupo de acero austenítico se clasifica en dos subgrupos que son:

- La serie 300 AISI: en donde se encuentran el 301, 302, 302B, 303, 303Se, 304, 304H, 304L, 304LN, 302Cu, 304N, entre otros.
- La serie 200 AISI: en donde se encuentran el 201, 202 y 205. (Ibarra Echeverria, Núñez Solís, & Huerta Ibáñez, 2010)

Para el presente estudio se utilizó en acero inoxidable #304 en la confección de los bloques con conductos artificiales, que tiene una dureza máxima según la escala Brinell de 183, y según el método de medición de la dureza de Vickers es de 183 Vickers Hardness Units (VHU). (Ibarra Echeverria, Núñez Solís, & Huerta Ibáñez, 2010)



## CAPÍTULO 3

### MATERIALES Y MÉTODOS

#### 3.1. Tipo de estudio

La actual investigación es de tipo experimental, in vitro, comparativo y descriptivo.

#### 3.2. Población y muestra

##### 3.2.1. Población

No se usaron humanos o animales en el presente estudio y en consecuencia no se requirió aprobación del comité de ética; ya que se instrumentaron limas de Endodoncia sobre canales artificiales.

##### 3.2.2. Muestra

Se determinó como muestra del estudio a 20 instrumentos de características similares y con movimiento recíprocante que se utilizan en Endodoncia; divididos en dos grupos de 10 limas Reciproc Blue R25 y 10 limas WaveOne Gold Primary.

#### 3.3. Criterios de inclusión

- Canales artificiales elaborados en moldes de acero inoxidable de curvatura tipo severo con un ángulo de curvatura de 60° según la clasificación de Schneider y un radio de curva de 2mm.
- Canales artificiales elaborados en moldes de acero de tipo severo con un ángulo de curvatura de 60° y un radio de curva de 5mm. (Schneider, 1971)

### 3.4. Criterios de exclusión

- Canales artificiales de tipo leve o moderado sin ángulos de curvatura de 60° según la clasificación de Schneider y sin radios de curva de 3mm o 5mm. (Schneider, 1971)

### 3.5. Clasificación de los grupos de estudio

<b>Grupo</b>	<b>N°</b>		<b>Protocolo</b>
<b>1</b>	5	Lima WaveOne Gold (WOG) Primary y canal con radio de 2mm	Lima WOG Primary instrumentada en canal artificial
<b>2</b>	5	Lima WaveOne Gold (WOG) Primary y canal con radio de 5mm	Lima WOG Primary instrumentada en canal artificial
<b>3</b>	5	Lima Reciproc Blue R25 y canal con radio de 2mm	Lima R25 instrumentada en canal artificial
<b>4</b>	5	Lima Reciproc Blue R25 y canal con radio de 5mm	Lima R25 instrumentada en canal artificial

Tabla #2: Clasificación de los grupos de estudio. Elaborado por autor

### 3.6. Materiales

- 1 motor de endodoncia X Smart Plus (Dentsply Maillefer)
- 10 limas WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer)
- 10 limas Reciproc Blue R25 (VDW)
- Soporte para pieza de mano endodóntica diseñado sobre un articulador modificado (Annhua 8542026071), propio del autor
- 4 bloques de acero inoxidable rectangulares con dimensiones de 4cm de alto, 3cm de ancho y 8mm de espesor. Contienen 2 canales internos artificiales, el uno con un radio

de curva de 2mm y el otro de 5mm, pero ambos con ángulo de curvatura de 60°, en cuya parte final cada canal tiene una circunferencia de 4mm de diámetro.

- 4 placas de vidrio transparente rectangulares con dimensiones de 4cm de alto, 3cm de ancho y 3mm de espesor, con dos circunferencias de 4mm de diámetro cubiertas con topes de goma y a la misma altura de las circunferencias del bloque de acero.
- 4 pinzas metálicas papeleras Smartgo de 32mm (Dearmar)
- Cinta para etiquetar (3M)
- 1 marcador color negro (Staedtler)
- 10 campos de mesa desechables (Agic-dent)
- Mini endoblock de Endodoncia (Dentsply Maillefer)
- Hipoclorito de sodio al 5,25% (Supermaxi)
- 4 vasos desechables para colocar el hipoclorito de sodio
- 4 jeringas descartables de 5ml (Nipro)
- 4 puntas Endo-Eze para irrigación endodóntica (Ultradent)
- 1 cronómetro
- 1 libro de anotaciones
- 1 computadora (Acer)
- 2 mascarillas quirúrgicas (Face mask)

- 10 pares de guantes de látex (Supermax)
- 1 gorro quirúrgico (Ben-medical)
- 2 batas quirúrgicas (Ben-medical)

### 3.7. Procedimiento

#### 3.7.1. Selección de la muestra

Se eligieron 2 marcas comerciales de instrumentos o limas con movimiento recíprocante más utilizadas y representativas en la práctica de la Endodoncia actual; la lima WaveOne Gold Primary y la lima Reciproc Blue R25; ambas de tamaño muy equiparable y fabricación con tratamiento térmico de la aleación muy similar. Se usaron limas nuevas de presentación comercial estéril y de 25mm de longitud.

Se seleccionaron un total de 20 instrumentos, 10 de cada marca de lima recíprocante que fueron divididos en 4 grupos diferentes con 5 limas cada grupo, según el sistema rotatorio y el radio de la curva de los canales artificiales fabricados por ingeniería mecánica en bloques de acero inoxidable para ser instrumentado en ellos.

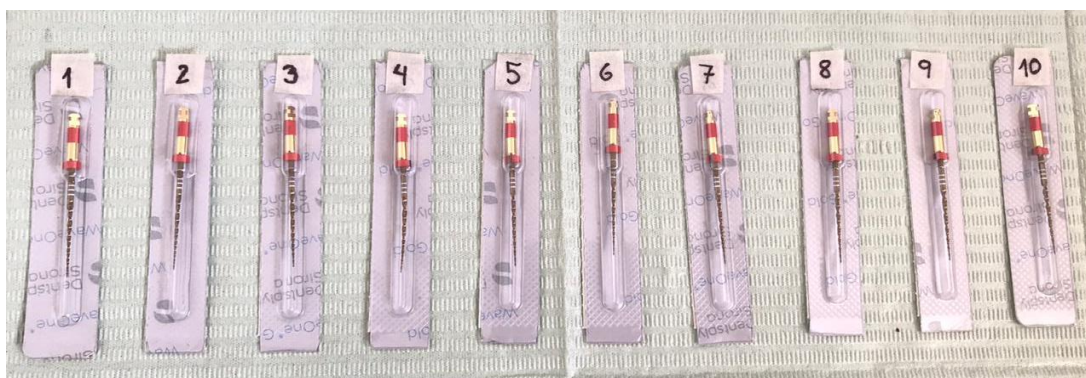


Figura #47: 10 Limas WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer). Foto original del autor



Figura #48: 10 Limas Reciproc Blue R25 (VDW). Foto original del autor

### 3.7.2. Grupos de estudio

Son 4 grupos de estudio denominados con los números del 1 al 4 cada uno de ellos con 5 limas reciprocantes de 25mm de largo de dos diferentes marcas comerciales para ser sometidas a instrumentación reciprocante en canales artificiales fabricados en acero inoxidable y de 2 diferentes tamaños de radio de curvatura, como se detalla a continuación: (Keles, Eymirli, Uyanik, & Nagas, 2019)

- Grupo 1: Que corresponde a 5 limas WaveOne Gold Primary de 25mm de longitud que se usaron en canales artificiales con radio de curvatura de 3mm.
- Grupo 2: Que corresponde a 5 limas WaveOne Gold Primary de 25mm de longitud que se usaron en canales artificiales con radio de curvatura de 5mm.
- Grupo 3: Que corresponde a 5 limas Reciproc Blue R25 de 25mm de longitud que se usaron en canales artificiales con radio de curvatura de 3mm.
- Grupo 4: Que corresponde a 5 limas Reciproc Blue R25 de 25mm de longitud que se usaron en canales artificiales con radio de curvatura de 5mm.

Grupo	Número de limas		Radio de curva	Número de canales artificiales	Ángulo de curvatura	Protocolo
1	5	WaveOne Gold Primary	2mm de radio	2 canales	60°	Lima WOG Primary instrumentada en canal artificial
2	5		5mm de radio	2 canales		
3	5	Reciproc Blue R25	2mm de radio	2 canales	60°	Lima Reciproc Blue R25 instrumentada en canal artificial
4	5		5mm de radio	2 canales		

Tabla #3: Grupos según el tipo de lima y valor del radio de curvatura. Elaborado por autor

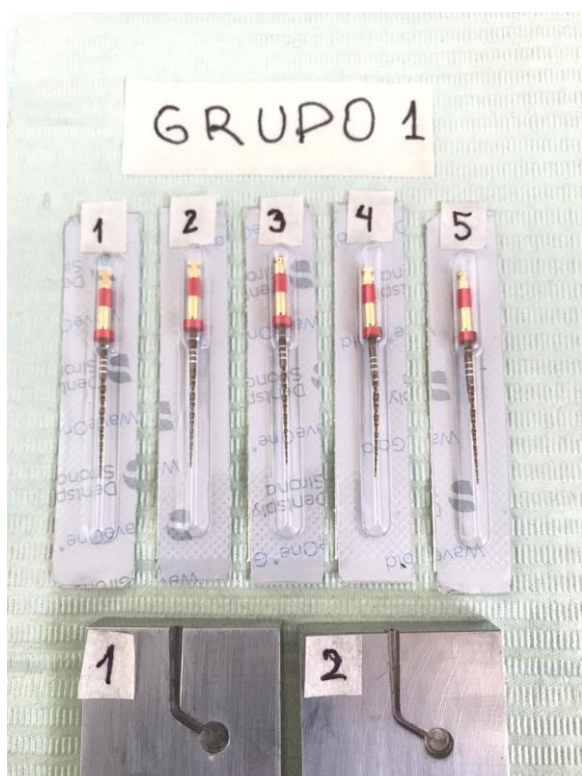


Figura #49: Grupos de estudio N°1

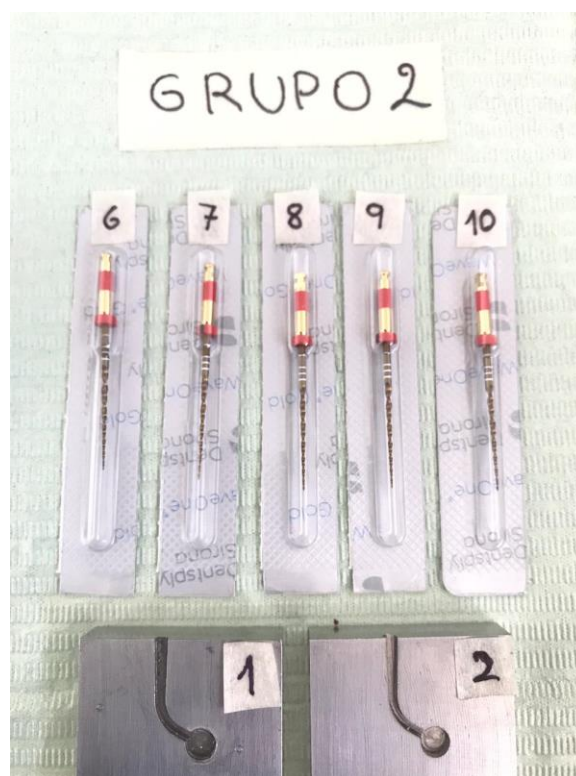


Figura #50: Grupos de estudio N°2

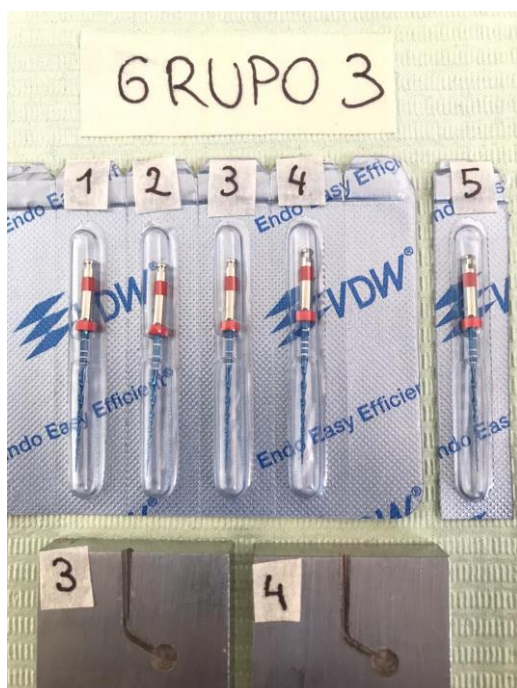


Figura #51: Grupos de estudio N°3

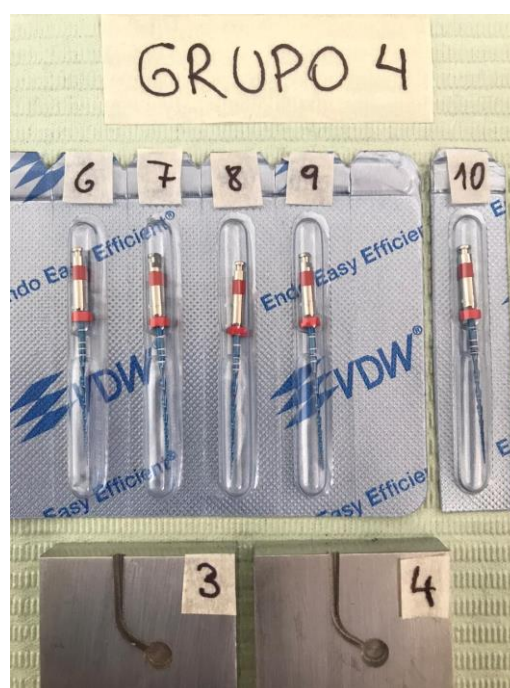


Figura #52: Grupos de estudio N° 4

### 3.7.3. Descripción metodológica

Se fabricó un soporte con un diseño propio del autor para mantener la pieza de mano del motor de endodoncia X Smart Plus (Dentsply Maillefer) en un mismo sitio de tal manera que la instrumentación de los conductos artificiales sea igualitaria, precisa, estable y estandarizada a la misma profundidad de penetración en todas las muestras del estudio. Este diseño se logró con un articulador dental de tipo Annhua (Modelo 8542026071) modificado con masillas y abrazaderas plásticas colocadas en puntos específicos y adaptadas para formar una sola estructura o aparato de prueba, y permiten posicionar la pieza de mano endodóntica en el centro del articulador pero pudiendo maniobrarla con movimientos de intrusión-extrusión o corona apical como es la indicación para el uso de limas endodónticas.



Figura #53: Soporte para pieza de mano endodóntica diseñado sobre un articulador modificado. Foto original del autor

Además, como parte del diseño del soporte articulado se talló en la base de éste un rectángulo del mismo tamaño de las muflas (la unión de los bloques de acero inoxidable y las placas de vidrio), con el objetivo de posicionarlas en un sitio estable que coincide con la ubicación de la lima reciprocante adaptada en la pieza de mano.



Figura #54. Posicionamiento de pieza de mano sobre aparato modificado y muflas de acero fijado y sellado con placa de vidrio para instrumentación de estudio. Elaborado por autor



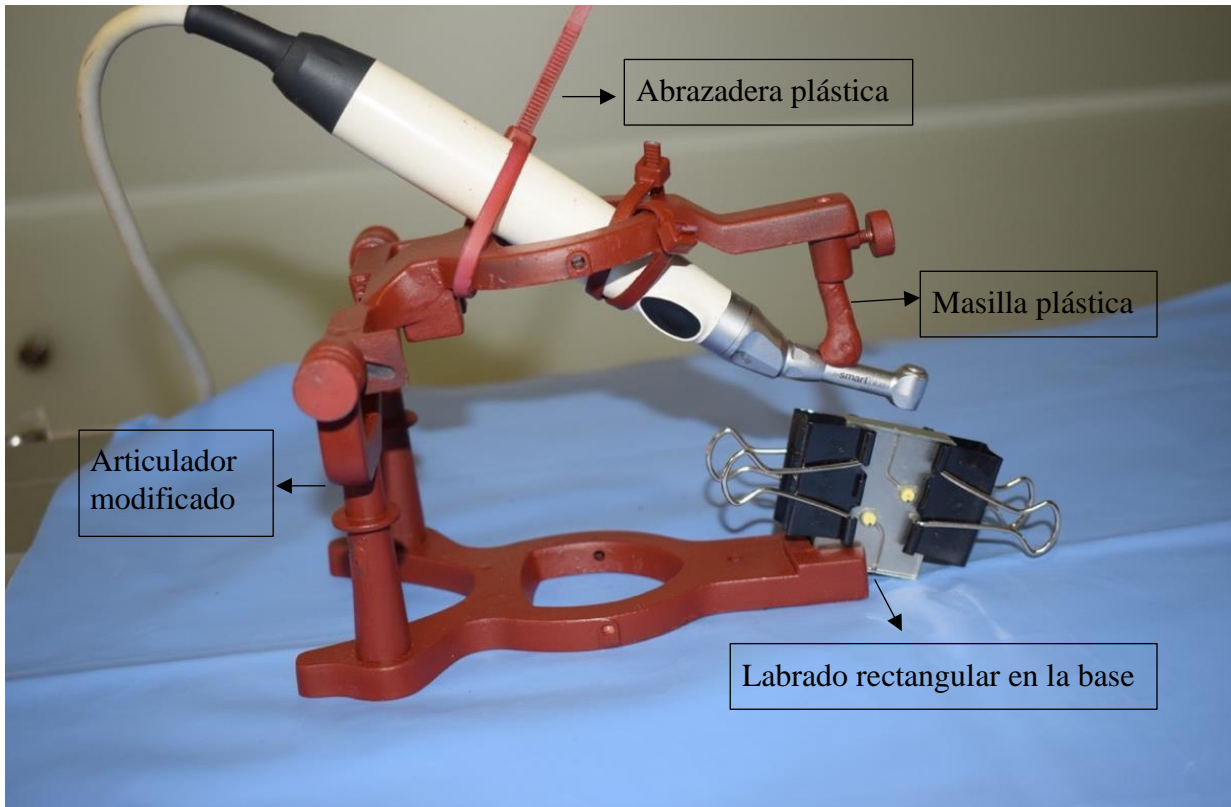


Figura #55. Soporte para pieza de mano con diseño propio del autor. Foto original del autor

También se confeccionaron 4 bloques de estudio rectangulares con dimensiones de 4cm de alto, 3cm de ancho y 8mm de espesor. Elaborados en acero inoxidable templado #304 en el taller industrial PG Performance de metalúrgica ecuatoriana bajo el programa Fusión 360 (Autodesk) y parámetros computarizados que permiten tallar o labrar dentro de ellos 2 canales artificiales en cada bloque, con ángulo de curvatura de  $60^\circ$  y radios de curvatura de 2 y 5mm que corresponden a curvas severas según la clasificación de Schneider; dando un total de 8 conductos de 17mm cada uno, 4 de ellos con radio de curvatura de 2mm y los otros 4 restantes con radio de curvatura de 5mm, para ser instrumentados en los diferentes grupos estudio.

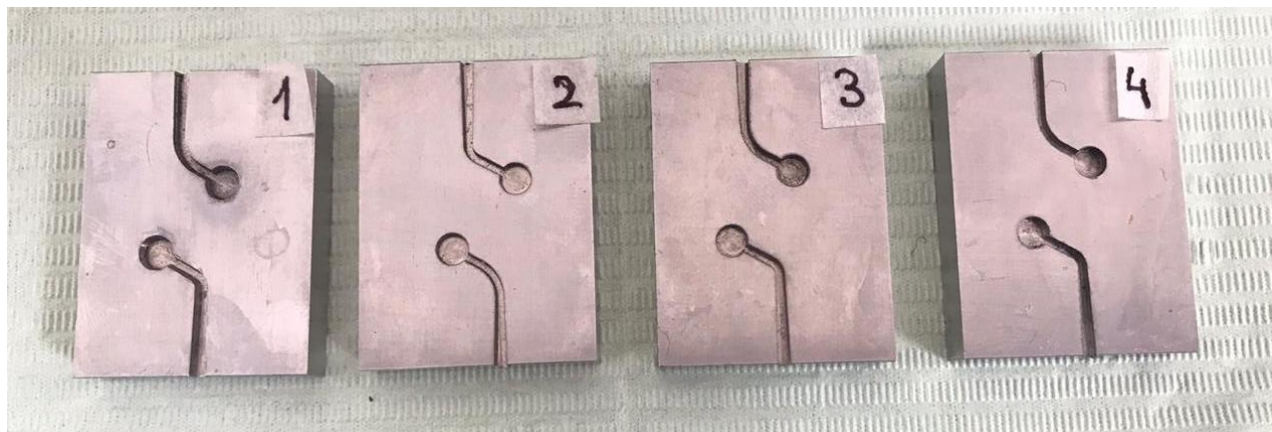
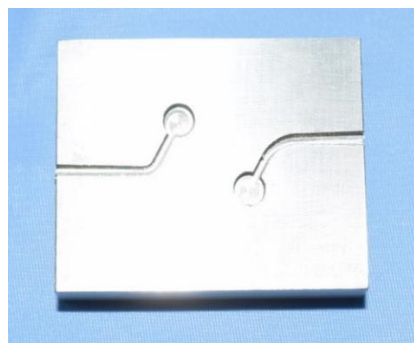
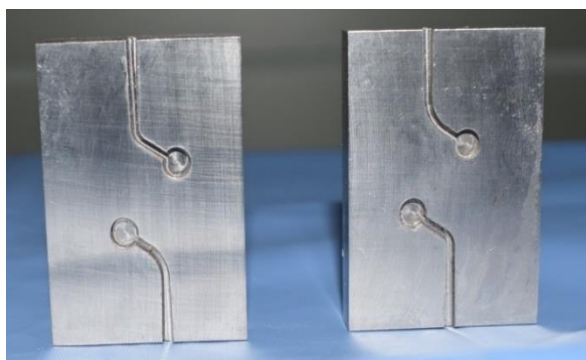


Figura #56: Bloques de acero inoxidable rectangulares con conductos artificiales de curvas severas. Foto original del autor.



Ángulo de curvatura ( $\infty$ ):  $60^\circ$   
Radio de curvatura (r): 2mm



Ángulo de curvatura ( $\infty$ ):  $60^\circ$   
Radio de curvatura (r): 5mm

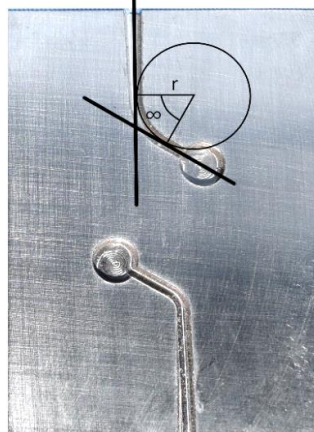


Figura #57. Bloques de acero inoxidable con 2 canales radiculares severos, con ángulos de curvatura de  $60^\circ$  y radios de curva de 2mm o 5mm. Elaborado por autor

Cada conducto artificial de 17mm de longitud total presenta una parte recta del conducto, desde el orificio de entrada hasta el centro de la curvatura, con una longitud de 12mm; y tiene conicidad variable de 0,0313 en cada mm, correspondiente a un diámetro cervical u orificio de entrada al canal de 1,5mm y un diámetro apical u orificio final de 1mm, con el fin de brindar una rotación libre de los instrumentos dentro del canal y permitir a la lima un recorrido que siga la curva establecida.

Además, la longitud de cada conducto artificial desde el centro del inicio de la curvatura hasta el orificio final apical es de 5mm, en cuya zona termina cada uno con una circunferencia de 4mm de diámetro con el fin de ser el ingreso del irrigante durante la prueba de fatiga.

Con el fin de alcanzar una técnica de instrumentación in vitro lo más parecida a la real en dientes humanos es necesaria la irrigación endodóntica con hipoclorito de sodio al 5,25% que permita la lubricación del conducto; para lo cual se adaptó y fijo a presión con pinzas metálicas papeleras Smartgo de 32mm sobre los bloques de acero, una placa de vidrio transparente rectangular con dimensiones de 4cm de alto, 3cm de ancho y 3mm de espesor es decir de similares medidas que los bloques metálicos.

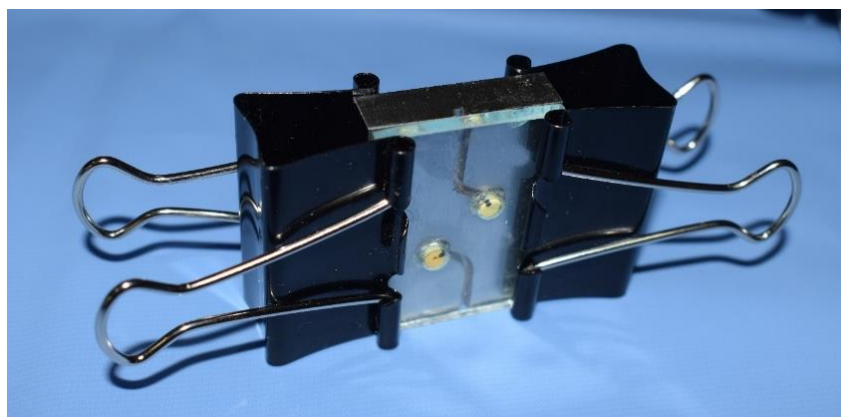


Figura #58: Sujeción con pinzas metálicas papeleras Smartgo del bloque de acero inoxidable y la placa de vidrio transparente para formar la mufla. Elaborado por autor

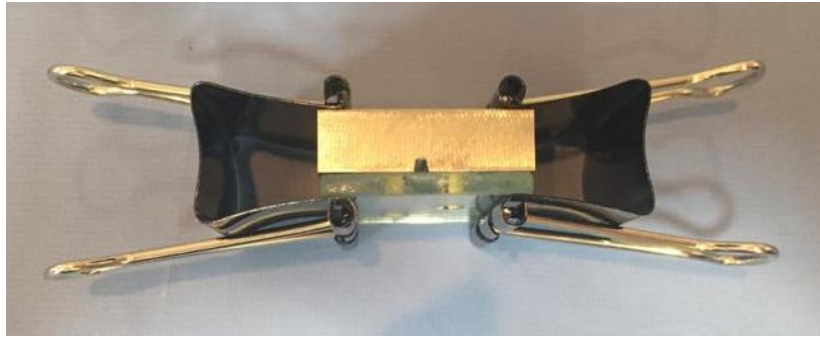


Figura #59: Vista superior de adaptación de bloque de acero y placa de vidrio con pinzas.

Elaborado por autor

Cada placa transparente presenta en su superficie dos perforaciones cubiertas con topes de goma a la altura del final o ápice del canal con el fin de aplicar el irrigante a manera de tubería. Esta placa también, direcciona la instrumentación al impedir que las limas salgan del canal artificial y permite observarlas mientras rotan dentro del canal artificial hasta que se produzca la separación o fractura de las limas dentro del conducto para su posterior retiro.

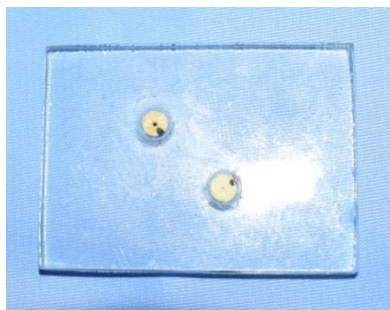
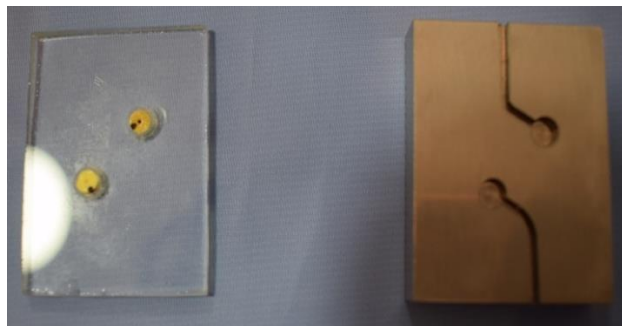


Figura #60. Placa de vidrio transparente con 2 orificios delimitados con topes de goma.

Elaborado por autor

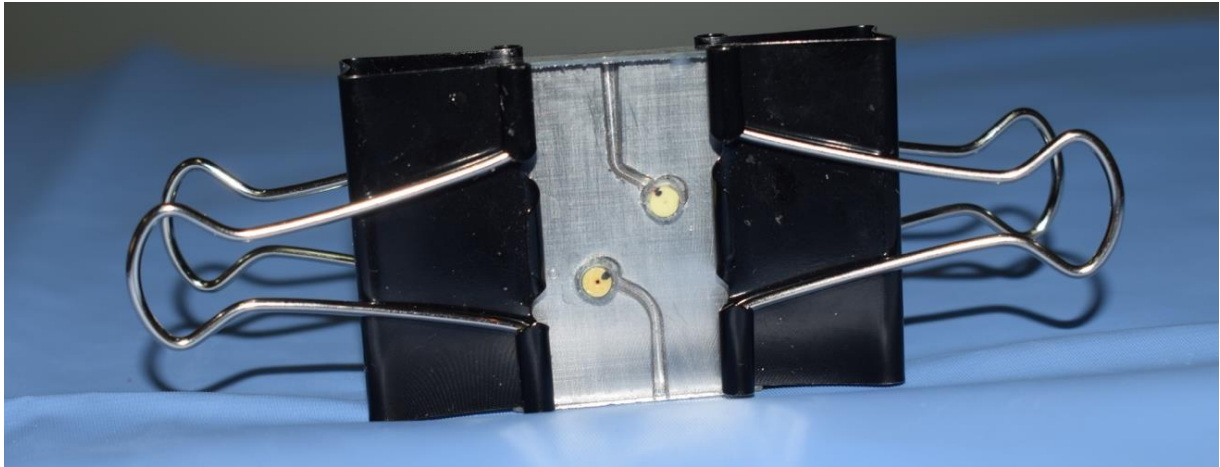


Figura #61. Fijación a presión con pinzas metálicas para formar la mufla que contiene placa de vidrio y acero inoxidable. Elaborado por autor

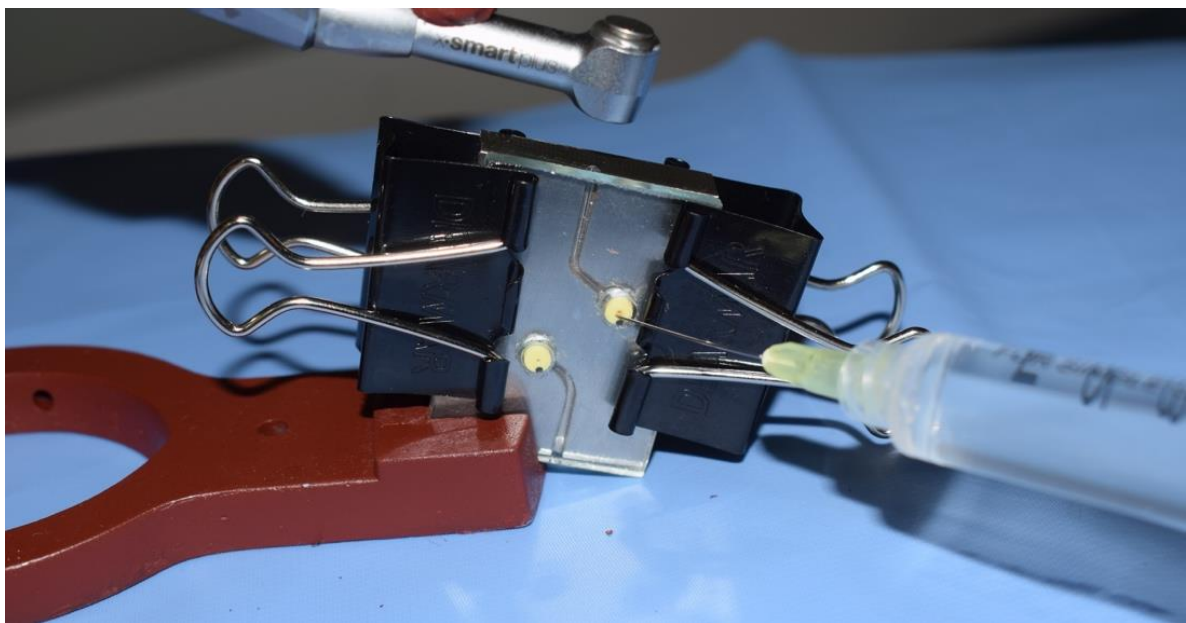


Figura #62. Técnica de irrigación con hipoclorito de sodio al 5,25% en instrumentación de estudio. Elaborado por autor

Este diseño permite que la instrumentación tenga una alineación tridimensional estandarizada para todas las muestras al lograr el ingreso de las limas con precisión y a la misma profundidad en los canales artificiales sin la variable subjetiva de la mano del operador al instrumentar.

Se aplicó la técnica de instrumentación coronal apical con movimiento recíproco para ambas marcas de limas usando el motor de Endodoncia X Smart Plus (Dentsply Maillefer), siguiendo todas las indicaciones de los fabricantes con velocidades y torques de trabajo, de la siguiente manera:

- Para el instrumento WaveOne Gold Primary: una velocidad de 350 rpm y un torque de 2 Newton/cm.
- Para el instrumento Reciproc Blue R25: una velocidad de 300 rpm y un torque de 2 Newton/cm.

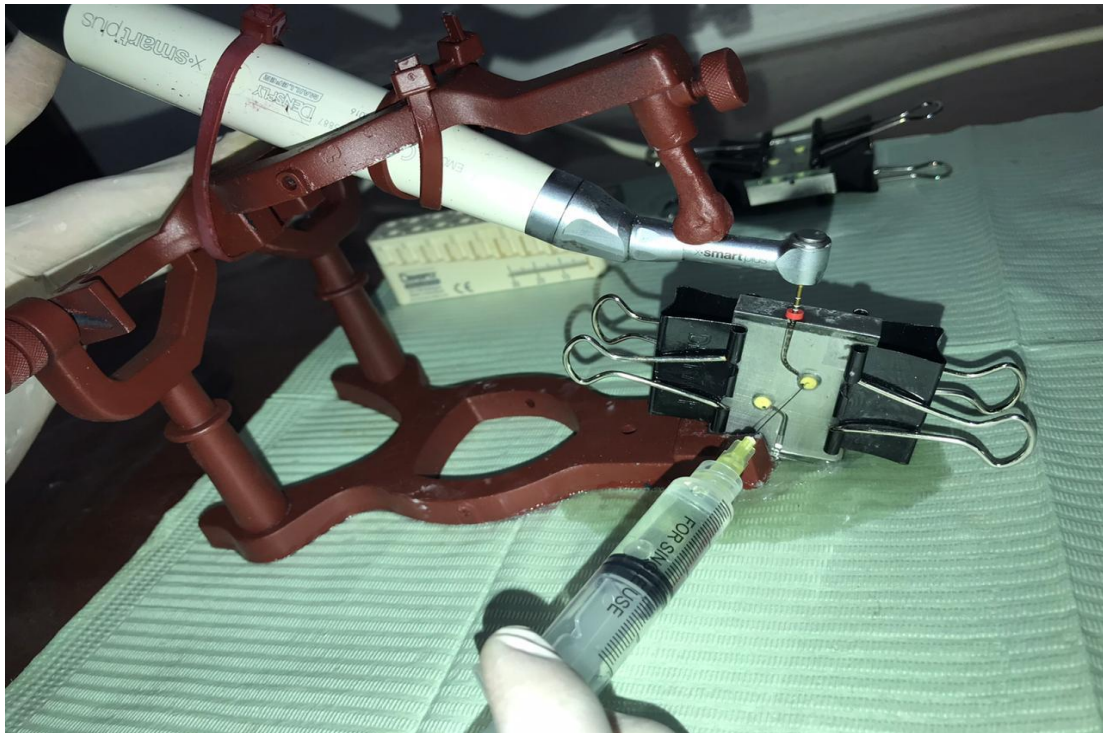


Figura #63: Técnica de instrumentación con Lima R25 Reciproc del estudio. Elaborado por el autor

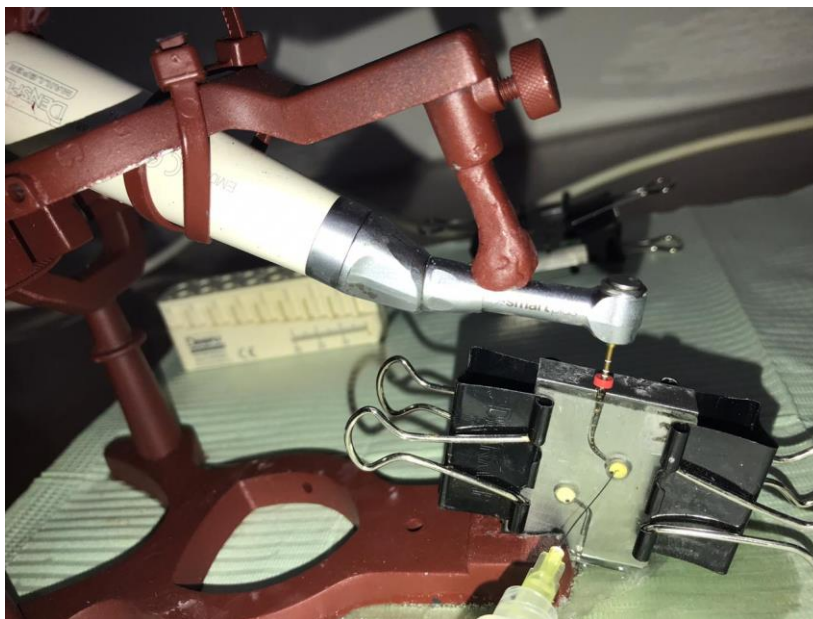


Figura #64: Técnica de instrumentación con Lima WaveOne Gold Primary del estudio.

Elaborado por el autor

#### 3.7.4. Prueba de fatiga cíclica

Para el test de fatiga cíclica cada instrumento se colocó en el contra-ángulo de la pieza de mano endodóntica posicionada en el soporte o aparato modificado con el diseño de la masilla y abrazaderas para que cada lima ingrese con similar inclinación, es decir en la misma posición y a igual profundidad que fue de 17mm en el canal artificial.

La técnica de instrumentación corono apical reciprocante usada fue accionar la rotación antes de que el instrumento ingrese al canal artificial y con ligera presión se profundizó al instrumento hasta llegar a la longitud de trabajo establecida, que se lograba gracias a la adaptación del articular ya que no permitía un ingreso más allá de 17mm.

Se registró por medio de un cronómetro de “precisión de 0.01 s.” el tiempo en segundos que tomo que cada lima llegue a la separación o fractura cíclica, que pudo ser identificada por

observación o inspección visual y en algunos casos también auditiva gracias al diseño de la mufla de acero inoxidable con sellado de placa de vidrio transparente en la pared del canal.

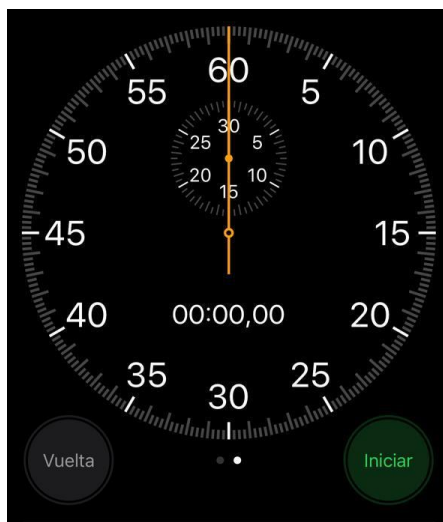


Figura #65: Cronómetro usado en prueba de fatiga cíclica. Elaborado por el autor

Durante toda la instrumentación hubo irrigación constante del canal artificial con hipoclorito de sodio al 5,25% colocándolo por los orificios de los topos de goma de la placa de vidrio, con jeringas de 5 ml y agujas Endo-Eze (Ultradent) de manera que se lubricó toda la extensión del conducto para disminuir la fricción de la lima al chocar con las paredes internas del canal artificial de tal manera que equipare de mejor manera las condiciones clínicas del uso de estas limas reciprocantes. Cabe notar que se prepararon algunas jeringas cargadas con el irrigante previamente para que los recambios no permitan dejar sin lubricación los canales.

Cada canal artificial de acero inoxidable fue instrumentado por dos o tres limas de la investigación y luego de la fractura de los instrumentos los canales ya no fueron utilizados con más limas; con el fin de evitar que los canales de acero se desgasten o sufran alguna alteración interna que pueda interferir en los resultados, y así mantener similitud en la prueba de fatiga cíclica con todas las limas.



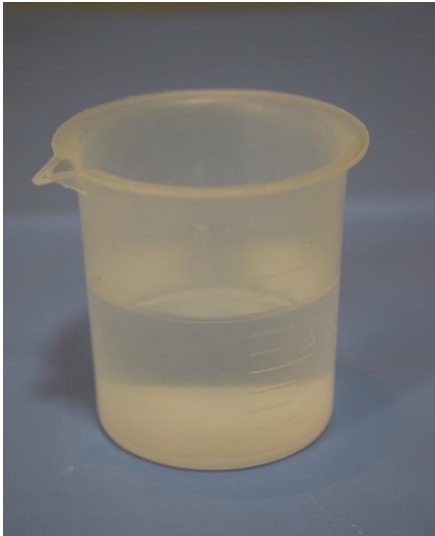


Figura #66: Hipoclorito de sodio al 5,25%

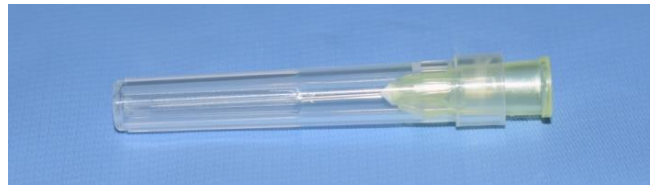


Figura #67: Puntas Endo-Eze para irrigación

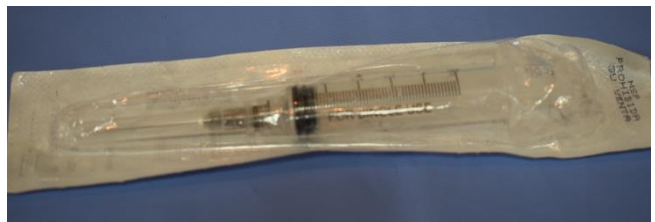


Figura #68: Jeringa descartable de 5ml

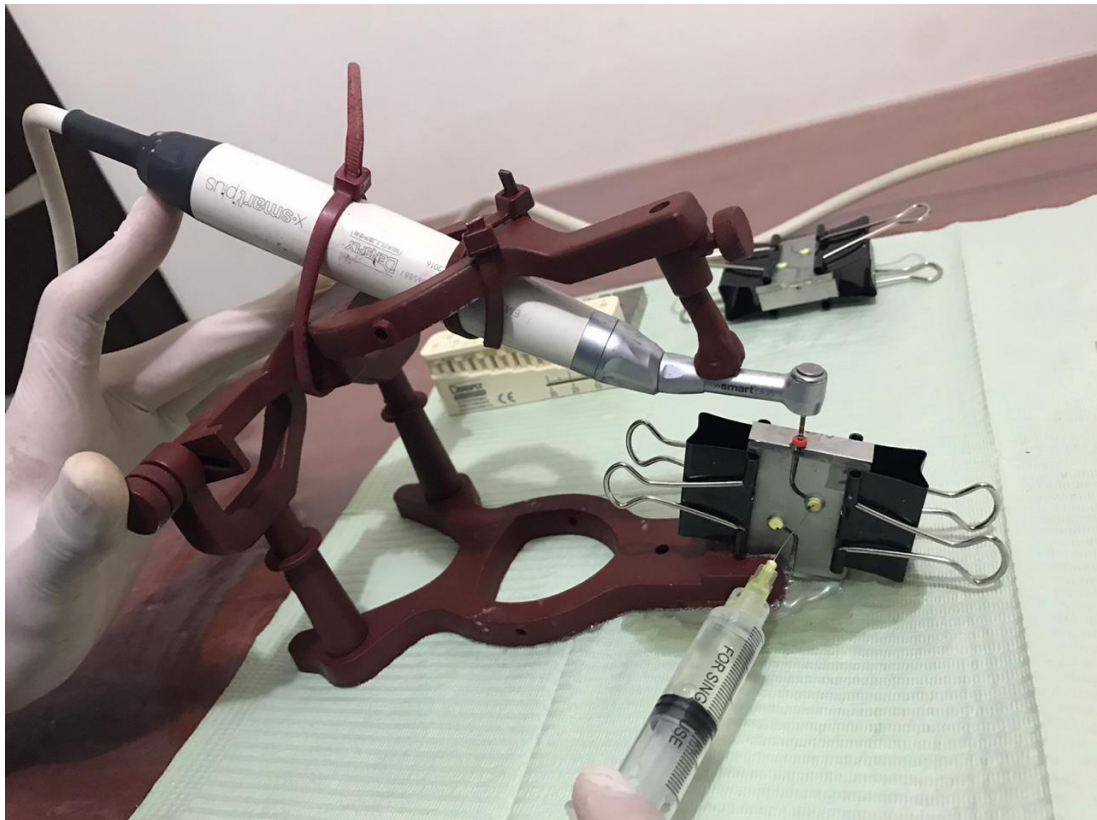


Figura #69: Prueba de fatiga cíclica de Lima WaveOne Gold Primary del estudio. Elaborado por el autor

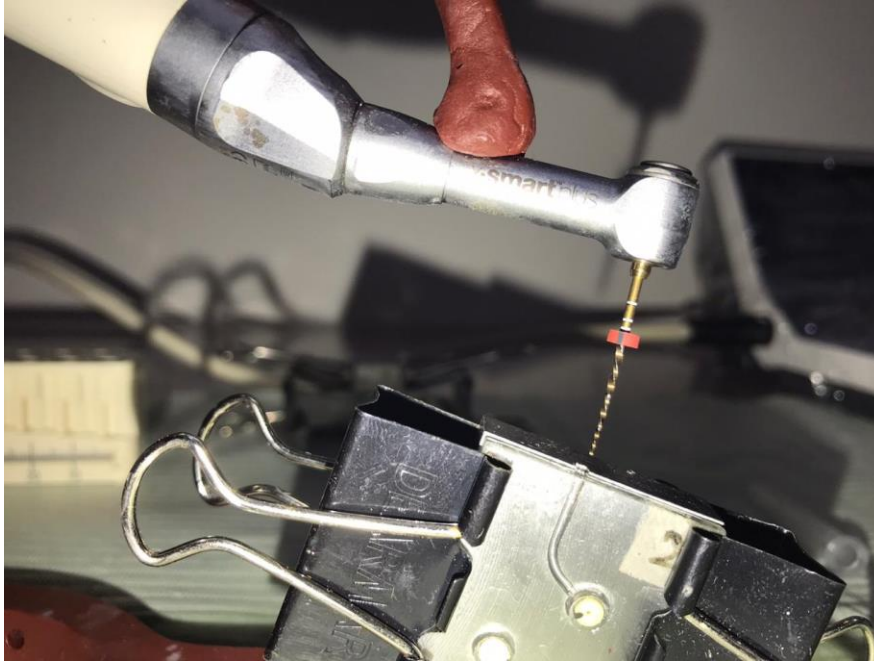


Figura #70: Fractura Lima Primary WaveOne Gold por fatiga cíclica. Elaborado por el autor

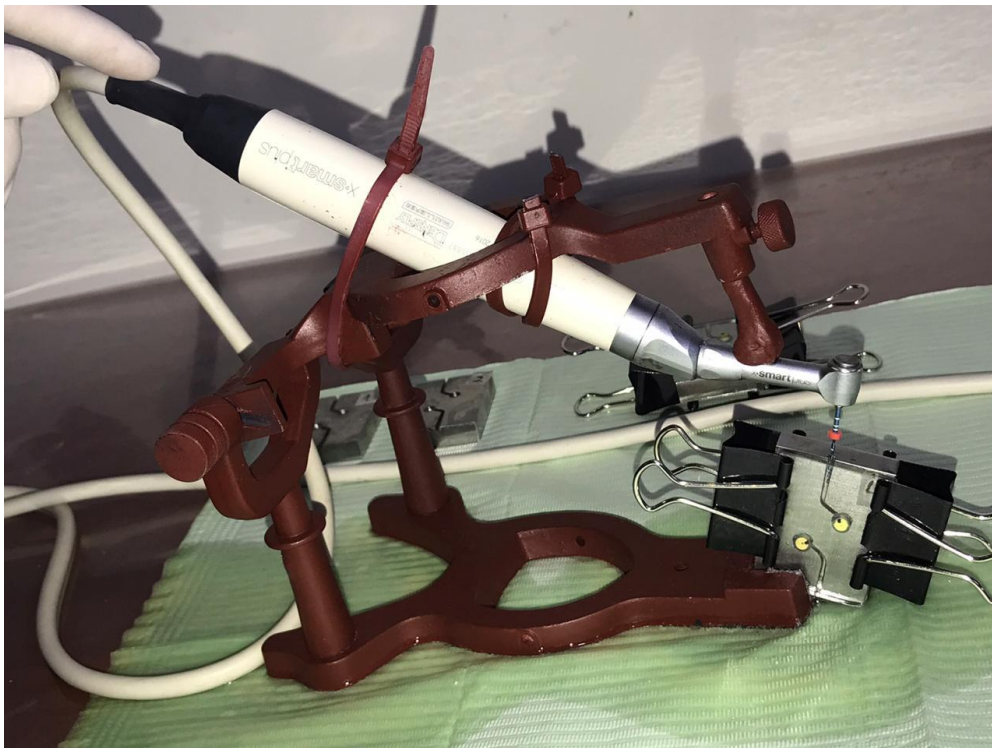


Figura #71: Prueba de fatiga cíclica de Lima Reciproc Blue R25 del estudio. Elaborado por el autor

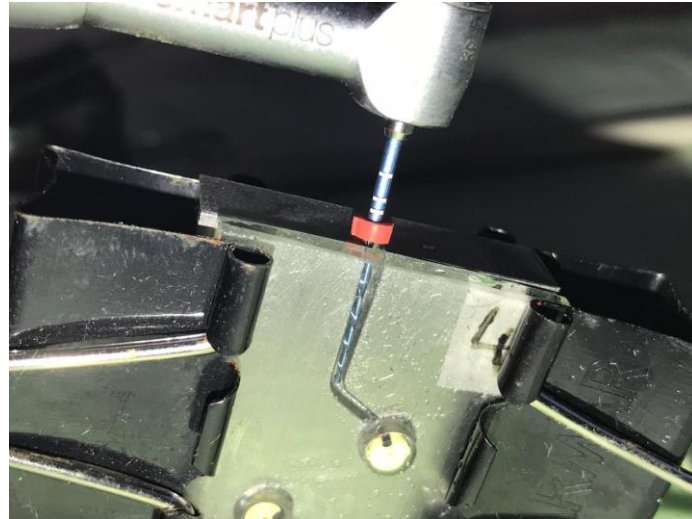


Figura #72: Fractura Lima Reciproc Blue R25 por fatiga cíclica. Elaborado por el autor

Al finalizar la prueba de fatiga se pudo calcular también el número de ciclos hasta la fractura (NCF) para WaveOne Gold Primary y Reciproc blue R25, gracias a una fórmula, propuesta por Mohammad: (Mohammad I, y otros, 2019)

$$NCF = RPM \times TF$$

En donde:

- RPM: revoluciones por minuto, número de rotaciones o ciclos giratorios por minuto determinado por las instrucciones de uso del fabricante para cada instrumento.
- TF: tiempo de fractura o falla calculado en segundos.

Como análisis adicional se midieron con el Mini Endoblock los fragmentos rotos de todas las limas WaveOne Gold Primary y Reciproc Blue R25 y se sacó un promedio. Además se llevaron los 20 instrumentos fracturados de ambos grupos al microscopio de Endodoncia con aumentos de 10x, 15x y 20x; para tomar imágenes y observar las superficies de la fractura que sufrieron los instrumentos. Las cuales se muestran en los Anexos.



Figura #73: Imagen a 20x de aumento de Fractura por fatiga cíclica de Lima Primary WaveOne Gold # 8 del Grupo N°2 del estudio. Elaborado por el autor

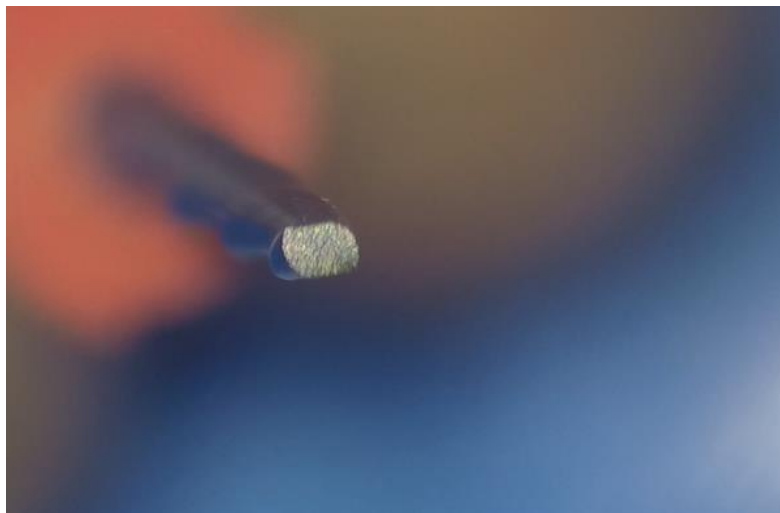


Figura #74: Imagen a 20x de aumento de Fractura por fatiga cíclica de Lima R25 Reciproc # 6 del Grupo N°4 del estudio. Elaborado por el autor

### 3.8. Análisis estadístico

Los valores obtenidos del número de ciclos hasta la fractura se evaluaron mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk y para la comparación de grupos se utiliza las pruebas paramétricas de ANOVA, post hoc Tukey y t de Student. Además la significancia se estableció en un nivel de confianza del 95%.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

#### 4.1. Prueba de normalidad

A los datos sacados según la fórmula del número de ciclos hasta el fallo, se les realizó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk debido a que son menos de 20 datos de cada grupo, en donde los resultados obtenidos se observan en la tabla #4

Shapiro-Wilk			
GRUPOS	Estadístico	gl	Sig.
<b>GRUPO 1: WOG Primary y 2mm de radio</b>	0,907	5	0,451
<b>GRUPO 2: WOG Primary y 5mm de radio</b>	0,888	5	0,347
<b>GRUPO 3: RB R25 y 2mm de radio</b>	0,982	5	0,947
<b>GRUPO 4: RB R25 y 5mm de radio</b>	0,976	5	0,915

Tabla #4: Prueba de normalidad Shapiro-Wilk

Fuente: Investigación de campo (resultados de laboratorio)

Elaboración: Ing. Jaime Molina (2020)

En la prueba de Normalidad de ShapiroWilk los valores del nivel de significación (Sig) son superiores a 0,05 (95% de confiabilidad), por lo que indica que las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, entonces para la comparación de grupos se utiliza pruebas paramétricas: ANOVA y t de Student.

#### 4.2. Prueba de ANOVA

Los valores de medias y desviaciones estándar de la cantidad de números de ciclos hasta la fractura (NCF) se indican en la tabla #5. En donde el nivel del intervalo de confianza fue del 95%.

ANOVA								
Tiempos * Revoluciones= NCF								
	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo	ANOVA (p=)
				Límite inferior	Límite superior			
GRUPO 1: WOG P y 2mm	5	1645,60	444,35	1093,86	2197,33	1060,09	2082,91	0,000
GRUPO 2: WOG P y 5mm	5	1704,96	315,24	1313,54	2096,38	1308,13	2040,33	
GRUPO 3: RB R25 y 2mm	5	2370,41	524,23	1719,49	3021,33	1663,85	2996,60	
GRUPO 4: RB R25 y 5mm	5	3339,96	601,88	2592,63	4087,29	2657,20	4205,45	
Total	20	2265,23	828,93	1877,28	2653,18	1060,09	4205,45	

Tabla #5: Prueba de ANOVA

Fuente: Investigación de campo (resultados de laboratorio)

Elaboración: Ing. Jaime Molina (2020)

**GRUPO 1: WaveOne Gold Primary y 2mm de radio de curvatura:** Tiene una media de 1645,60 con una desviación estándar de 444,35; el intervalo de confianza de la media está entre 1093,86 y 2197,33. El valor mínimo de la muestra es de 1060,09 y el valor máximo es de 2082,91.

**GRUPO 2: WaveOne Gold Primary y 5mm de radio de curvatura:** Tiene una media de 1704,96 con una desviación estándar de 315,24; el intervalo de confianza de la media está entre 1313,54 y 2096,38. El valor mínimo de la muestra es de 1308,13 y el valor máximo es de 2040,33.

**GRUPO 3: Reciproc Blue R25 y 2mm de radio de curvatura:** Tiene una media de 2370,41 con una desviación estándar de 524,23; el intervalo de confianza de la media está entre 1719,49 y 3021,33. El valor mínimo de la muestra es de 1663,85 y el valor máximo es de 2996,60.

**GRUPO 4: Reciproc Blue R25 y 5mm de radio de curvatura:** Tiene una media de 3339,96 con una desviación estándar de 601,88; el intervalo de confianza de la media está entre

2592,63 y 4087,29. El valor mínimo de la muestra es de 2657,20 y el valor máximo es de 4205,45.

Los resultados conseguidos con la Prueba de ANOVA, fueron que el valor del nivel de significación (Sig. =p= 0,000) es inferior a 0,05 (95% de confiabilidad); además las medias no son similares es decir alguna de la medias no es similar a las otras y hay diferencia en al menos un grupo de estudio. Por lo que para determinar cuáles medias son similares o diferentes se hace la prueba dos a dos post hoc de Tukey.

### 4.3. Pruebas post hoc Tukey

Comparaciones múltiples						
<b>Variable dependiente:</b>	Tiempos*Revoluciones= NCF					
<b>HSD Tukey</b>						
<b>(I) GRUPOS</b>		Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. (p=)	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
<b>GRUPO 1: WOGP y 2mm</b>	GRUPO 2: WOGP y 5mm	-59,36	305,60	0,997	-933,68	814,96
	GRUPO 3: RB R25 y 2mm	-724,81	305,60	0,123	-1599,14	149,51
	GRUPO 4: RB R25 y 5mm	-1694,36	305,60	0,000	-2568,69	-820,04
<b>GRUPO 2: WOGP y 5mm</b>	GRUPO 1: WOGP y 2mm	59,36	305,60	0,997	-814,96	933,68
	GRUPO 3: RB R25 y 2mm	-665,45	305,60	0,172	-1539,77	208,87
	GRUPO 4: RB R25 y 5mm	-1635,00	305,60	0,000	-2509,32	-760,68
<b>GRUPO 3: RB R25 y 2mm</b>	GRUPO 1: WOGP y 2mm	724,81	305,60	0,123	-149,51	1599,14
	GRUPO 2: WOGP y 5mm	665,45	305,60	0,172	-208,87	1539,77
	GRUPO 4: RB R25 y 5mm	-969,55	305,60	0,027	-1843,87	-95,23

<b>GRUPO 4: RB R25 y 5mm</b>	GRUPO 1: WOGP y 2mm	1694,36	305,60	0,000	820,04	2568,69
	GRUPO 2: WOGP y 5mm	1635,00	305,60	0,000	760,68	2509,32
	GRUPO 3: RB R25 y 2mm	969,55	305,60	0,027	95,23	1843,87

Tabla #6: Prueba de comparaciones múltiples HSD Tukey

Fuente: Investigación de campo (resultados de laboratorio)

Elaboración: Ing. Jaime Molina (2020)

Como se observa en la prueba post hoc HSD Tukey (comparaciones múltiples considerando todos los grupos a la vez), existen diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) entre algunos grupos, lo cual se resume en la siguiente tabla:

#### 4.3.1. Subconjuntos homogéneos

<b>NÚMERO DE CICLOS HASTA EL FALLO</b>			
<b>HSD Tukey</b>			
<b>GRUPOS</b>	<b>N</b>	<b>Subconjunto para alfa = 0.05</b>	
		<b>1</b>	<b>2</b>
<b>GRUPO 1: WOG P y 2mm</b>	5	1645,60	
<b>GRUPO 2: WOG P y 5mm</b>	5	1704,96	
<b>GRUPO 3: RB R25 y 2mm</b>	5	2370,41	
<b>GRUPO 4: RB R25 y 5mm</b>	5		3339,96
<b>Sig.</b>		0,123	1,000

Tabla #7: Subconjuntos homogéneos según el número de ciclos hasta el fallo

Fuente: Investigación de campo (resultados de laboratorio)

Elaboración: Ing. Jaime Molina (2020)

Según la prueba de Tukey, se formaron dos subconjuntos totalmente diferentes, uno en



donde se tienen los menores valores con los grupos: GRUPO 1: WaveOne Gold Primary y 2mm de radio con una media de 1645,60, GRUPO 2: WaveOne Gold Primary y 5mm de radio con una media de 1704,96 y GRUPO 3: Reciproc Blue R25 y 2mm de radio con una media de 2370,41. Y otro subconjunto con los mayores valores en donde está el GRUPO 4: Reciproc Blue R25 y 5mm de radio con una media de 3339,96.

Sin embargo, en esta prueba que considera todos los grupos a la vez; se observa que el Grupo 3: Reciproc Blue R25 y 2mm de radio, tiene una media superior a los grupos 1 y 2, y para verificar si existe o no diferencias entre estos grupos sin la influencia de los otros, se realiza la prueba t Student

#### 4.4. Prueba t Student

<b>Prueba T: NÚMERO DE CICLOS HASTA EL FALLO</b>				
GRUPOS	N	Media	Desviación Estándar	T student (p=)
GRUPO 1: WOG P y 2mm	5	1645,60	444,35	0,814
GRUPO 2: WOG P y 5mm	5	1704,96	315,24	
GRUPO 1: WOG P y 2mm	5	1645,60	444,35	0,046
GRUPO 3: RB R25 y 2mm	5	2370,41	524,23	
GRUPO 1: WOG P y 2mm	5	1645,60	444,35	0,001
GRUPO 4: RB R25 y 5mm	5	3339,96	601,88	
GRUPO 2: WOG P y 5mm	5	1704,96	315,24	0,041
GRUPO 3: RB R25 y 2mm	5	2370,41	524,23	
GRUPO 2: WOG P y 5mm	5	1704,96	315,24	0,001
GRUPO 4: RB R25 y 5mm	5	3339,96	601,88	
GRUPO 3: RB R25 y 2mm	5	2370,41	524,23	0,026
GRUPO 4: RB R25 y 5mm	5	3339,96	601,88	

Tabla #8: Prueba t Student

Fuente: Investigación de campo (resultados de laboratorio)

Elaboración: Ing. Jaime Molina (2020)

En la prueba t Student que relaciona los grupos de forma individual sin considerar a todos los grupos, se hace la comparación entre dos muestra, esto sin tomar en cuenta la influencia de los otros grupos. De los resultados logrados con la prueba t Student, se encontró que sólo son similares ( $p > 0,05$ ) el GRUPO 1: WaveOne Gold Primary y 2mm de radio, y el GRUPO 2: WaveOne Gold Primary y 5mm de radio.

## CAPÍTULO 5

### DISCUSIÓN

La dificultad más compleja en la instrumentación de canales radiculares al emplear sistemas rotatorios de NiTi es la separación de los instrumentos durante el tratamiento de endodoncia. (Shahabinejad, Ghassemi, Pishbin, & Shahravan, 2013). En donde, según se describe en varios estudios la principal razón para la fractura de los instrumentos es la fatiga cíclica. (Inan & Gonulol, 2009). Varios factores influyen en la fatiga cíclica de las limas de Endodoncia, como son las complejas anatomías radiculares o curvaturas del conducto, que presentan ángulos y radios de curvatura con valores que determinan la severidad de las mismas. (Willershausen, Kasaj, & Rohrig, 2008) (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) Otros factores influyentes en la fractura cíclica son los asociados a las características físicas y metalúrgicas de las limas endodónticas y a la técnica o cinemática empleada en la instrumentación.

En lo concerniente a las anatomías complejas son muchas investigaciones las que han analizado la relación del ángulo de curvatura sobre la resistencia a la fatiga cíclica de diferentes instrumentos tratados térmicamente. (Adiguzel & Capar, 2017) (De Deus, 2017) Sin embargo, existe escasa evidencia de la influencia de los radios de curvaturas con la fatiga cíclica de las limas con tratamientos termo-mecánicos más actuales y de amplio uso. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) Además hay una constante mejoría de los nuevos sistemas rotatorios con cambios variados en los diseños, su cinemática y en los tratamientos termo-mecánico de sus aleaciones; que obligan a los endodoncistas a estar analizándolos y poniéndolos a ensayos investigativos también frecuentemente. (Shen, Zhou, Zheng, Peng, & Haapasalo, 2013) (Mohammadi, Soltani, Shalavi, & Asgary, 2014) (Capar, Ertas, Ok, Arslan, & Ertas, 2014) (Ferreira, Adeodato, & Barbosa, 2016)

Existen varias técnicas para determinar qué tan abierta, suave, leve o cerrada, abrupta o severa es la curva de un conducto radicular, sin embargo el método de medición del ángulo de curvatura establecida por Schneider en 1971 es la más sencilla y práctica; y las otras técnicas alternas se sustentan en ella para dar diferentes clasificaciones de tipos de curvaturas por la cuantificación de los grados del mismo ángulo. De la siguiente manera: Schneider clasificó a la curvatura en Leve cuando medía menos de 5°, en Moderada cuando medía de 10-20° y en Severa cuando medía de 25-70°. Seidberg clasificó a la curva en Baja con menos de 5°, Moderada de 5-25° y Severa de 25-70°. Fuentes valoró las curvas como Leves de 0-15°, Moderadas de 15-30° y Severas de más de 30°. Weine usó otros planos de medición pero muy similares a los de Schneider y determinó que la curva es severa con más de 30°. (Schneider, 1971) (López, Elias, Estrela, & Siqueira, 1998) (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017) (Fuentes, Arias, Navarro, Ottone, & Bucchi, 2015) (Zhu, Gu, Du, & Li, 2003) (Günday, Sazak, & Garip, 2005) (García-Sanz, Llamosas-Hernández, Verdugo-Barraza, & Castro-Salazar, 2010) (Hartmann, y otros, 2019)

En un estudio documental descriptivo de casos clínicos endodónticos realizados en la Facultad de Estomatología de la Universidad de Ciencias Médicas “Dr. Serafín Ruiz de Zárate Ruiz” de la ciudad Santa Clara en Cuba, se analizaron los factores asociados al fracaso en la terapia endodóntica, corroborando que la anatomía compleja con ángulo de curvatura severa de más de 30° según los autores perjudica la instrumentación y la correcta desinfección bacteriana resultando en fracaso del tratamiento. Este análisis de tratamientos se hizo en base a historias clínicas, examen clínico y radiografías previas y posteriores a 6 meses de concluir las endodoncias, en 82 pacientes entre 35 y 59 años endodonciados en dicha Universidad entre febrero del 2013 a marzo del 2014. Los resultados revelaron que el 70% de los casos fueron exitosos pero el 30% fueron fracasos, y de estos fallidos tratamientos el 18% de los pacientes

presentaron fístula y el 100% estaban relacionados con ángulos de curvatura medidos en radiografías mayores a 30°. (Toledo Reyes, Carrazana, & Barreto Fiú, 2016)

En conclusión todos los autores mencionados coinciden en que una curva severa pasa de los 30°; y es la razón por la que en la presente investigación, se haya escogido realizar la instrumentación en conductos artificiales fabricados con 60° de ángulo de curvatura para poner a prueba a las limas del estudio en curvas severas.

Pero la severidad de la curvatura no solo se determina con el ángulo, es necesario medir el radio de la curvatura, porque varios conductos o raíces pueden presentar el mismo valor del ángulo de curvatura pero tener diferentes radios de curvatura.

El radio que es la medida en milímetros de la circunferencia tangente a la curvatura, se puede medir por algunos métodos propuestos por autores como Pruett en 1997, López en 1998 y Estrella en 2008. Los tipos de curvaturas por la medición del radio de la curva se puede clasificar de acuerdo a Estrella como: Severa con radio menor a 4mm, Curvatura moderada con radio mayor de 4mm y menor o igual a 8mm y Curvatura leve con radio mayor a 8mm. (Estrella, Bueno, Sousa, & Pécora, 2008) Y López, clasifica al tipo de curvatura como: Curvatura leve con un radio mayor a 20 mm, Curvatura moderada con radio mayor a 10 mm y menor a 20mm y Curvatura severa con radio menor a 10 mm. (López, Elias, Estrella, & Siqueira, 1998)

Gracias a estos valores se seleccionó para la presente investigación los radios de curvatura de 2mm y 5mm que corresponden a una curvatura de tipo severa para la prueba de fatiga cíclica, ya que los estudios han reportado que, con un menor valor del radio existe mayor índice de separación del instrumento. Por lo que una curva es más complicada cuando el radio es reducido y es el objetivo del estudio poner al límite a las limas actuales. (Pruett, Clement, & Carnes, 1997) (Burbano, Cortés, Carrillo, & Espinosa, 2017)

En el estudio de Kiefner en el 2013 se compara la resistencia a la fatiga cíclica de 2 sistemas de limas reciprocantes como son el Reciproc y el Mtwo utilizando como ***Materiales y Método canales artificiales*** hechos en bloques de acero inoxidable de 1.4mm de diámetro, 60° de ángulo de curvatura y 5mm de radio de curvatura, y para simular las condiciones clínicas de la instrumentación se posicionaron en una plataforma en donde se colocaba sobre estos canales las limas en vertical y con movimiento de intrusión y tracción los van instrumentado. (Kiefner, Ban, & DeDeus, 2013) Inspirados en esta investigación se confeccionó de similares características el soporte para la pieza de mano con un articulador modificado que estabiliza los bloque de acero inoxidable con los canales artificiales labrados en ellos y a las limas de prueba en un mismo punto estable e igualitario para todas las muestras que se someten a prueba de fatiga cíclica.

En el presente estudio los canales artificiales se tallaron un poco más anchos que en el estudio de Kiefner; con 17mm de longitud, conicidad variable de 0,0313 en cada mm, correspondiente a un diámetro cervical de 1,5mm y un diámetro apical de 1mm, con el fin de brindar una rotación libre de los instrumentos dentro del canal y permitir que la prueba de fractura sea por fatiga cíclica y no por fatiga torsional. Pero si se tomó en cuenta los mismos valores de ángulo y radio de curvatura de la investigación de Kiefner para curvaturas severas; usando en todos los canales un solo valor de ángulo de curvatura de 60° pero dos radios de curvatura de 2mm o de 5mm, que corresponden a curva severa, y es más compleja la preparación de éste tipo de canales debido al alto riesgo de fracturas de los instrumentos por fatiga cíclica al sobrepasar la curvatura. (Schneider, 1971) (Kiefner, Ban, & DeDeus, 2013)

El ***Movimiento Reciprocante*** es una cinemática actual implementada a las limas de Endodoncia con el objetivo que los instrumentos tengan un mínimo contacto o fricción con las paredes internas del canal radicular y así disminuir la tensión sobre ellos, por lo que la fractura

por fatiga cíclica en estos casos es menos frecuente en relación al movimiento tradicional rotatorio. Además al utilizar sistemas reciprocantes que intercalan la dirección horaria y anti horaria, la preparación de los canales radiculares es más rápida, lo que permite que el instrumento rote dentro del conducto menos tiempo y esto disminuye el riesgo de que se presenten las fracturas. (Da Frola, y otros, 2014) (Kiefner, Ban, & DeDeus, 2013)

Se considera por algunos autores que el Movimiento Reciprocante es más seguro frente a la prevención de la fatiga cíclica que el movimiento de rotación continua, como se expone por ejemplo, en la misma investigación de Kiefner, sobre si el movimiento reciprocante mejora la resistencia de la fatiga cíclica de los instrumentos, los resultados revelaron contundentemente que sí hay más resistencia de las limas reciprocantes “Reciproc” R25 y R40 comparando con limas de rotación continua “Mtwo” M25 y M40, que son instrumentos de iguales características en diseño, aleación y casa comercial VDW. Las limas Reciproc con cinemática reciprocante tuvieron tiempos límite de fractura TTF mayores con diferencia significativa que los tiempos de las limas Mtwo con cinemática de rotación continua. R25  $34.44 \pm 8.58$  minutos, R40  $35.77 \pm 4.82$  minutos, M25  $12.15 \pm 1.74$  minutos y M40  $13.27 \pm 2.02$  minutos. E incluso se usaron las Reciproc con movimiento continuo y las Mtwo con movimiento reciprocante que no es la indicación para su cinemática y los resultados también fueron valores superiores de tiempos máximos de fractura para uso reciprocante independiente del sistema rotatorio usado, R25  $28.52 \pm 3.27$  minutos, R40  $23.87 \pm 1.52$  minutos, M25  $31.07 \pm 1.79$  minutos y M40  $31.08 \pm 3.26$  minutos. (Kiefner, Ban, & DeDeus, 2013) Las conclusiones de este artículo llevaron a utilizar el movimiento reciprocante como metodología del presente estudio de nuestra autoría, pero comparando dos sistemas reciprocantes actuales de dos casas comerciales diferentes, Dentsply y VDW.

Sin embargo al analizar los grados de desplazamiento en los giros recíprocos de ambos tipos de limas, el sistema WaveOne Gold realiza un primer movimiento cortante a  $170^\circ$  en dirección antihoraria y un segundo movimiento de descarga a  $50^\circ$  en dirección horaria, con una velocidad de 350 rpm y un torque de 2 Newton/cm. Y en cambio el sistema Reciproc Blue tiene un primer desplazamiento cortante antihorario de  $150^\circ$  y el segundo movimiento horario de  $30^\circ$ , a una velocidad de 300 rpm y a un torque de 2 Newton/cm. (Steinfort, 2017) (Yared G. , 2016) (Yared G. , 2017). (Kim, y otros, 2012) Datos que nos hacen pensar que en nuestra investigación las limas Reciproc podrían haber obtenido mejores resultados en resistencia a la fractura cíclica por desplazarse con menos grados antihorario y horario en comparación con las limas WaveOne Gold de mayores grados de desplazamiento, aunque ambos sistemas tengan una cinemática recíproca.

Parte de cinemática de las limas recíprocas actuales es la indicación de sus fabricantes de su uso por una sola ocasión en los conductos dentales para después descartarlos o llamado también *uso único*, por lo que vienen esterilizadas previamente de fábrica. Esto sugiere que se reduce la posibilidad de fracturas porque no trabajan más de lo requerido, ya que reciben tensión de paredes dentinales de un solo diente para ser después desechadas. Pero a pesar de esto, una sola raíz puede ser tan complejamente curva que rompa una lima nueva. En la presente investigación se usaron las limas nuevas WaveOne Gold y Reciproc Blue que son de uso único, poniéndolas a prueba de fatiga cíclica pero con las indicaciones de sus casas fabricantes, con los programas recíprocos respectivos grabados en el software del motor de Endodoncia que hace desplazamientos de corte antihorario y horario, a una velocidad y un torque establecidos. Al comparar su cinemática ambas trabajan a 2 Newton/cm pero la WaveOne Gold con velocidad de 350 rpm en cambio la Reciproc Blue con una velocidad de 300 rpm, por lo que nos hace suponer que al trabajar con menor velocidad la lima Reciproc



Blue sufrió menos tensión resultando en mayor resistencia a la fatiga cíclica que coincide con los resultados del presente estudio, pero cabe recalcar que los valores de uso son las indicaciones de sus fabricantes y no del investigador. (Steinfort, 2017) (Yared G. , 2016)

También ha sido interés en la investigación del campo endodóntico comprobar si el movimiento Reciprocante al tener menos riesgo de fractura por contactar de modo alternado con las paredes dentinales presenta una reducción en la *eficacia y cantidad de corte dentario*. Sobre este tema en el estudio realizado por Gambarini en el 2014, se expone una comparación de la “Eficacia de corte de limas Twisted File usadas en movimiento de rotación continua y en movimiento reciprocante”. Las limas seleccionadas TF de aleación NiTi de tamaño en punta 35/0.06 se dividieron en 2 grupos de 10 instrumentos cada uno para usarlas con 2 diferentes cinemáticas, una de rotación continua horaria a 500 rpm y 2N de torque y otra reciprocante llamada “Adaptive Motion” que es un movimiento patentado por la casa comercial SybronEndo y que está grabado en la memoria de su motor “Elements” con giros horarios alternos entre 370-600° y giros antihorarios entre 0-60° que se acoplan de acuerdo a si se siente resistencia en la instrumentación que controla automáticamente el motor. Se pudo medir la eficacia de corte pues se instrumentaron 100 bloques plásticos de polímetro transparente que permitió una medición exacta en milímetros la profundidad del corte con un programa computarizado en magnificación de los especímenes. Los resultados indicaron que no hubo diferencia significativa en la cantidad y calidad de corte de las limas usadas en rotación continua o reciprocante. Razón por la cual en la investigación de nuestra autoría se ratificó que la selección de la cinemática Reciprocante era adecuada, por presentar buena eficacia de corte ya que se usaron bloques de acero inoxidable que requerían fuerza en el corte de las limas. (Gambarini, y otros, 2014) El acero inoxidable usado en este estudio fue el #304 que es un acero austenítico de mayor industrialización metalúrgica debido a sus propiedades de formabilidad y resistencia

a la corrosión; posee una dureza que según la escala de Brinell y la de Vickers es de 183 Vickers Hardness Units (VHU). (Ibarra Echeverría, Núñez Solís, & Huerta Ibáñez, 2010)

Por otro lado la dentina es un tejido dental, el cual posee 70% de matriz inorgánica, 12% de agua y 18% de matriz orgánica y su dureza está establecida por la mineralización de la estructura inorgánica. (Saleh & Ettman, 1999) Pero según la investigación de Slutzky-Goldberg, Liberman, & Heling la dureza de la dentina disminuye al ser sometida a tratamientos de Endodoncia o frente a agentes irrigantes como el hipoclorito de sodio, este autor encontró que luego de la instrumentación e irrigación, la dentina tiene una microdureza de 49 VHU en zonas próximas a la pulpa y de 55 VHU en zonas más alejadas a la pulpa. (Slutzky-Goldberg, Liberman, & Heling, 2002) Así mismo según Cruz-Filho, D. Sousa-Neto, Saquy, & Pecora, en su estudio encontraron resultados similares ya que la dentina disminuyó su capacidad de dureza al ser sometida a agentes quelantes de Endodoncia, éste autor observó que luego de la prueba clínica de tres quelantes distintos la dentina tuvo valores entre 33,54 a 41,72 VHU los cuales eran menores al grupo control (Cruz-Filho, D. Sousa-Neto, Saquy, & Pecora, 2001)

Al examinar estas investigaciones de la disminución de la dureza de la dentina debido a la Endodoncia; es justo creer que la preparación químico mecánica (limas manuales y rotatorias junto a irrigantes y agentes quelantes) puede cambiar su microdureza. Por lo tanto, con el fin de poner al límite de tensión o fatiga a los instrumentos recíprocos del estudio in vitro, se eligió el acero inoxidable #304 por ser un material de mayor dureza que la dentina; para que ejerza mayor presión o fatiga tensional sobre los instrumentos a ser analizados. Y es más objetivo utilizar la misma clase de aleación metálica in vitro para todas las muestras en lugar de dientes extraídos los cuales tienen alteraciones en deshidratación, microdureza de la dentina y no se puede estandarizar con exactitud los valores del ángulo y radio de curvatura.

Ozjürek indicó también que es preferible usar canales artificiales en pruebas de instrumentación en lugar de canales radiculares de dientes humanos extraídos, debido a que no es posible estandarizar las curvas anatómicas de los dientes y no resulta objetiva la comparación de los grupos de estudio. En su investigación sobre la “Habilidad de instrumentación de canales con forma de “S” de limas Reciproc, WaveOneGold y Hyflex EDM ” realizada en el 2017, se instrumentaron 60 bloques de resina con canales artificiales de doble curvatura para dar la forma de “s” confeccionados por la casa comercial Denstply y distribuidos comercialmente para prácticas endodónticas, con una curva apical de 30° de ángulo de curvatura y 5mm de radio, una curva coronal de 20° ángulo de curvatura y 4,5 mm de radio, un ápice de 0,15mm, una longitud de trabajo de 16mm y una conicidad de 0,02mm; conformando una anatomía muy difícil para instrumentar. El objetivo fue encontrar cuál de los 3 tipos de limas reciprocantes lograba mantener la anatomía original sin errores como la transportación del conducto o la fractura, usando limas de tamaño similar pero con aleaciones y diseños diferentes. Pues la lima Reciproc R25 tiene sección transversal en forma de “S”, la WOG Primary tiene forma transversal de paralelogramo y la HEDM N° 20 formas variables por tercios cuadrangular, trapezoidal y triangular. Y para medir si mantenían la anatomía original del conducto se tomaron fotografías de los bloques de resina inyectados con tinta color negro intracanal antes de la instrumentación y después de la instrumentación fotografías de los conductos inyectados con tinta roja para llevar las imágenes a digitalización con software computarizado que midió milimétricamente los cambios. Los resultados revelaron que las limas WaveOne Gold Primary (25) y HyFlex EDM (N20) mantenían la anatomía original del conducto y con menor remoción de resina en comparación con la lima Reciproc R25 que presentó transportación y mayor remoción de resina; pero no hubo ninguna separación de limas. Lo que nos hace analizar que el tipo de aleación es muy importante para evitar la fractura y para mantener la correcta dirección en la conformación de los conductos, pues la lima WOG es de aleación termotratada Gold y la

HyFlex de NiTi CM Wire con electropulido que son aleaciones más actuales mejoradas tecnológicamente en comparación con la aleación M-Wire de la lima Reciproc. (Ozyurek, Yilmaz, & Uslu, 2017 )

La *aleación* Níquel Titanio es la indicada para confeccionar limas de rotación mecánica debido a que disminuyen la transportación de los canales radiculares al no atascarse ni alterar la anatomía interna del conducto. (McSpadden, 2006) Actualmente los procedimientos termomecánicos en la aleación NiTi permiten fabricar limas que incrementan su resistencia a la fractura por fatiga y brindan una superior confianza al usarlas. (Pedulla, y otros, 2016) (Plotino, Ahmed, & Grande, 2015) (De Deus, 2017)

Para la presente investigación se seleccionaron dos marcas comerciales de limas de aleación NiTi sometida a tratamientos térmicos que le dan un cambio en su disposición molecular con el fin de mejorar su flexibilidad y reducir el riesgo de fractura, y son: la lima WaveOne Gold Primary y la lima Reciproc Blue R25. Además son limas muy populares en la práctica clínica de la Endodoncia actual y sus casas fabricantes garantizan tener superioridad en cuanto a la resistencia a la fatiga por tener mayor flexibilidad y memoria de forma. Razones para probarlas en este estudio comparativo de su resistencia a la fatiga cíclica. (Pedulla, y otros, 2016) (Plotino, Ahmed, & Grande, 2015) (De Deus, 2017) (Yáñez, 2017) (Adiguzel & Capar, 2017)

La aleación “Gold” del sistema WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Suiza) se elabora a través de un procedimiento térmico de la aleación NiTi, sometiéndola a diversas etapas de enfriamiento y calentamiento en diferentes grados de temperatura, pero los grados específicos han sido registrados en una patente secreta de la casa comercial que la elabora. Lo que si se ha publicado por la empresa fabricante es que el color dorado de la aleación se debe a la formación de una capa o cobertura exterior de Óxido de Titanio producto del proceso térmico y es la razón

para atribuirle el nombre de “oro-gold”. (Steinfort, 2017) (Topcuoglu, Duzgun, Akti, & Topcuoglu, 2017) (Adiguzel & Capar, 2017) Y que además el proceso térmico es posterior al tallado de la lima; a diferencia de la aleación M-Wire (Protaper Next –Reciproc) o de R-Phase (Twisted Files) que son hechas las aleaciones antes del tallado de las limas. (Steinfort, 2017) (Yáñez, 2017) (Berutti, y otros, 2017)

La aleación “blue” del sistema Reciproc Blue es de color azul y más flexible, es hecha con un proceso metalúrgico complejo, al someter el NiTi a extremos cambios térmicos de altas y bajas temperaturas por diferentes ciclos, el cual ha sido patentado por la casa fabricante alemana VDW y aún sigue siendo un secreto, pero se conoce que se elabora la lima a partir de esta aleación revestida por una capa de óxido debido al tratamiento termo-mecánico. (Leonardo & Leonardo, 2017 ) (De Deus, 2017)

Si comparamos los resultados de nuestra investigación, la lima Reciproc Blue R25 obtuvo mejor tiempo de fatiga hasta la fractura y podría deberse a que su aleación “Blue” se comporta mejor a la prueba de fatiga cíclica que la aleación “Gold” de la lima WaveOne Gold Primary. Pero se deberían hacer más ensayos de este tipo para corroborarlo.

En lo referente al *diseño de las limas* el sistema WaveOne Gold tiene 4 limas con distintos tamaños, de las cuales se utilizó la lima Primary que posee un diámetro en la punta de 25 y conicidad de 7% en los 3mm apicales. (Adiguzel & Capar, 2017) En cambio el sistema Reciproc Blue posee 3 limas, con distintas conicidades, de la cual se empleó la R25 que tiene similitud a la anterior lima, con un diámetro a nivel apical de 25 y una conicidad del 8% en los 3mm apicales. (Yared G. , 2017) Para poder comparar objetivamente dos sistemas de instrumentación mecanizada, se toma en cuenta similitudes de las muestras de estudio, por lo cual se escogieron estas dos limas que tienen movimiento recíprocante y son de tamaños muy similares a lo largo de toda su parte activa; además cada una de estas limas, es decir la Primary

y la R25 dentro de sus respectivos sistemas WaveOne Gold y Reciproc Blue, son los instrumentos más empleados.

Otra parte del diseño de las limas es la sección transversal, la lima WaveOne Gold tiene una nueva en forma de paralelogramo, mientras que la Reciproc Blue tiene una sección transversal en forma de S. (Aranguren & Kuttler, 2015) (Yared G. , 2017) Y aunque hay una falta de acuerdo de los investigadores si la forma transversal del instrumento influye en la resistencia a la fractura, en lo que sí coinciden todos es que el tamaño del área de la sección transversal es causa fundamental de la resistencia a la fatiga cíclica independientemente del tipo de aleación que esté fabricado el instrumento. (Pirani, y otros, 2016) (Mehmet Emin, Capar, & Ertas, 2016)

Por lo que en el estudio actual elaborado por nosotros, se podría atribuir que la lima WaveOne Gold Primary al presentar una forma de paralelogramo tiene mayor dimensión en su sección transversal en comparación con la lima Reciproc Blue con forma de “s” con menos masa transversal, y que esta característica pudo influir en el resultado de mayor resistencia a la fractura de Reciproc Blue por ser de menor masa transversal.

Sin embargo el autor Cangül Keskin en su estudio del 2017 sobre “Resistencia de fatiga cíclica de instrumentos recíprocos”, es muy determinante al concluir que la aleación de la lima influye más que la sección transversal en la resistencia a la fractura. Debido a que en sus resultados, la lima Reciproc Blue R25 tuvo significativamente mayor resistencia a fatiga cíclica que la lima WaveOneGold Primary seguido de la lima Reciproc R25; y analizándolo las limas R25 Blue y R25 tienen igual cinemática, diseño, sección transversal en forma de “s” y tamaño pero difieren solo en sus aleaciones “Blue Wire y M-Wire” respectivamente, lo que repercute notablemente en los resultados. Y la lima WOG Primary de similar cinemática y tamaño pero, con diferente sección transversal de paralelogramo y aleación obtuvo mejores valores de

resistencia de fatiga que la Reciproc. En este estudio 15 limas de cada grupo Reciproc Blue, WaveOne Gold y Reciproc se sometieron a prueba de fatiga cíclica al cuantificar el tiempo de fractura “TF” instrumentando canales artificiales de acero inoxidable de 60° de ángulo de curvatura, 1,5 mm de diámetro y 5mm de radio, ayudado de un aceite lubricante, y para simular la instrumentación clínica en paciente el soporte de la pieza de mano permitía intrusión poco a poco cada 3mm en el conducto. (Keskin C. , Inan, Demiral, & Keles, 2017)

Metodología que se tomó como base para la presente investigación que tratando de reproducir lo mejor posible la instrumentación endodóntica in vivo se usó el soporte articulado de pieza de mano con movimientos intrusivos estables y paulatinos y además hubo irrigación lubricante constante con hipoclorito de sodio al 5,25%.

Tomando en cuenta que una fractura de lima puede ocurrir por 2 razones o tipos de tensiones, una fatiga cíclica y un estrés torsional.

La *fractura torsional* ocurre cuando la punta del instrumento se atora en el conducto y el resto de la lima continúa rotando hasta que el torque excede el límite elástico del metal. La fatiga torsional se relaciona con factores como: cinemática, ajustes operativos como el Torque y las revoluciones por minuto (rpm), el diseño de las limas y la técnica operacional del profesional. Este tipo de separación es un poco más controlable o predecible ya que los motores endodónticos modernos incluyen límites de torque y de rpm y cuando se atasca la punta el movimiento se detiene de inmediato, y si está programada la función de autorreversa se desentorcha el instrumento. (Keskin C. , Inan, Demiral, & Keles, 2017)

La *fractura cíclica* se da cuando hay una tensión o compresión de manera continua en un área o zona de la lima que coincide o corresponde al nivel de mayor estrés que es donde contacta con la curvatura máxima del conducto radicular. Hay algunos factores que influyen en

la resistencia a la fatiga cíclica que son: la cinemática, la aleación, la anatomía compleja radicular, el diseño y tamaño del instrumento. Y este tipo de fractura es más inesperada. (Keskin C. , Inan, Demiral, & Keles, 2017)

La *prueba de fatiga cíclica* en el presente estudio se realizó cuantificando con un cronómetro los segundos que tardaba cada una de las limas del presente estudio en fracturarse. Estos valores se multiplicaron por las revoluciones por minutos para obtener el número de ciclos hasta la fractura (NCF), gracias a la fórmula propuesta por Mohammad:  $NCF = rpm \times TF$  (revoluciones por minuto indicado por el fabricante para cada tipo de lima) x TF (tiempo de fractura en segundos). Recordando que la lima Reciproc Blue R25 trabaja a 300rpm y la WOG Primary a 350 rpm. (Mohammad I, y otros, 2019)

Al analizar los resultados del actual estudio el número de ciclos hasta la fractura (NCF) de los dos sistemas rotatorios Reciproc Blue R25 fue significativamente mayor en relación a la lima WaveOne Gold Primary. Y en la resistencia a la fatiga cíclica establecida por el número de ciclos hasta el fallo, la lima Reciproc Blue R25 instrumentada en un canal con un radio de 5mm fue significativamente superior que la lima del mismo sistema instrumentada en un canal con radio de 2mm; y además fue significativamente mayor a la lima WaveOne Gold Primary instrumentada en canales tanto de 2mm como de 5mm de radio. Coincidiendo con el estudio de Cangül Keskin del 2017. (Keskin C. , Inan, Demiral, & Keles, 2017)

También hay coincidencia, con el estudio de Gündoğar y Özyürek del 2018, en donde las limas Reciproc Blue R25 mostraron mayor resistencia a fatiga cíclica que las limas WaveOne Gold Primary. La metodología usada por estos autores fue una guía para nuestra investigación. Ellos compararon la resistencia a la fractura cíclica de algunas limas reciprocantes como Reciproc Blue R25, HyFlex EDM, WaveOne Gold Primary y OneShape, al cuantificar el tiempo en segundos hasta la fractura para calcular el número de ciclos hasta la



fractura (NCF). Usaron 30 limas de cada sistema para ser instrumentadas en conductos artificiales de acero inoxidable con 60° de ángulo de curva y 5mm radio. Sus resultados fueron que la lima HyFlex EDM tuvo la mayor resistencia a la fatiga cíclica seguida de la lima Reciproc Blue R25 y significativamente mayor que la lima WaveOne Gold Primary y la lima OneShape que tuvo la menor resistencia a la fractura que el resto de grupos. (Gündoğar & Özyürek, 2018)

En otra investigación de metodología similar los mismos autores del 2017, no encontraron diferencias significativas al comparar la resistencia a fatiga cíclica de 3 limas Reciproc Blue R25, WaveOne Gold Primary y Genius File en canales de doble curvatura. Instrumentando conductos artificiales fabricados en acero inoxidable en forma de “S” y medir el número de ciclos hasta la fractura (NCF) para obtener los resultados. Se encontró que la lima Genius File tuvo significativamente mayor resistencia a la fractura que de los otros grupos, pero no existió diferencias significativas entre las limas WaveOne Gold Primary y Reciproc Blue R25. (Özyürek, Gündoğar, Yılmaz, & Uslu, 2017)

En un estudio realizado en el 2017, por Nogueira Leal Silva y colaboradores como De Deus; se comparó la “Resistencia a fatiga cíclica y torsional de instrumentos XP Endo Shaper y TrueShape”, que son 2 tipos de limas con diseños y aleaciones muy innovadores. Los resultados revelaron que los ajustes operadores como el Torque y las revoluciones por minutos no influyen tanto como la aleación y el diseño de la lima en la fatiga cíclica, pero sí influyen en la fractura torsional. Debido a que la lima XP Endo Shaper 30/0.01 de la casa FKG hecha con aleación Max-Wire y presentación a temperatura ambiente serpenteante por su aleación, trabaja a 800 rpm con 1N/cm de torque y obtuvo mejor resistencia a la fatiga cíclica; en comparación con la lima TrueShape 30/0,06 de la casa Denstply que trabaja a 300 rpm y 3N/cm de torque. Lo que nos hace pensar en nuestra investigación, que posiblemente la aleación “Blue” de la RB25 influye más que las revoluciones (300rpm) con las que trabaja para lograr mejores

resultados en su resistencia a la fractura cíclica frente a la WOG Primary de aleación “Gold” usada con 350 rpm. (Nogueira Leal Silva, y otros, 2017)

Según los estudios de Özyürek, y otros; Gündoğar & Özyürek; Keskin, Inan, Demiral, & Keles; Murilo Priori, y otros; Soram, y otros; en relación al sitio de fractura de los instrumentos de Endodoncia dentro de los conductos artificiales, todos los autores encontraron que las limas se rompen a nivel de su tercio apical, lo que indica que el instrumento logra sobrepasar la curva pero luego por fatiga cíclica en el sector de la curvatura se produce la fractura. (Özyürek, y otros, 2018) (Gündoğar & Özyürek, 2018) (Keskin C. , Inan, Demiral, & Keles, 2017) (Murilo Priori, y otros, 2018) (Soram, y otros, 2019).

En la investigación actual se encontraron los mismos resultados, es decir todas las limas tanto Reciproc Blue R25 como WaveOne Gold Primary, se fracturaron a nivel del tercio apical del instrumento, y el promedio de las longitudes de los fragmentos rotos fue 4,5mm y en el sector en donde los instrumentos contactan con la curvatura de los canales artificiales de acero inoxidable.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSIONES

- Las limas Reciproc Blue R25 demostraron un número de ciclos desde la fatiga cíclica hasta la falla significativamente mayor, es decir una mejor resistencia a la fractura, que las limas WaveOne Gold Primary.
  
- Los instrumentos Reciproc Blue R25 mostraron una resistencia a la fatiga cíclica estadísticamente superior a los instrumentos WaveOne Gold Primary en canales artificiales tanto con radios de curvatura de 2mm como de 5mm y con un ángulo de curvatura de 60°.
  
- Tomar en cuenta el número de ciclos desde la fatiga cíclica hasta la falla de los sistemas reciprocantes para disminuir el riesgo a la fractura.
  
- Los sistemas Reciproc Blue y WaveOne Gold nuevas son limas reciprocantes actuales con tratamientos térmicos usados para instrumentar canales con curvaturas severas de diferentes radios pero puestas al límite llegan a fracturarse a nivel del tercio apical.

## RECOMENDACIONES

- Se recomienda perfeccionar el diseño del soporte para la pieza de mano endodóntica elaborada sobre un articulador modificado para que la instrumentación rotatoria en vitro sean de iguales condiciones a las usadas en tratamientos in vivo.
- Incorporar a próximas investigaciones que tomen la presente como piloto, otros sistemas reciprocantes de última tecnología y de difusión comercial en la Endodoncia mundial, para así comparar la resistencia a la fatiga cíclica de más instrumentos.
- Actualmente no hay ningún instrumento manual o rotatorio que sea considerado infalible a la fractura en conductos radiculares con curvaturas severas, ni los de aleaciones termo-mecanizadas más actuales por lo que para usarlos siempre debe hacerse bajo las estrictas técnicas e indicaciones del fabricante y sobretodo conocimiento y pericia del profesional.

## REFERENCIAS

- Abesi, F., & Ehsani, M. (2011). Radiographic evaluation of maxillary anterior teeth canal curvatures in an Iranian population. *IEJ*, 1-3.
- Adiguzel, M., & Capar, I. (2017). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *J Endod.*, 623-7.
- Aguiar, C., De Andrade, D., Câmara, A., & De Figueiredo, J. (2009). Evaluation of the centreing ability of the ProTaper Universal rotary system in curved roots in comparison to Nitiflex files. *Australian Endodontic Journal.* , 174–179.
- Aranguren, J., & Kuttler, S. (2015). WaveOne Gold Surfea el conducto radicular con confianza. *Dentsply*, 30-35.
- Arens, F., Hoen, M., & Steiman, H. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 664-6.
- Berutti, E., Gagliani, M., Amato, M., Ambu, E., Badino, M., Barboni, M., & Beccio, R. (2017). *Manual de Endodoncia*. Milano: Amolca.
- Biggs, T., Cortie, M., Witcomb, M., & Cornish, L. (2003). Platinum Alloys for Shape Memory applications. *Platinum Metals Rev*, 142-156.
- Bonaccorso, A., & Tripi, T. (2006). *Il nichel titanio in Endodoncia*. Bologna: Edizioni Martina.
- Burbano, M., Cortés, D., Carrillo, K., & Espinosa, E. (2017). Radiographic evaluation of the curvature degree and radius in the mesiobuccal canals of maxillary first molars. *Odontología*, 22-32.
- Burgos, F. (2005). Aleación Níquel Titanio en Endodoncia. *Aleacion Níquel Titanio en Endodoncia*, 3-34.
- Bürklein. (2012). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *International Endodontic Journal.*, 449–461. .
- Bürklein, S., Hinschitz, K., Dammaschke, T., & Schäfer, E. (2011). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *International Endodontic Journal*, 449-61.
- Canalda, C. (2014). *Endodoncia Técnicas Clínicas y Bases Científicas*. España: Elsevier .
- Capar, I., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H., & Ertas, E. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod.* , 852-6. .
- Condoreli, G., Bonaccorso, A., & Smecca, E. (2010). Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modification. *Int Endod J*, 866-73.
- Council on Dental Materials, I. a. (1989). Revised ANSI/ADA specifications no. 28\* for root canal files and reamers, type K, and no. 58+ for root canal files, type H (Hedstrom). *The Journal of the American Dental Association*, 239.
- Cruz-Filho, A. M., D. Sousa-Neto, M., Saquy, P. C., & Pecora, J. D. (2001). Evaluation of the Effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on Radicular Dentin Microhardness. *Journal of Endodontics*, 183-184.
- Da Frota, M., Espir, C., Berbert, F., Marques, C., Sponchiado-Junior, E., & Tanomaru-Filho, M. (2014). Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *J Oral*, 269-75.
- De Deus. (2017). Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *Journal of Endodontics.*, 462-466.

- De la Flor, S. (2005). *Aleaciones con memoria de forma*. Bogotá: Panamericana.
- Di Fiore, P., Genov, K., Li, K., & Lin, L. (2006). Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, 700-8.
- Endodontists, A. A. (2003). Glossary of Endodontic Terms. *AAE*.
- Espinosa San Martín, M. (2013). *Aleaciones de Níquel Titanio en Endodoncia*. Valparaíso: Universidad de Valparaíso.
- Estrela, C., Bueno, M., Barletta, F., Guedes, O., Porto, O., Estrela, C., & Pécora, J. (2015). Identification of Apical and Cervical Curvature Radius of Human Molars. *Brazilian Dental Journal*, 351-356.
- Estrela, C., Bueno, M., Sousa, M., & Pécora, J. (2008). Method for Determination of Root Curvature Radius Using Cone-Beam Computed Tomography Images. *Braz Dent J*, 114-118.
- Eugenio, P. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new Nickel Titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *JOE*, 156-159.
- Ferreira, F., Adeodato, C., & Barbosa, I. (2016). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J*, 143-52.
- Fuentes, R., Arias, A., Navarro, P., Ottone, N., & Bucchi, C. (2015). Morfometría de Premolares Mandibulares en Radiografías Panorámicas Digitales; Análisis de Curvaturas Radiculares. *Int. J. Morphol.*, 476-482.
- Funakubo, H. (1987). *Shape memory alloys*. New York: Gordon and Breach Science Publishers.
- Gagliardi, J., Versiani, M., De Sousa-Neto, M., Plazas-Garzon, A., & Basrani, B. (2015). Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT and WaveOne Gold. *JOE*, 1-7.
- Gambarini, G., Giansiracusa Rubini, A., Sannino, G., Di Giorgio, F., Piasecki, L., Al-Sudani, . . . Testarelli, L. (2014). Cutting efficiency of nickel-titanium rotary and reciprocating instruments after prolonged. *The Society of The Nippon Dental University*, 1-5.
- Gambarini, G., Plotino, G., M., G. N., Al-Sudani, D., De Luca, M., & Testarelli, L. (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*, 337-41.
- García-Sanz, C., Llamosas-Hernández, E., Verdugo-Barraza, M., & Castro-Salazar, G. (2010). Desviación del conducto original por el uso de los sistemas rotatorios Mtwo y Protaper. *Revista Odontológica Latinoamericana*, 25-31.
- Günday, M., Sazak, H., & Garip, Y. (2005). A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access Angle in Curved Canals. *J Endod.*, 796-8.
- Gündoğar, M., & Özyürek, T. (2018). Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne gold, and Reciproc blue nickel-titanium instruments. *J Endod.*, 1192-6.
- Hankins, P., & ElDeeb, M. (1996). An evaluation of the canal master, balanced force, and step-back techniques. *Journal of Endodontics*, 123-130.
- Hartmann, R., Fensterseifer, M., Peters, O., De Figueiredo, J., Gomes, M., & RossiFedele, G. (2019). Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *Int Endod J.*, 169-80.
- Hulsmann, M. (2005). Mechanical Preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 30-76.
- Ibarra Echeverria, M., Núñez Solís, E., & Huerta Ibáñez, J. M. (2010). *Manual ACEROS INOXIDABLES*. Santiago de Chile: INDURA.
- Inan, U., & Gonulol, N. (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod*, 1396-9.

- Ingle, J. I. (1955). The need for endodontic instrument standardization. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1211–1213.
- Ingle, J. I. (2002). *ENDODONCIA*. México D.F. : Ed. McGraw Hill Interamericana.
- Jain, P. (2016). *Current Therapy in Endodontics*. EAU: Wiley Blackwell.
- Jitender Reddy, P., Santosh Kumar, V., Aravind, K., Kumar, H., Vishal M, B., Nelluri Vizaikumar, V., . . . Vamsilatha, K. (2014 ). Canal Shaping with One Shape File and Twisted Files: A Comparative Study. *J Clin Diagn Res.*, 01–03.
- Keles, A., Eymirli, A., Uyanik, O., & Nagas, E. (2019). Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J.*, 880–6.
- Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., & Keles, A. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *J Endod*, 1–4.
- Kiefner, P., Ban, M., & DeDeus, G. (2013). Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments. *International Endodontic Journal*, 430-436.
- Kim, H., Kwak, S., Cheung, G., Ko, D., Chung, S., & Lee, W. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*, 541-4.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel titanium endodontic instruments failure. *J Endod*, 516-20.
- Kuttler, S., Aranguren, J., Bonilla, C., Perez, R., & Bruder, G. (2016). La era dorada de la instrumentación endodóntica. *Soluciones Clínicas en Odontología*, 6-10.
- Leonardo, M. (2002). *Sistemas rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio*. Sao Paulo: Artes Médicas.
- Leonardo, M., & Leonardo, R. (2009). *Endodoncia: Conceptos biológicos y Recursos Tecnológicos*. Sao Paulo: Artes Médicas Ltda. .
- Leonardo, M., & Leonardo, R. (2017 ). Tratamento de canais radiculares: Avanços técnicos e biológicos de uma endodontia minimamente invasiva em nível apical e periapical. *Editorial Artes Médicas Ltda.*, 220-233.
- Lima, M. (2016). *Endodoncia - Ciência y Tecnología*. Sao Paulo: Amolca.
- Lopes, H. P., Gambarra-Soares, T., Elias, C. N., Siqueira, J. F., Inojosa, I. F., Lopes, W. S., & Vieira, V. T. (2013). Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase. *Journal of Endodontics*, 516–520.
- Lopes, H. P., Vieira, M., Elias, C. N., Gonçalves, L. S., Siqueira, J. F., Moreira, E. J., . . . Souza, L. C. (2013). Influence of the Geometry of Curved Artificial Canals on the Fracture of Rotary Nickel-Titanium Instruments Subjected to Cyclic Fatigue Tests. *JOE*, 704-707.
- Lopes, H., & Siqueira, J. (2015). *Endodontia - Biología e Técnica*. . Sao Paulo: Editorial Elsevier.
- Lópes, H., Elias, C., Estrela, C., & Siqueira, J. (1998). Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius. *Braz Dent J.*, 39-45.
- McSpadden, J. (2006). *Mastring endodontic instrumentation*. U.S.: Arbor Books.
- Mehmet Emin, K., Capar, I. D., & Ertas, H. (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics*, 1840-43.
- Mohammad I, A.-O., Khalid, M., Mohammed S, A., Hesham, A., Mohammad, A., Ali A, A., & Ebtissam M, A.-M. (2019). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures . *J Endod*, 1–5.

- Mohammadi, Z., Soltani, M., Shalavi, S., & Asgary, S. (2014). A Review of the Various Surface Treatments of NiTi Instruments. *Iran Endod J.*, 235-40. .
- Moradas Estrada, M. (2017). Instrumentación rotatoria en endodoncia. ¿Qué tipo de lima o procedimiento es el más indicado? *Avances en odontoestomatología*, 151-160.
- Murilo Priori, A., Hungaro Duarte, M. A., Monteiro Bramante, C., Carvalho de Vasconcelos, B., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., . . . Ricci Vivan, R. (2018). Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clin Oral Invest*, 1865–1871.
- Nieto, C., & Pazmiño, D. (2017). Estudio comparativo de los defectos superficiales de las limas Reciproc y WaveOne Gold después de la instrumentación de conductos radiculares en molares extraídos mediante el uso de Microscopía Electrónica de Barrido. *OdontoInvestigación*, 40-62.
- Nieto, E. P. (2017). Avances de diseño y metalurgica en la instrumentacion de conductos radiculares. *Unicah*, 148-54.
- Ninam, E. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic Nickel Titanium rotary instruments. *JOE*, 101-104.
- Nogueira Leal Silva, E. J., Leal Vieira, V. T., Goncalves Belladonna, F., De Siqueira Zuolo, A., Dos Santos Antunes, H., Moreira Cavalcante, D., . . . De-Deus, G. (2017). Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod*, 1–5.
- Otsuka, K., & Kakeshita, T. (2002). Science and technology of Shape Memory Alloys: new developments. *MRS Bulletin*, 91-100.
- Otsuka, k., & Ren, X. (1999). Recent developments in the research of shape memory alloys. *Intermetallics*, 511-528.
- Otsuka, K., & Wayman, C. (1999). Mechanism of shape memory effect and superelasticity. *Shape memory materials Ed*, 27-48.
- Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Stafoli, S., Grande, N., . . . Polimeni, A. (2018). Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in diferent artificial canals. *Odontology* , 1 - 6.
- Özyürek, T., Gündoğar, M., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017). Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* , 241-246.
- Ozyürek, T., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017 ). Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *JOE*, 805-809.
- Parashos, P., & Messer, H. (2004). Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J*, 249-59.
- Pedulla, E., Lo Savio, F., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *J Endod.*, 156-9.
- Pelton, A., DiCello, J., & Miyazaki, S. (2000). Optimisation of processing and properties of medical grade nitinol wire. *Minimally invasive therapy and allied technology*, 107-118.
- Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., . . . Prati, C. (2016). “HyFlex EDM: Superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 483-93.
- Plotino, G., Ahmed, H., & Grande, N. (2015). Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part II: properties and effectiveness. *J Endod*, 1939–50.

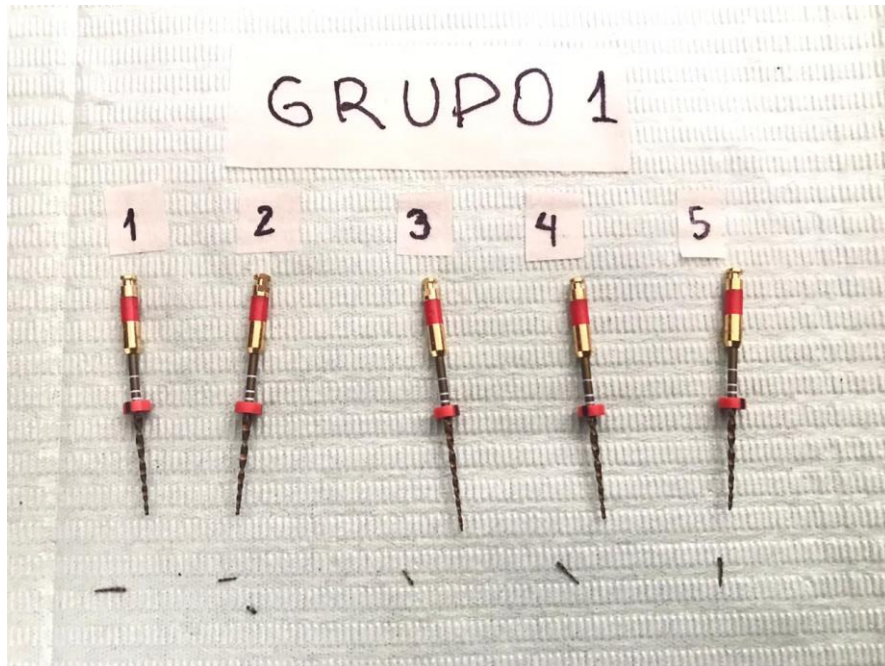


- Pruett, J., Clement, D., & Carnes, D. (1997). Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *JOURNAL OF ENDODONTICS*, 77-85.
- Roane, J., Sabala, C., & Duncanson, M. (1985). The "Balanced Force" Concept for Instrumentation of Curved Canals. *Journal of Endodontic*, 203-211.
- Ruddle, C. J. (2016). Single-file shaping technique: Achieving a gold medal result. . *Dent Today.*, 1-7. .
- Russell, S. (2000). Nitinol melting and fabrication. *CORDES*.
- Saleh, A., & Ettman, W. (1999). Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *Journal of Dentistry*, 43-46.
- Salvador Nieto, C., & Pazmiño, D. (2017). Estudio comparativo de los defectos superficiales de las limas Reciproc y WaveOne Gold después de la instrumentación de conductos radiculares en molares extraídos mediante el uso de Microscopía Electrónica de Barrido. *OdontoInvestigación*, 40-62.
- Satish, A. (2009). Metallurgical characterization of a new Nickel Titanium wire for rotary endodontic instruments. *JOE*, 1589-1593.
- Sattapan, B., Nervo, G., Palamara, J., & Messer, H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 161-5.
- Schneider, S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.*, 271-275.
- Shahabinejad, H., Ghassemi, A., Pishbin, L., & Shahravan, A. (2013). Success of ultrasonic technique in removing fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals and its effect on the required force for root fracture. . *J Endod* , 824-8.
- Shen, Y., Zhou, H., Zheng, Y., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* , 163-72. .
- Shiva, S. (2009). A novel approach in assessment of root canal curvature. *IEJ.*, 133.
- Slutzky-Goldberg, I., Liberman, R., & Heling, I. (2002). The Effect of Instrumentation with Two Different File Types, Each with 2.5% NaOCl Irrigation on the Microhardness of Root Dentin. *Journal of Endodontics*, 311-312.
- Soram, O., Kee-Yeon, K., Hyun-Jung, K., Su-Young, M., Hyeon-Cheol, K., Chaniotis, A., . . . Woo Chang, S. (2019). Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. *Journal of Dental Sciences*, 1-7.
- Steinfort. (Abril de 2017). WaveOne Gold: La nueva apuesta de Dentsply Sirona. *Canal Abiero*, 4-7.
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 297-310.
- Toledo Reyes, L., Carrazana, M. A., & Barreto Fiú, E. (2016). Evolución del tratamiento endodóntico y factores asociados al fracaso de la terapia Facultad de Estomatología. Universidad de Ciencias Médicas Dr. Serafín Ruiz de Zárata Ruiz. *Revista científica Villa Clara*, 202-208.
- Topcuoglu, H., Duzgun, S., Akti, A., & Topcuoglu, G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J.*, 713-7.
- Tripi, T., Bonaccorso, A., & Condorelli, G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, e106-e114.
- Tripi, T., Bonaccorso, A., & Tripi, V. (2001). Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J Endod*, 782-5.
- VDW, G. (2016). Reciproc® blue User Guide. *VDW*, 1-4.

- Ward, J., Parashos, P., & Messer, H. (2003). Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod*, 756-63.
- Wayman, C. (1992). Shape memory alloys and related phenomena. *Progress in Materials Science*, 203-224.
- Wayman, C., & Duering, T. (1990). An introduction to martensite and shape memory. *Engineering aspects of shape memory alloys Ed*, 3-20.
- Webber, J., Machtou, P., Pertot, W., Kuttler, S., & West, J. (2011). The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots*, 1-9.
- Willershausen, B., Kasaj, A., & Rohrig, B. (2008). Radiographic investigation of frequency and location of root canal curvatures in human mandibular anterior incisors in vitro. *J Endod*, 152-6.
- Wu. (1990). Cu based Shape Memory Alloys. *Engineering aspects of shape memory alloys Ed*, 69-89.
- Wu, J., Lei, G., & Yan, M. (2011). Instrument separation analysis of multi-used Protaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod*, 758-63.
- Yáñez, A. (2017). Nuevas aleaciones Reciproc® Blue: “Una nueva lima, aún mejor” canal abierto. *Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile*, 2-8.
- Ya-quin, Z., Ying-xin, G., Rong, D., & Chen, L. (2003). Reliability of two methods on measuring root canal curvature. *Int Chin J Dent.*, 118-20.
- Yared, G. (19 de Septiembre de 2016). *Vdw-dental.com*. Obtenido de <https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Reziproke-Aufbereitung/RECIPROC-blue/VDW-Dental-RECIPROCblue-User-Brochure-EN.pdf>
- Yared, G. (2017). Reciproc blue: the new generation of reciprocation. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 96-101.
- Yared, G., Bou Dagher, F. E., & Machtou, P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*, 115-9.
- Yared, G., Bou, D., & Machtou, P. (2001). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failure. *Int Endod J*, 47-53.
- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 105-107.
- You, S., Bae, K., & Back, S. (2010). Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod*, 1991-4.
- Zelada, G., Varela, P., & Martín, B. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 540-2.
- Zhu, Y.-q., Gu, Y.-x., Du, R., & Li, C. (2003). Reliability of two methods on measuring root canal curvature. *Int Chin J Dent*, 111-121.

## ANEXOS

- Anexo #1: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N°1: WaveOne Gold Primary y 2mm de radio de curvatura



- Anexo #2: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1



- Anexo #3: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1



- Anexo #4: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #1 del Grupo N°1



- Anexo #5: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1



- Anexo #6: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1



- Anexo #7: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1



- Anexo #8: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #2 del Grupo N°1



- Anexo #9: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1



- Anexo #10: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1



- Anexo #11: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #3 del Grupo N°1



- Anexo #12: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1





- Anexo #13: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1



- Anexo #14: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #4 del Grupo N°1



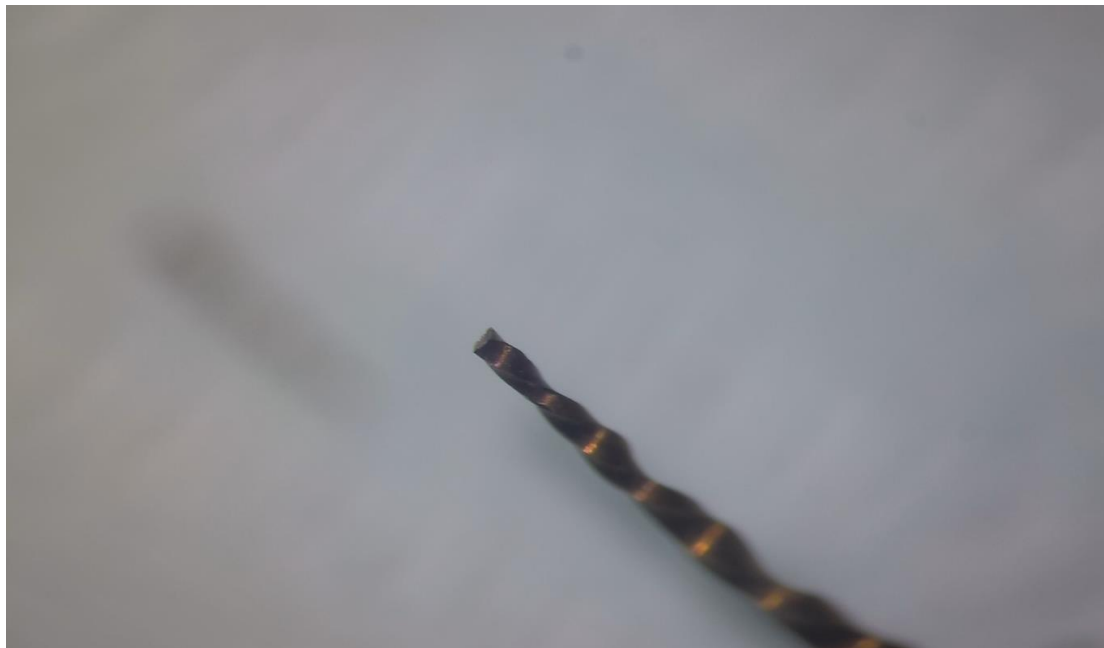
- Anexo #15: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1



- Anexo #16: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1



- Anexo #17: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #5 del Grupo N°1



- Anexo #18: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N° 2: WaveOne Gold Primary y 5mm de radio de curvatura



- Anexo #19: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2



- Anexo #20: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2



- Anexo #21: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #6 del Grupo N°2



- Anexo #22: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2



- Anexo #23: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2



- Anexo #24: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #7 del Grupo N°2



- Anexo #25: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2



- Anexo #26: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2



- Anexo #27: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #8 del Grupo N°2

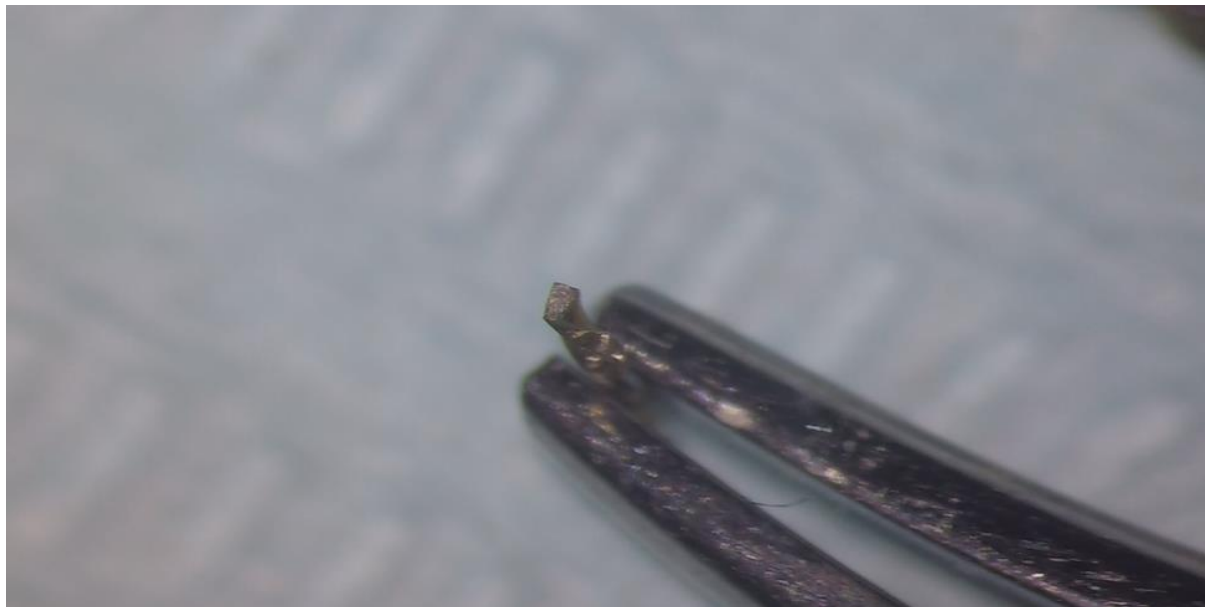


- Anexo #28: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2





- Anexo #29: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2



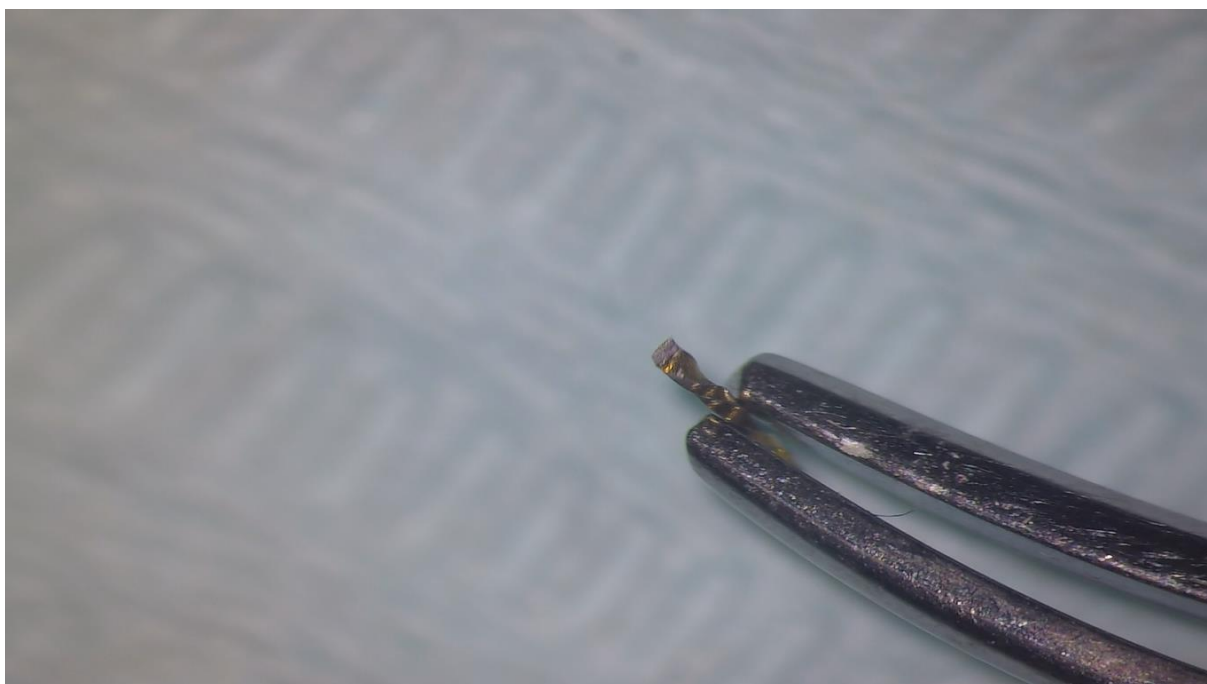
- Anexo #30: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #9 del Grupo N°2



- Anexo #31: Imagen a aumento 10x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2



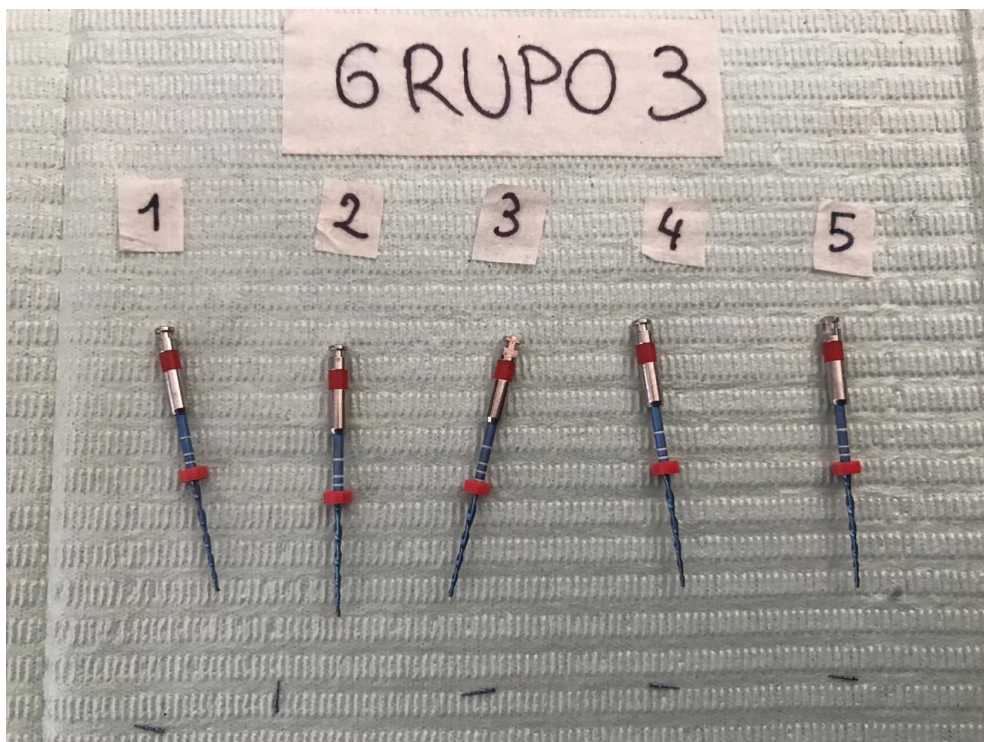
- Anexo #32: Imagen a aumento 15x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2



- Anexo #33: Imagen a aumento 20x de fractura de Lima WaveOne Gold Primary #10 del Grupo N°2



- Anexo #34: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N°3: Reciproc Blue R25W y 2mm de radio de curvatura



- Anexo #35: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Recipro Blue R25 #1 del Grupo N°3



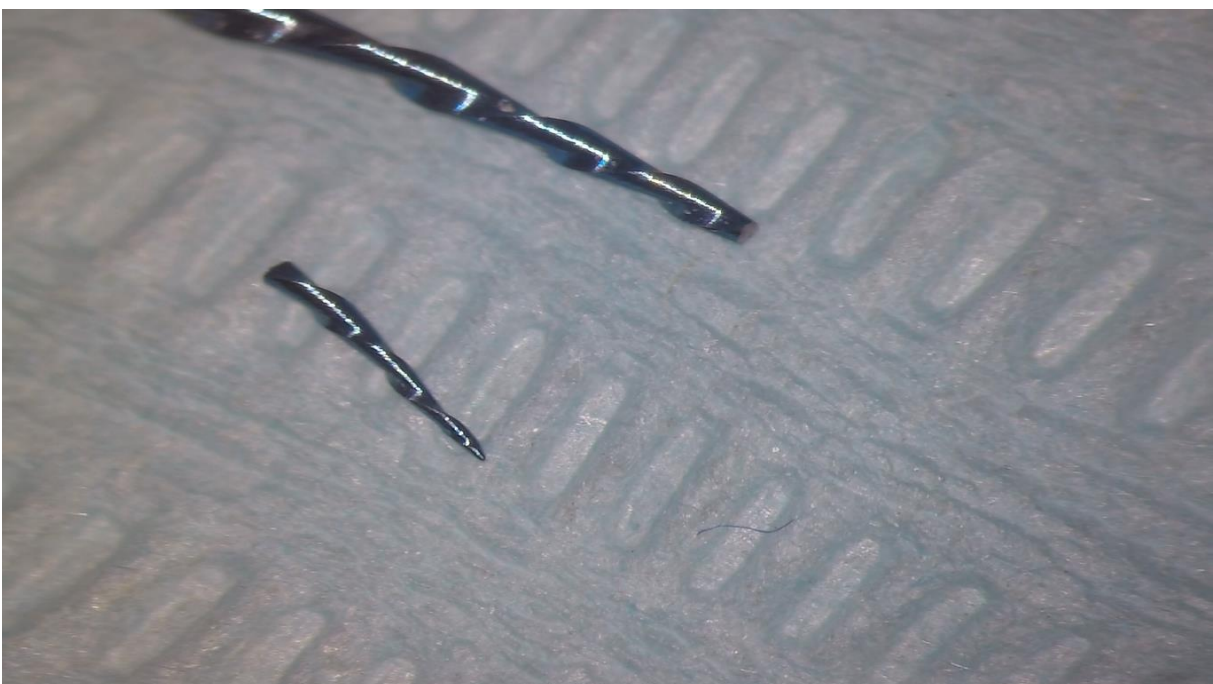
- Anexo #36: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Recipro Blue R25 #1 del Grupo N°3



- Anexo #37: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Recipro Blue R25 #1 del Grupo N°3



- Anexo #38: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Recipro Blue R25 #2 del Grupo N°3



- Anexo #39: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #2 del Grupo N°3



- Anexo #40: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #2 del Grupo N°3



- Anexo #41: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3



- Anexo #42: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3



- Anexo #43: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #3 del Grupo N°3

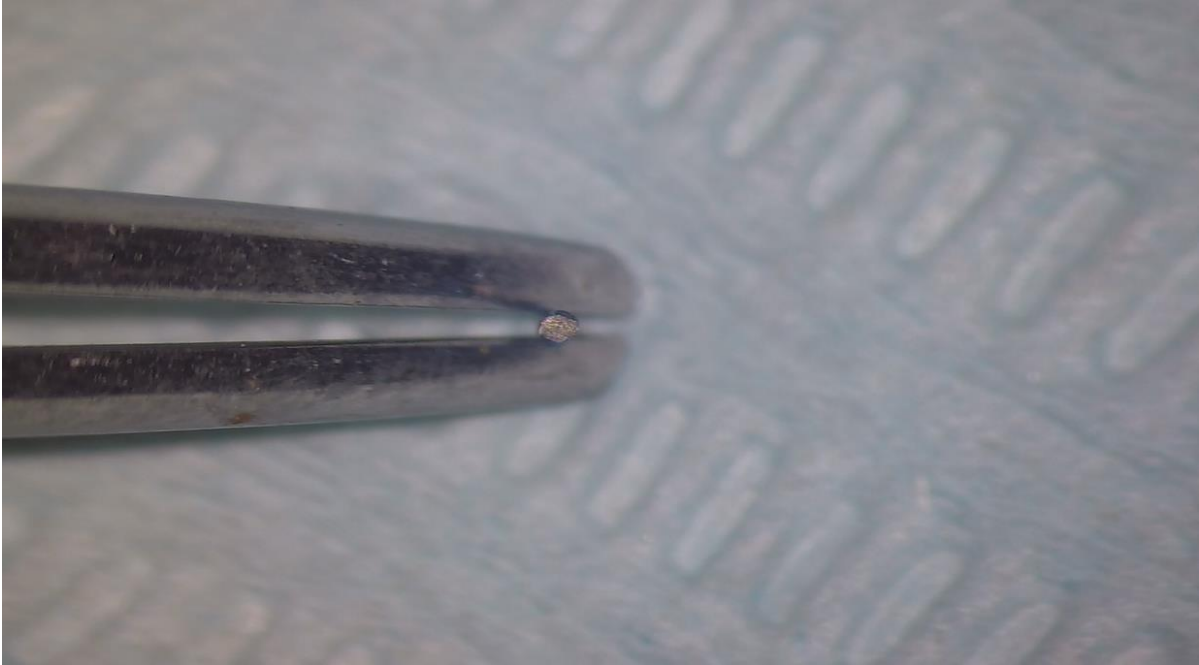


- Anexo #44: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3

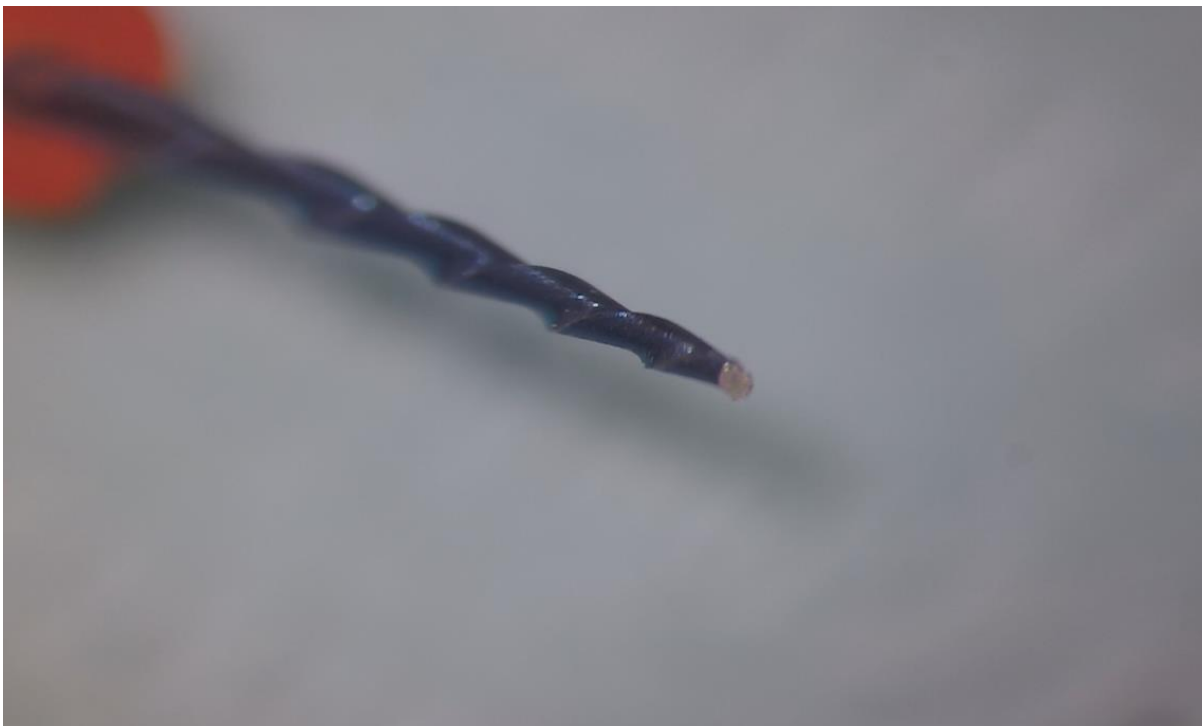




- Anexo #45: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3



- Anexo #46: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #4 del Grupo N°3



- Anexo #47: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3



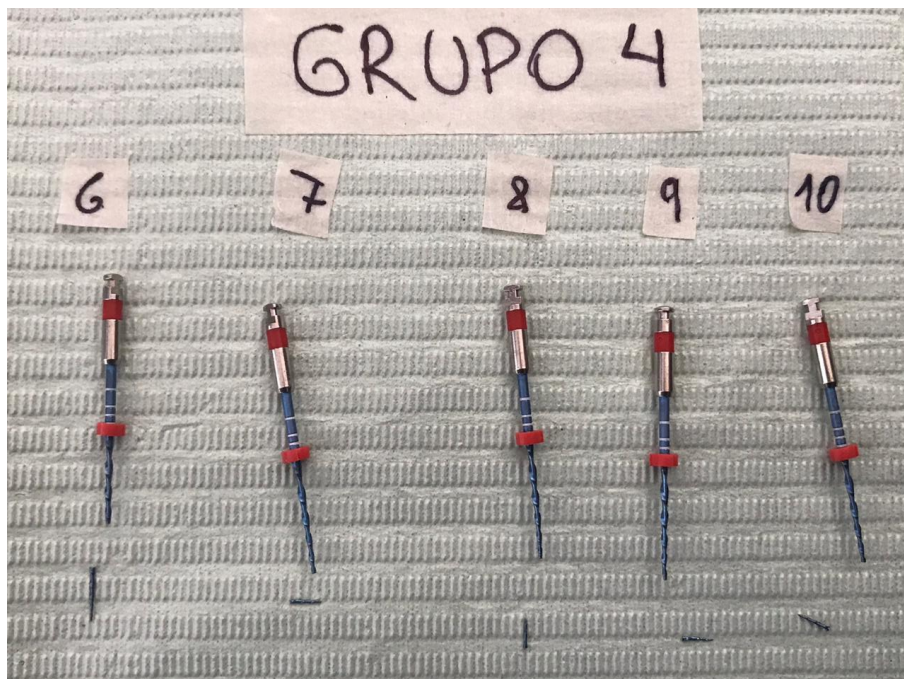
- Anexo #48: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3



- Anexo #49: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #5 del Grupo N°3



- Anexo #50: Foto original del autor de Limas fracturadas del Grupo N° 4: Reciproc Blue R25W y 5mm de radio de curvatura



- Anexo #51: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4



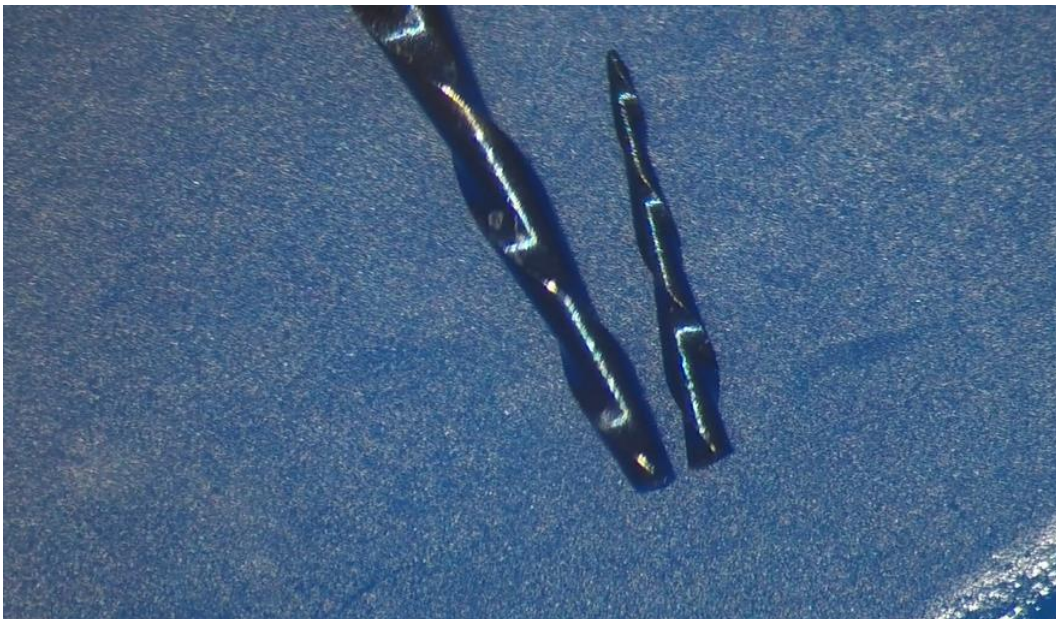
- Anexo #52: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4



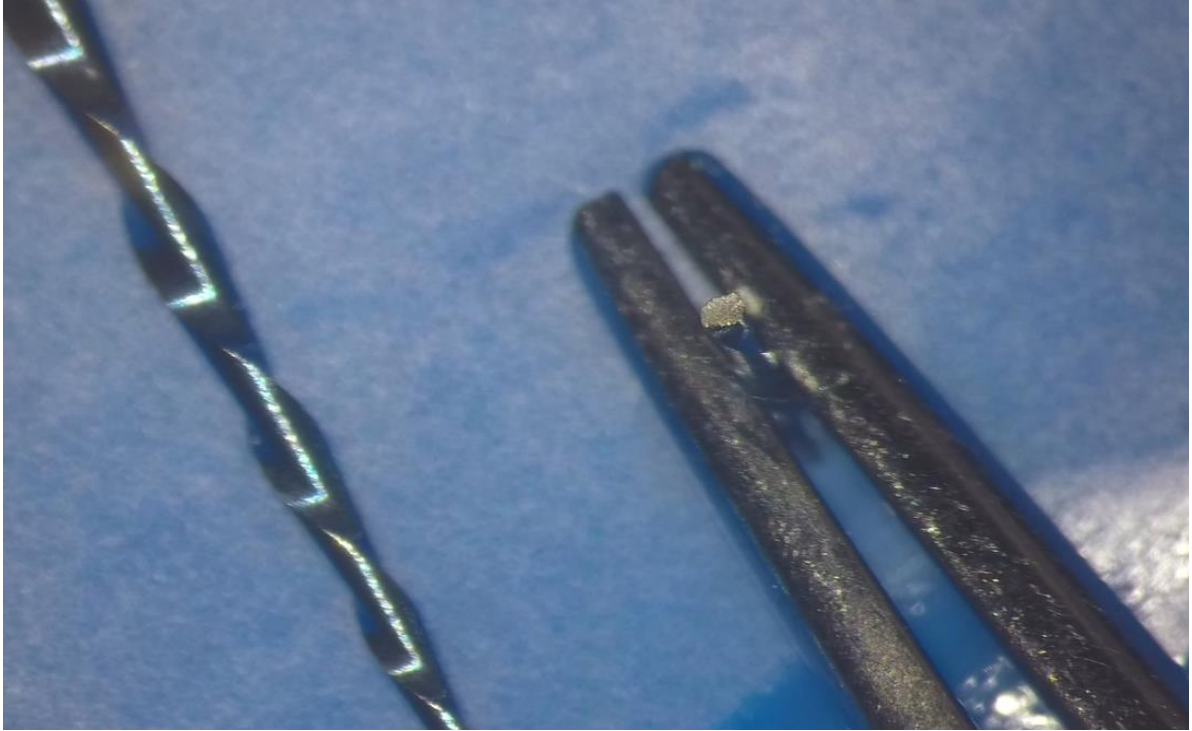
- Anexo #53: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 #6 del Grupo N°4



- Anexo #54: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4



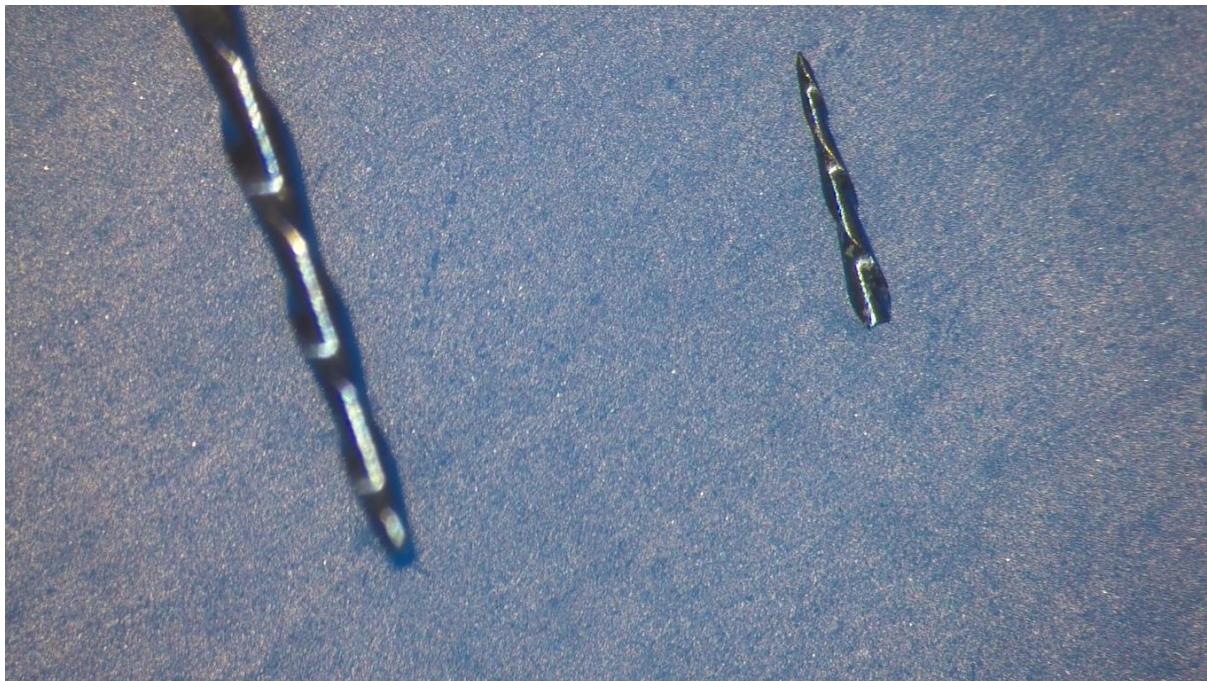
- Anexo #55: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4



- Anexo #56: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 7 del Grupo N°4



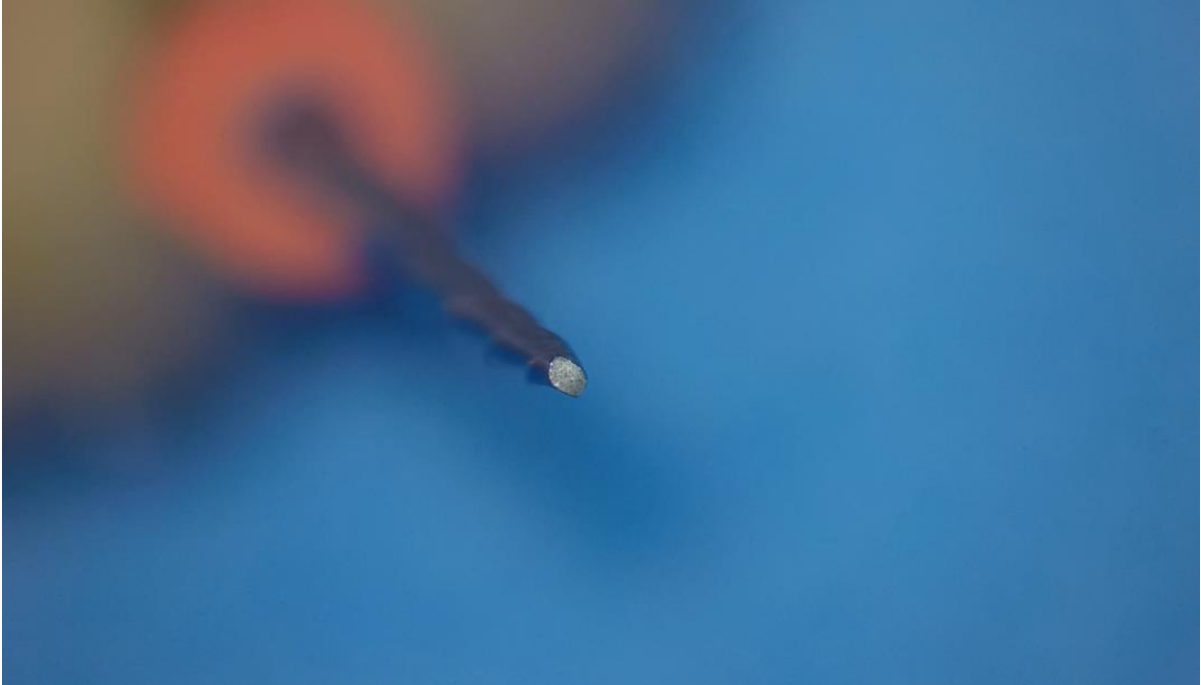
- Anexo #57: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4



- Anexo #58: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4



- Anexo #59: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 8 del Grupo N°4



- Anexo #60: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4





- Anexo #61: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4



- Anexo #62: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 9 del Grupo N°4



- Anexo #63: Imagen a aumento 10x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4



- Anexo #64: Imagen a aumento 15x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4



- Anexo #65: Imagen a aumento 20x de fractura de lima Reciproc Blue R25 # 10 del Grupo N°4

