



EVALUACIÓN DE LA EVOLUCIÓN GEOMÉTRICA DE LA FALLA SUPERFICIAL
DE LIMAS NiTi USADAS EN ENDODONCIA

PAOLA XIMENA JARAMILLO GIL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA
MANIZALES
2021

EVALUACIÓN DE LA EVOLUCIÓN GEOMÉTRICA DE LA FALLA SUPERFICIAL
DE LIMAS NiTi USADAS EN ENDODONCIA

Autora

PAOLA XIMENA JARAMILLO GIL

Proyecto de grado para optar al título de Especialista en Endodoncia

Directores

César Augusto Álvarez Vargas

Yolanda Grajales Garay

Asesora

Yenny Marcela Orozco Ocampo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

MANIZALES

2021

DEDICATORIA

A Dios por bendecirme y acompañarme en cada momento de mi vida, a mi esposo y a mis hijos por ser ese apoyo incondicional, por ser mi fortaleza y por entenderme en los momentos difíciles, a mi mamá por demostrarme en cada palabra y en cada acción su amor incondicional y acompañamiento, a mi papá por estar siempre dispuesto para mí. Los amo con todo mi corazón y sientan este logro como suyo, porque sin cada uno de ustedes no podría haberlo logrado.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mis agradecimientos a mis tutores y asesores, a los ingenieros César Augusto Álvarez Vargas, Yenny Marcela Orozco Ocampo, Daniel Escobar Rincón, Francy Nelly Jiménez García, y a la doctora Yolanda Grajales Garay por su acompañamiento constante, por compartir sus conocimientos, por su invaluable orientación y colaboración siempre.

A la doctora Yuli Ofelia López Padilla, coordinadora de la Especialización en Endodoncia.

A la doctora Alba Lucía Paz por su apoyo y preocupación en mi proceso de formación como especialista.

A todas las personas que estuvieron vinculadas de alguna manera en el desarrollo de este trabajo.

RESUMEN

Objetivo: estudiar la evolución geométrica de la falla superficial de limas NiTi empleadas en endodoncia, causada por los factores habituales de operación.

Metodología: se realizó un estudio descriptivo observacional cuantitativo, en el cual se evaluaron los cambios geométricos de las líneas originales de maquinado de las limas Primary del sistema Wave One Gold, después de su uso en canales simulados, a temperatura similar a la de la cavidad oral. Se realizó un seguimiento fotográfico a 0, 27, 54, 64, 74 picoteos y cada 3 ciclos hasta la fractura de la lima. Las observaciones se realizaron con un microscopio Bodeline ProScope HR a 100X y a 400X, encontrando una relación directa entre la operación endodóntica y la evolución de la falla superficial medida como una deformación normal unitaria.

Resultados: se realizó la medida de la deformación de las limas en función de los movimientos de picoteo; se realizó análisis estadístico de los datos y se llegó a la conclusión que las medias de la deformación si se encontraron diferencias en tres intervalos de movimientos de picoteos (40,62); (62, 76) y (76, 80). Se estableció un modelo polinómico de cuarto orden, para relacionar el número de movimientos de picoteo con la deformación con una correlación de 80,5% de ajuste y una confiabilidad de 95%. La comparación de medias se estableció usando el criterio de comparación de Bonferroni con 99% de confianza que asume intervalos no homogéneos para comparación. El ANOVA de los datos confirma la validez de diferencia de medias con valor-P < 0.001. El modelo se adecúa para limas Wave One Gold sobre cubos de acrílico únicamente y a las condiciones de operación dadas como una temperatura simulada de 36°C.

Conclusiones: se establecieron las características superficiales de la lima nueva, y a medida de su desgaste a diferentes ciclos, se observó y se midió la evolución de la falla superficial de la lima. Se logró establecer que, si existe una correlación entre la evolución geométrica de la falla superficial de la lima, con los factores habituales de su operación. Se verifica que la lima sufre deformaciones en rango plástico permanente hasta 12.5%, después de este valor la lima presenta una disminución localizada de espesor considerable en varios puntos que genera una fractura dúctil después de 62 picoteos equivalentes a unos 6 canales radiculares simulados. Se concluye de manera formal que existe un modelo

matemático que predice la deformación de la lima de acuerdo al número de picoteos y bajo el dominio experimental de este trabajo se recomienda no usar la lima en más de 6 canales radiculares.

Palabras claves: limas Wave One Gold Primary, fractura, deformación normal unitaria, falla superficial, movimiento de picoteo.

ABSTRACT

Objective: Study the geometric evolution of the superficial failure of NiTi files used in endodontics, caused by the usual operating factors.

Methodology: A descriptive, observational, quantitative study was carried out, where the Primary files of the Wave One Gold system were superficially evaluated, after their use in simulated canals, at a temperature similar to that of the oral cavity. Photographic monitoring was carried out at 0, 27, 54, 64, 74 pecks and every 3 cycles until fracture. Observations were done using a Bodeline ProScope HR microscope at 100X and 400X; finding a close relationship between the endodontic process and the evolution of the surface failure measured as a normal strain.

Results: The deformation of the files was measured as a function of pecking movements; Statistical analysis of the data was performed, and it was concluded that the deformation means if differences were found in three intervals of pecking movements (40, 62); (62, 76) and (76, 80). A fourth order polynomial model was established to relate the number of pecking movements with the deformation with a correlation of 80.5% and a confidence of 95%. The comparison of means was established using the Bonferroni criteria with 99% of confidence that allows comparisons between non-homogeneous intervals. ANOVA of data confirms the validity of the mean differences with P-value < 0,001. The model is suitable for Wave One Gold files on acrylic cubes only and the operating conditions given as a simulated temperature of 36 ° C.

Conclusion: The surface characteristics of the new file were established, and as its wear at different cycles, the evolution of the superficial failure of the file was observed and measured. It was possible to establish that, there is a correlation between the geometric evolution of the superficial failure of the file, with the usual factors of its operation. Also, we evidenced that the file is subjected to permanent plastic strains until 12.5%. After this value exists a located reduction of cross-section of the file in different points, that generates a ductile fracture after 62 pecks' equivalent to 6 radicular canals. We can conclude that there is a mathematical model that can predict the normal strain of machine lines of the files with respect to the number of cycles and under the experimental domain of this work. We recommend that operation of file would not exceed six radicular canals.

Keywords: files Wave One Gold Primary, fracture, normal strain, surface failure, pecking movement.

CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN	13
2	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	14
3	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	16
4	JUSTIFICACIÓN.....	17
5	REFERENTE TEÓRICO	20
5.1	ALEACIÓN NiTi	21
5.2	MICROSCOPIA ÓPTICA.....	25
5.3	MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO	25
5.4	DIFRACCIÓN DE RAYOS X	26
5.5	SISTEMA WAVE ONE GOLD	28
5.6	MOVIMIENTO RECIPROCANTE:.....	31
5.7	TIPOS DE FATIGA	33
5.7.1	Fractura Por Flexión.....	33
5.7.2	Fractura Por Torsión.....	35
5.8	IRRIGACIÓN Y CONFORMACIÓN DE CONDUCTOS:.....	37
5.9	COMPORTAMIENTO DE LA ALEACIÓN A TEMPERATURA AMBIENTE Y A TEMPERATURA CORPORAL:	38
5.10	ESTADO DEL ARTE:.....	39
6	OBJETIVOS.....	43
6.1	OBJETIVO GENERAL.....	43
6.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	43
7	MATERIALES Y MÉTODOS.....	44
7.1	TIPO DE ESTUDIO	44
7.2	LUGAR DE EXPERIMENTACIÓN	44
7.3	UNIDAD EXPERIMENTAL	44

7.4	METODOLOGÍA	44
7.4.1	Preparación Del Conducto.....	44
7.4.2	Montaje Experimental Para Simulación De Temperatura Bucal.....	48
7.4.3	Protocolo De Adquisición De Imágenes Con Microscopía Óptica	52
7.4.4	Protocolo De Calibración De Proscope	56
7.4.5	Protocolo Para La Consolidación De La Imagen De La Lima A Partir De Las Imágenes Seccionadas Obtenidas Con El Proscope	58
8	RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	60
8.1	ERROR ASOCIADO A LA TÉCNICA DE MEDICIÓN ÓPTICA:	60
8.2	INFERENCIA DE LA INFORMACIÓN ESTABLECIDA A PARTIR DE LA MEDICIÓN DE LA DEFORMACIÓN NORMAL UNITARIA LAGRANGIANA EN IMÁGENES A 400X:.....	62
9	DISCUSION CLÍNICA.....	70
10	CONCLUSIONES.....	74
11	REFERENCIAS	76

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Estado del arte en estudios de fatiga, torsión y flexión en limas endodónticas fabricadas con aleación de NiTi.	40
Tabla 2. Parámetros de ajuste óptico del microscopio.	55
Tabla 3. Toma de datos para estimar el error de la medida.	60
Tabla 4. Observaciones de la deformación en limas falladas.	63
Tabla 5. ANOVA para la deformación lagrangiana vs. número de picoteos hasta la falla.	64
Tabla 6. Coeficientes de regresión del modelo.	68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Árbol de problemas.....	19
Figura 2. Diagrama de transformación de fase de aleación de NiTi asociado con variaciones de temperatura.	22
Figura 3. Mecanismos de falla de las limas endodónticas NiTi.	23
Figura 4. Sección cónica de la lima Wave One Gold (100X).	25
Figura 5. Fotos SEM de una herramienta de corte de fresa con un diámetro de 100 μm (600x).	26
Figura 6. Difracción de rayos X para un tipo de aleación de NiTi.....	27
Figura 7. Limas WaveOne Gold. Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial.	29
Figura 8. Ángulo helicoidal de la lima. Imagen tomada de la Web.	31
Figura 9. Limas Wave One Gold. Giro alterno, sección transversal. Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial General.	32
Figura 10. Lima Wave One Gold Primary, aparece ligeramente curvado cuando se saca de una curva conducto radicular Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial. .	33
Figura 11. Lima Wave One Gold Primary. Imagen con derechos por ser producto de Casa.	44
Figura 12. Motor para uso endodóntico, reference X-Smart Plus Dentsply Maillefer.....	45
Figura 13. Lima ProGlider. Vista lateral y sección transversal en la punta.	46
Figura 14. Preparación del conducto. (a) canales artificiales en cubos de resina. (b) Preparación con lima ProGlider.	47
Figura 15. Partes del sistema de simulación de temperatura corporal.	48
Figura 16. Montaje experimental para simulación de temperatura de cavidad bucal. (a) Vista lateral (b) Vista superior.	49
Figura 17. Depósito de agua y sistema de calentamiento.....	50
Figura 18. Sistema de control de temperatura y tiempo.....	51
Figura 19. Sistema de recirculación de agua.	51
Figura 20. Soporte para cubos.	52
Figura 21. Configuración para adquirir fotografías y medir mediante microscopía óptica.	55

Figura 22. Vista de la lima con el microscopio.....	56
Figura 23. 0.1 mm High Precision Ocular Micrometer+0.01mm Stage Micrometer Microscope Micrometer.	57
Figura 24. Proceso de medición de pixeles y establecimiento de valor promedio.....	57
Figura 25. Imágenes de la lima antes de la reconstrucción.	59
Figura 26. Imágenes de la lima después de la reconstrucción.....	59
Figura 27. Gráficas de probabilidad normal de los datos de medición aleatorios.....	62
Figura 28. A la izquierda se muestran las líneas originales de mecanizado en una lima nueva sin picoteos, a la derecha se muestran las líneas de mecanizado luego de varios.	62
Figura 29. Deformaciones medidas sobre las limas. a) falla a 40 picoteos, b) falla a 52 picoteos, c) falla a 62 picoteos, d) falla a 80 picoteos, e) falla a 76 picoteos.....	65
Figura 30. Gráfica de independencia de datos. No se observan patrones específicos en el comportamiento de los residuos.	66
Figura 31. Gráfica de residuos vs. el número de picoteos. No se evidencian inconformidades homocedásticas.	66
Figura 32. Gráfica de medias con confianza de 99%.	67
Figura 33. Modelo de regresión lineal para el ajuste entre la deformación cercana a la región de fractura y el número de picoteos.....	68

1 PRESENTACIÓN

A pesar de los esfuerzos en tecnología para mejorar la resistencia a la fractura de las limas NiTi, continúa ocurriendo el desprendimiento de parte de la lima dentro del conducto radicular durante el procedimiento de limpieza y preparación. Este inconveniente todavía es un evento adverso que se encuentra en consulta cuando se realiza un procedimiento endodóntico.

El objetivo del presente trabajo es estudiar la evolución geométrica de la falla superficial de limas NiTi empleadas en endodoncia la cual es causada por los factores habituales de operación, aspecto que la reviste de gran importancia, ya que existen muchos estudios comparativos entre marcas de limas, pero pocos que estén enfocados en determinar la causalidad de la fractura de estos instrumentos.

Dentro de las temáticas del referente teórico se encuentra una descripción de las limas del sistema Wave One Gold, la lima Primary, que es la unidad de análisis del presente escrito; información acerca de la aleación NiTi, de las diferentes causas reportadas de la falla y también se habla acerca del proceso de irrigación.

Se realizó un estudio descriptivo observacional cuantitativo en el cual, por medio de la simulación, tanto de canales radiculares fabricados en acrílico, como de la temperatura de la cavidad oral, se opera la lima y se hace una observación secuencial a diferentes ciclos tomando fotos microscópicas a 400X con el fin de determinar la evolución de las fallas superficiales de las limas en su momento de operación. La evolución geométrica se midió en el cambio de longitud de líneas de maquinado originales de fabricación con respecto al número de picoteos.

Se exponen los resultados y su discusión en el campo de análisis y se concluye con los cambios encontrados.

2 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

De manera global, los procesos endodónticos tienen dificultades con las limas NiTi ya que es factible que se produzca su fractura durante la instrumentación de conductos radiculares lo que causa fallas en el tratamiento dental y actualmente no existe un método adecuado que advierta previamente la ocurrencia de la fragmentación.

Desde hace dos décadas las limas usadas para el tratamiento de conductos radiculares se fabrican y desarrollan con un enfoque principal de eficiencia operativa lo que modifica las propiedades termo-mecánicas (1) y favorece la resistencia y eficiencia en el corte dentinario con una mayor resistencia al desgaste, lo que permite disminuir el tiempo de limpieza y conformación de los conductos. Las limas rotatorias y reciprocantes constituyen una revolución en la técnica endodóntica porque permiten al profesional realizar un tratamiento del conducto radicular de manera eficaz (2). Las limas NiTi actuales ofrecen mayor flexibilidad durante la instrumentación de conductos radiculares curvos, pero tienen la susceptibilidad de sucumbir a una fractura frágil por fatiga durante la instrumentación, teniendo la desventaja que la aleación. Por su cambio microestructural, puede no ofrecer signos superficiales de desgaste previo a la ruptura definitiva. Inclusive, se ha propuesto que al reutilizarse la lima NiTi debe ser cuidadosamente examinada, de preferencia con una lupa, con el objetivo de detectarse posibles distorsiones (3).

Se ha registrado la incidencia de fracturas de las limas rotatorias de NiTi entre el 5% y el 21% de su longitud desde la punta según su diseño (4), evidenciado en cierta manera una completa variabilidad e incluso “aleatoriedad” en las fallas presentadas.

Los instrumentos endodónticos con nuevas aleaciones y flexibilidad mejorada tienen mayor resistencia a la fractura cíclica (5) y reducen los errores iatrogénicos causados por la deformación del canal, esto mejora la eficiencia y seguridad en la preparación del conducto radicular, pero continúa el inconveniente de separación inesperada del instrumento en el interior del conducto radicular del paciente (6), lo que trae consecuencias negativas para el diente afectado y da como resultado el fracaso endodóntico, un mal pronóstico dental, e

incluso implicaciones éticas y legales. La fractura intraconducto de los instrumentos de endodoncia se puede producir de manera súbita y en algunas ocasiones no se presentan cambios visibles al ojo humano en la superficie del material (para algunas de las aleaciones utilizadas en el presente) lo que dificulta los procedimientos de limpieza y conformación dentro del sistema del conducto radicular con un impacto potencial en el resultado del tratamiento (7).

3 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

De esta manera, todo lo anterior lleva a formular la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es la relación entre la evolución geométrica de la falla superficial de la lima con los factores habituales de operación?

Se aceptará como hipótesis nula del análisis, la posibilidad de cuantificar la deformación de la superficie de la lima con respecto al número de picoteos bajo condiciones simuladas de laboratorio. La imposibilidad de cuantificar dicha medida se aceptará como la hipótesis alterna. Así la pregunta de investigación se responderá de manera asertiva si es posible establecer la medida de cambios superficiales en la lima y determinando un modelo que permita decir cuál es la relación entre los cambios superficiales y el número de picoteos bajo condiciones de laboratorio que simulen los procesos habituales de operación: canal radicular y temperatura de la cavidad bucal.

4 JUSTIFICACIÓN

Con respecto a la novedad, las limas NiTi en endodoncia constituyen un avance tecnológico que permite al odontólogo llevar a cabo un tratamiento de conductos con morfologías irregulares, sin embargo, a pesar de la mayor flexibilidad y resistencia en comparación con los instrumentos de acero inoxidable, los instrumentos mecanizados endodónticos NiTi son vulnerables a la fractura con una fuerza aplicada menor, esto debido a la fatiga causada por combinación de cargas, las cuales pueden asociarse a diferentes factores tales como: experiencia del operador, técnica de instrumentación, velocidad de rotación, torque, limpieza y esterilización, geometría del canal, número de usos, entre otros.

En las revisiones de literatura realizadas se encuentran pocos estudios relacionados con el análisis de la causalidad de la fractura y la evolución geométrica de la falla; el proceso fenomenológico de la falla no es completamente conocido.

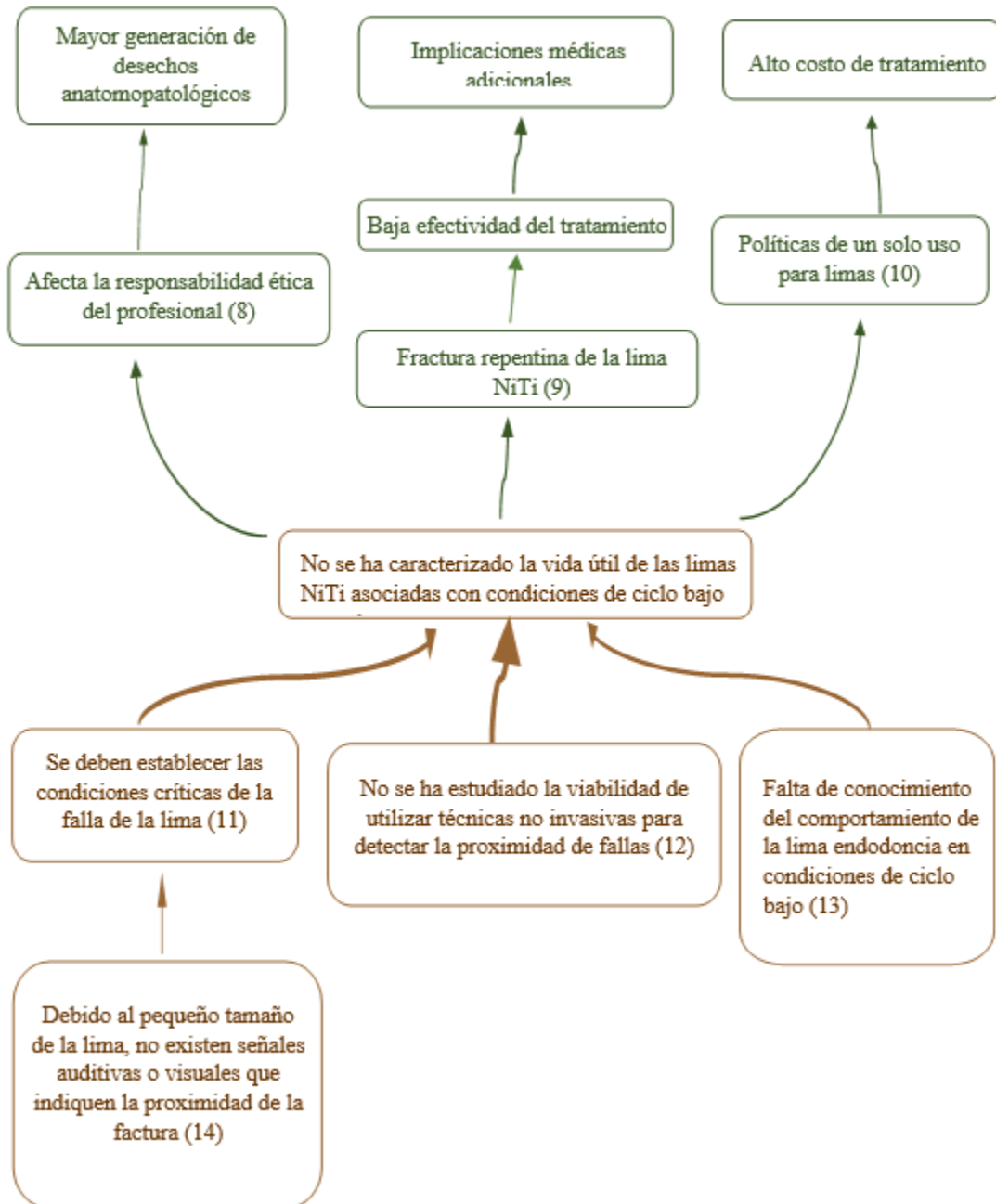
En términos de la utilidad, observar los cambios geométricos y prevenir la ruptura súbita de la lima NiTi durante el tratamiento endodóntico es importante y necesario actualmente, ya que hasta el momento de la revisión literaria no se halló evidencia de que exista una ayuda tecnológica confiable dentro del consultorio odontológico que permita predeterminar la ocurrencia de la ruptura y establecer la continuidad del uso del instrumento con el fin de mejorar el desempeño clínico en esta área de la odontología donde se desea la conservación del órgano dental, lo que está ligado directamente al bienestar del paciente, al costo de los tratamientos y a la confiabilidad para el profesional en endodoncia.

En cuanto a la pertinencia, se propone la detección de fallas de las limas NiTi para observar las variaciones geométricas de la superficie hasta la fractura con pruebas no destructivas sobre la pieza o instrumento endodóntico con el fin de garantizar su análisis. Por lo anterior, se hace necesario, mediante la convergencia de técnicas y procedimientos, la conformación de un grupo interdisciplinario para la observación continua de la falla hasta el momento de la fractura.

A la fecha no existe una metodología mediante la cual registrar la evolución del desgaste y detectar la proximidad de la falla. Como se mencionó anteriormente, la fractura es imperceptible para el operador, así que se ha intentado superar esta situación recomendando que las limas NiTi se utilicen solo una vez, incluso cuando algunos fabricantes sugieran su reutilización.

En los países de América Latina, y especialmente en Colombia, el alto costo que representa esta regulación sanitaria requiere una aplicación racional, ya que tiene un impacto directo en el aumento de la duración y costo del tratamiento. Es importante destacar que no todas las limas de una serie tienen la misma probabilidad de fractura y que en ocasiones se rompen en el primer uso e incluso en la manipulación previa al tratamiento. Además, la eliminación de limas de un solo uso representa un impacto negativo en el medio ambiente no solo por la generación de desechos anatomopatológicos y su respectiva eliminación, sino también por los insumos de material y energía invertidos en el proceso de fabricación del instrumento. En la figura 1; se enumeran, las principales causas encontradas en la literatura, que refuerzan la falta de caracterización de la vida útil de las limas NiTi.

Figura 1. Árbol de problemas.



Fuente: elaboración propia.

5 REFERENTE TEÓRICO

La preparación de conductos con limas rotatorias o reciprocantes es más rápida y eficiente en comparación con las limas manuales, de esta manera se reduce el estrés, tanto para el paciente, como para el especialista. Sin embargo, las limas de NiTi presentan como principal inconveniente la tendencia a fracturarse en el interior del conducto radicular (6, 7). Esta falla es causada por los efectos de cargas por flexión, por torsión o la combinación de ambos, y puede darse en estado cuasi-estático (deformación excesiva) o pro fatiga de bajo número de ciclos.

Las limas endodónticas para el tratamiento de conductos han sufrido varias transformaciones en los últimos años debido a que el acero inoxidable ha sido reemplazado por las aleaciones de NiTi, las cuales poseen propiedades de superelasticidad, lo cual brinda gran rendimiento en el tratamiento de conductos (1). Estas limas tienen considerables propiedades de resistencia mecánica (medidas tanto por la resistencia máxima a la tracción y al esfuerzo cortante, como por la resistencia a la fatiga), son flexibles para evitar el transporte del canal y su dureza es suficientemente alta para permitir una buena eficacia de corte (15).

Desde los inicios del uso de este tipo de limas se han realizado intentos por minimizar o eliminar los defectos intrínsecos del material, aumentar su dureza y flexibilidad, así como mejorar la resistencia a la fatiga y su eficiencia en la preparación del conducto radicular (2). Además de las variaciones en el diseño de los instrumentos de NiTi, los fabricantes han introducido varios procedimientos de fabricación patentados, incluidos tratamientos de recubrimiento superficial y tratamientos termo-mecánicos para mejorar sus propiedades mecánicas. Entre los tratamientos realizados se encuentran varios procedimientos de mecanizado (por ejemplo, mecanizado por torsión o descarga eléctrica), así como técnicas para el acabado final de la superficie (1). También hay incorporación de nuevos movimientos para ofrecer una mayor seguridad y eficiencia y, de esta manera, optimizar las propiedades de la aleación NiTi, especialmente a través del movimiento giratorio excéntrico (16).

Las aleaciones de NiTi tratadas termo mecánicamente son flexibles, poseen una resistencia a la fatiga cíclica mejorada y un mayor ángulo de deflexión en caso de falla en comparación con las aleaciones convencionales de NiTi. (1)

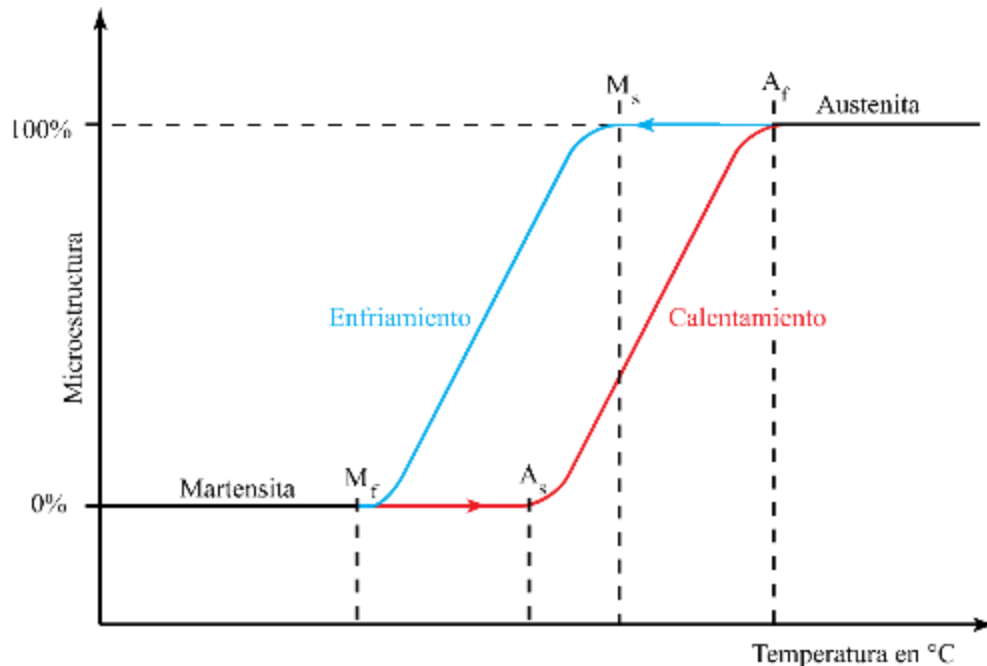
Los instrumentos de NiTi impulsados por motor eléctrico para procesos endodónticos fueron usados inicialmente con movimiento rotatorio continuo. Hace alrededor de 30 años se introdujo el movimiento reciprocante, en el cual el giro no es completo; este giro cambia de sentido finalizando una vuelta. El movimiento reciprocante consiste en realizar un giro de 150° para cortar y se retorna un ángulo de 30° para liberar. Desde los inicios del uso de este tipo de limas se han realizado intentos por minimizar o eliminar los defectos intrínsecos del material, aumentar su dureza y flexibilidad, así como mejorar la resistencia a la fatiga y su eficiencia en el corte (2).

5.1 ALEACIÓN NITI

La aleación de NiTi es equiatómica porque tiene una relación 1:1 entre ambos metales, que corresponde al 56% en peso de Ni y al 44% en peso de Ti. Este material presenta dos fases principales de microestructuras: austenita y martensita, sin embargo, existe una fase de transformación intermedia martensítica (más precisamente premartensítica), denominada fase R, cuando se somete a cambios de temperatura. La austenita es una microestructura estable, de alto punto de fusión y alta dureza, pero con características elásticas y estructura cristalina FCC (cúbica centrada en el cuerpo). La martensita es inestable, pero con un comportamiento dúctil caracterizado por su elasticidad; tiene una estructura cristalina monoclinica. La fase R aparece en un rango de temperatura pequeño, con comportamiento termoelástico (al aumentar la temperatura vuelve a la austenita) y tiene una estructura cristalina romboidal (17). Las características de memoria de forma están asociadas con la transformación de una fase de orden atómico alto a una fase de orden atómico bajo (austenita → martensita) o de su fase más dura a una fase más débil. Estos cambios se generan por variaciones de temperatura y se denominan transformaciones termo-elásticas. La Figura 2 muestra un diagrama de histéresis para la aleación de NiTi en función de los cambios de temperatura, donde M_s y M_f corresponden a las temperaturas inicial y final de

la formación de la martensita, mientras que A_f y A_s corresponden a las temperaturas final e inicial de la formación de la austenita.

Figura 2. Diagrama de transformación de fase de aleación de NiTi asociado con variaciones de temperatura.



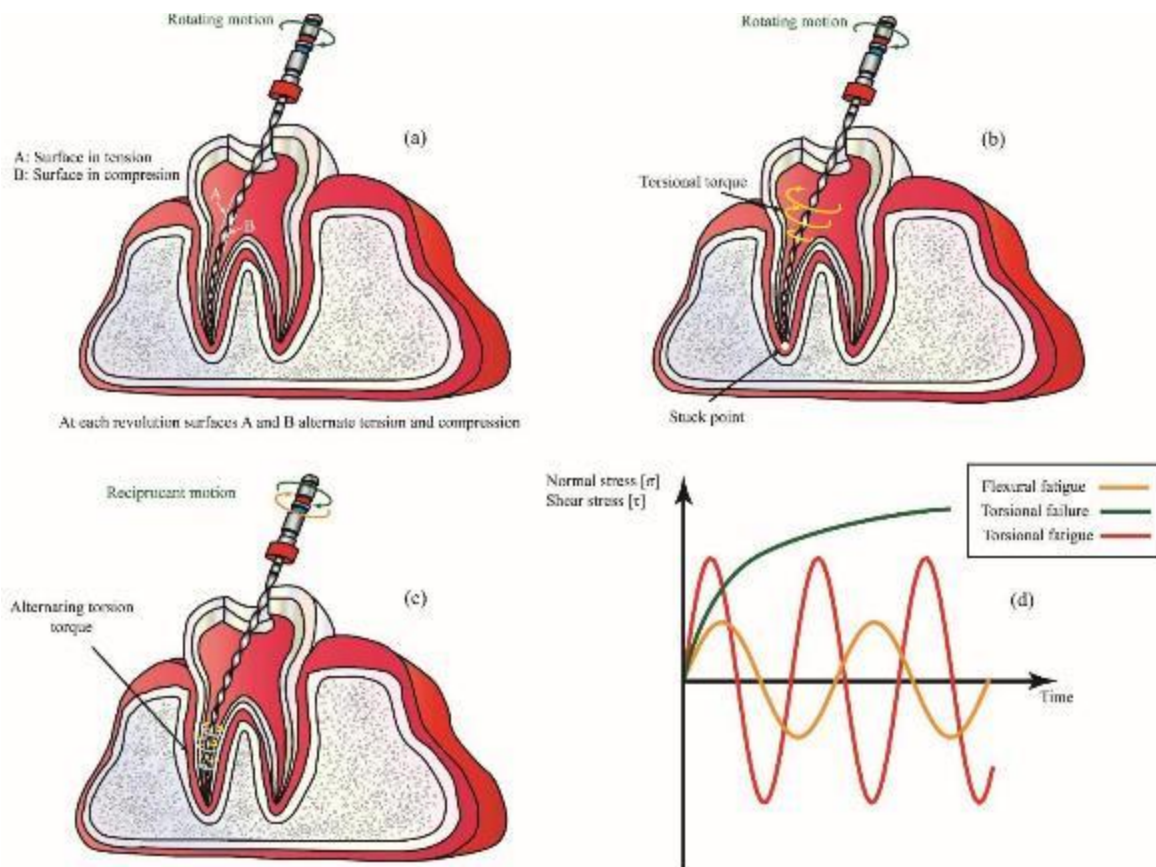
Fuente: Adaptado de (1).

Estas características microestructurales dan a las limas endodónticas de NiTi la capacidad de recuperarse de deformaciones de hasta en un 10% (18). No obstante, la resistencia a la fatiga de esta aleación es menor que la del acero y, sumado a las reducidas dimensiones del instrumento, se producen fracturas repentinas durante su funcionamiento, lo que se produce por la acción de mecanismos como torsión, flexión y combinaciones de carga (19). Se ha requerido entonces recurrentemente, la caracterización mecánica del material y de las limas como producto manufacturado, ya que se ha comprobado que la geometría de su diseño influye directamente en su comportamiento mecánico (20).

Durante el tratamiento endodóntico, las limas se someten a una combinación de cargas cuyos efectos están directamente relacionados con factores como el torque, la velocidad de rotación del motor, el diseño y modo de operación de la lima (continuo o alternativo) y la

configuración anatómica del canal, entre otros. La Figura 3 muestra los modos de operación y las cargas resultantes en la lima. En (a) se muestra el movimiento de rotación asociado con la alternancia de cargas de tracción y compresión, lo que indica un comportamiento de fatiga; en (b) se muestra el efecto de bloquear la punta de la lima mientras continúa el movimiento de rotación que corresponde al comportamiento torsional, en (c) se observa la presencia de fatiga torsional asociada al movimiento alternativo de la lima y en (d) se observa un esquema del comportamiento de las diferentes cargas con respecto al tiempo.

Figura 3. Mecanismos de falla de las limas endodónticas NiTi.



Fuente: elaboración propia

Para las limas de endodoncia, la separación suele ocurrir en la zona de máxima curvatura del canal. La mecánica de fractura se utiliza para caracterizar la evolución de la falla, a escala micro y macro, y para establecer relaciones entre las condiciones de operación y la propagación de la fisura que compromete la integridad estructural del componente. La

rotación se puede definir como un ciclo de cargas combinadas de torsión y flexión que generan cambios microestructurales conducentes a la fractura, presentándose con mayor incidencia en conductos con radios de curvatura bajos y geometrías complejas (10), (21), (22).

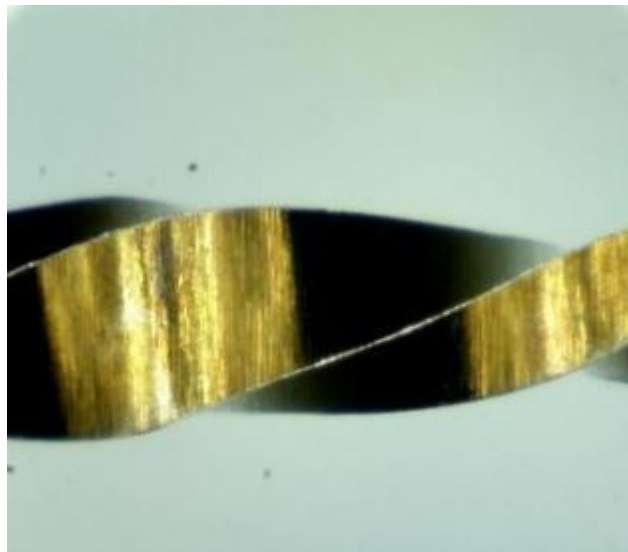
El proceso de falla comienza con una micro-fisura interna o externa en la cual los diferentes modos de operación del instrumento, que ocasionan esfuerzos de tensión o cortantes por torsión, promueven que el tamaño de la fisura aumente con cada ciclo de operación hasta alcanzar un tamaño crítico en el que la fractura es inminente. Se han identificado algunos factores que influyen en la fractura. Algunos son controlables; ejemplos de estos factores están relacionados con la habilidad del operador, las revoluciones de los instrumentos, la configuración del conducto radicular, la geometría de la lima, el material y el recubrimiento, entre otros. Por otro lado, los mecanismos de desgaste y rotura de herramientas a escala tradicional y micro son muy diferentes. Mientras que en el primer caso existe un desgaste gradual de los filos y hay presencia de cráteres, en el segundo caso generalmente se produce una fractura repentina en la longitud de corte. Por lo tanto, es necesario monitorear el desgaste del instrumento para estimar las condiciones en las que la herramienta tiene más probabilidades de fallar (23), (24). Al registrar la evolución del desgaste de la herramienta y tipificar la falla (obstrucción por material adherido, fatiga o deformaciones excesivas), es posible monitorear el estado de vida del instrumento de acuerdo con el cambio en la geometría y la superficie de la herramienta (25). Cabe destacar que este tipo de mecanismo también es evidente en las limas NiTi utilizadas en endodoncia, en este caso siendo relevante su pequeño tamaño.

Se utilizan diferentes técnicas para la evaluación de limas desde aspectos morfológicos o estructurales. Estas técnicas se pueden clasificar según la forma de incidencia de un haz de luz cuya clasificación varía según la longitud de onda dentro del espectro electromagnético y permiten obtener imágenes superficiales e internas, así como información relacionada con componentes químicos y estructura cristalina del material. Algunas de estas técnicas se enumeran a continuación:

5.2 MICROSCOPIA ÓPTICA

En esta técnica, a partir de una lente biconvexa o un arreglo de lentes, es posible obtener una imagen ampliada del objeto en estudio para observar detalles que no se pueden ver a simple vista (26), el aumento producido por una sola lente está dada por $25/f$, donde f corresponde a la distancia focal en centímetros. En consecuencia, para aumentar el aumento se debe disminuir la longitud. La Figura 4 muestra una fotografía obtenida usando un microscopio óptico con un aumento de 100X. La longitud de onda de la luz visible (400 nm - 700 nm) se utiliza para obtener la información de superficie o morfología de la pieza. Esta técnica fue la usada para la realización de este trabajo con observaciones principales a 400X.

Figura 4. Sección cónica de la lima Wave One Gold (100X).



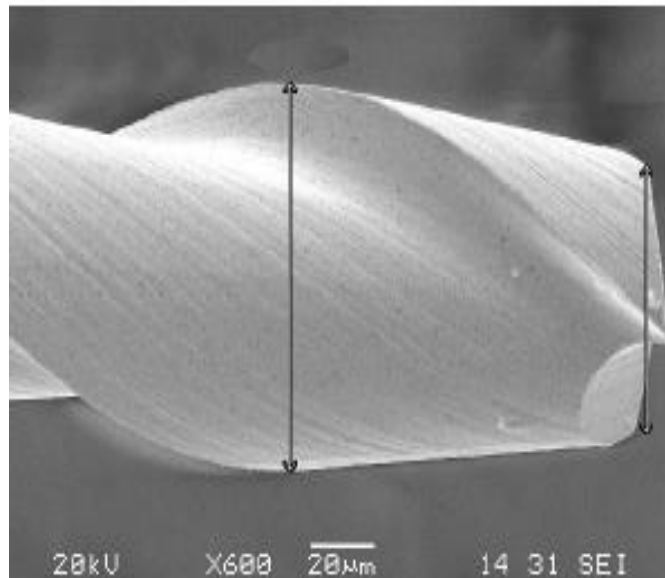
Fuente: elaboración propia (2021)

5.3 MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO

En esta técnica de caracterización morfológica, el equipo bombardea la superficie del elemento a inspeccionar con un haz fino de electrones acelerados, tras lo cual se recogen los electrones secundarios y dispersados para generar la imagen. Es una herramienta que permite obtener imágenes con aumentos de 100X a 200 000X (27). En la Figura 5 se observa una fresa de carburo de tungsteno, de dos filos, de 100 μm de diámetro con un

aumento de 600X. Si bien esta técnica no fue usada en este proyecto específico, se tiene como prospectiva usarla en la continuación del proceso investigativo.

Figura 5. Fotos SEM de una herramienta de corte de fresa con un diámetro de 100 μm (600x).



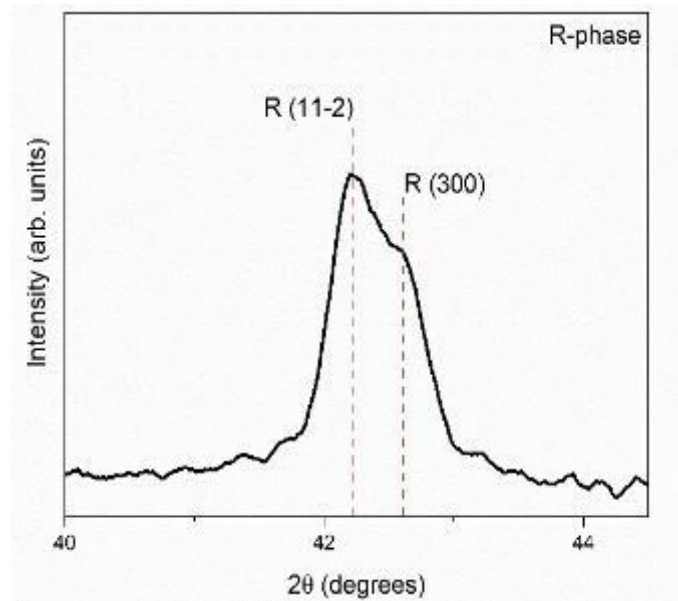
Fuente: tomado de (28).

5.4 DIFRACCIÓN DE RAYOS X

En esta técnica, el haz de rayos X monocromático incidente puede viajar a través del aire para identificar la estructura cristalina del material analizado detectando la intensidad de los haces difractados y para determinar las proporciones de sustancias en mezclas y tensiones residuales (26).

La Figura 6 muestra un difractograma en el que los picos de intensidad están relacionados con los planos de difracción.

Figura 6. Difracción de rayos X para un tipo de aleación de NiTi.



Fuente: elaboración propia (2021).

Las limas rotatorias de NiTi han representado un avance tecnológico que permite al odontólogo llevar a cabo tratamientos en conductos con morfologías irregulares sin alterarlas (6).

La principal ventaja de las limas de NiTi tratadas termo-mecánicamente es su flexibilidad. Esta flexibilidad debería, en teoría, permitir al clínico abordar, limpiar y modelar los conductos curvos con una menor incidencia de transportes apicales, escalones y perforaciones (24). La fractura de una lima endodóntica dentro del conducto radicular es un accidente de procedimiento que reduce significativamente el éxito endodóntico, puesto que el fragmento fracturado puede bloquear el tercio apical del canal y, por ende, evitar la erradicación de la infección (7).

Las limas NiTi se fabrican, tanto para ser utilizadas de forma mecánica rotatoria, como manual. Pueden existir diferencias entre ambos tipos en los patrones de deterioro (reflejados por desgaste y fractura). Los instrumentos manuales permiten cierta sensación táctil, lo cual ayudaría, en teoría, a detectar el debilitamiento o la pérdida de filo del

instrumento. Por el contrario, los instrumentos de mecanización rotatoria permiten el desgaste y/o fractura sin signos previos de alarma (29).

5.5 SISTEMA WAVE ONE GOLD

El sistema WaveOne® Gold es un sistema de instrumentación que se acciona con movimiento reciprocante y que fue lanzado por Dentsplay Maillefer para finales del año 2010 en aleación níquel titanio mejorada, con un tratamiento térmico el cual la casa comercial denominó tratamiento Gold (30). Debido a la popularidad de uso de esta lima y su flexibilidad, fue la elegida como unidad experimental para este proyecto.

Los instrumentos WaveOne Gold se fabrican mediante tratamiento térmico adicional después de su producción, como resultado de lo cual es posible identificar un nuevo punto entre la transición del estado de martensita a austenita, que, a su vez, permite obtener propiedades superelásticas, esto es el rango de la región elástica del material es más amplio que el de la aleación NiTi tradicional. Las limas WaveOne Gold son 50% más resistentes a la fatiga, 80% más flexibles y 23% más eficientes que el sistema clásico WaveOne (31). La lima WaveOne Gold es el resultado de un tratamiento térmico especial bajo esfuerzo constante en un rango de 3 kg -15 kg en una temperatura que oscila entre 410°C y 440°C. Después de mecanizar la parte de trabajo de la lima, el instrumento terminado se trata térmicamente por segunda vez en un rango de 120°C a 260° C (32). De esta manera, se combina la flexibilidad con la resistencia a la fatiga y a la torsión, contando además con una eficiencia alta de corte lo que facilita el acceso a la longitud de trabajo (30), (33). El sistema de limas WaveOne Gold® (WOG) viene en blísteres pre-esterilizados de cuatro limas, small, primary, medium, y large; tiene un anillo de identificación de colores en el mango: amarillo, rojo, verde y blanco, y un diámetro en la punta que coincide con la norma ISO, longitudes de 21 mm, 25 mm y 31 mm y el mango corto de 11 mm para mejorar el acceso a los dientes posteriores. Tiene conicidad variable en sus 16 mm de parte activa para mejorar la flexibilidad y permitir una preparación más conservadora del sistema de conductos radicular en la zona coronal. En su presentación maneja un tope de silicona y un anillo de color en el mango que coincide con la norma ISO (30), (33).

En la Figura 7 se pueden ver los cuatro instrumentos con sus respectivos calibres y conicidades en los primeros 3 mm.

Figura 7. Limas WaveOne Gold. Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial.



Fuente: Dentsplysirona

El sistema tiene tres ventajas que son:

- Combinar la flexibilidad con la resistencia a la fatiga cíclica y torsional, mientras que es lo suficientemente rígido para optimizar la eficacia de corte.
- Reducir la fuerza del instrumento contra la pared del conducto disminuyendo la transportación apical.
- Conicidad variable de las limas; decreciente a partir de los 3 mm.

El sistema WaveOne Gold presenta una sección transversal de paralelogramo (con dos filos de corte a 85°) con una sección transversal descentrada tal como se observa en la Figura 9, lo que permite reducir la masa del instrumento y proporcionar más espacio para liberar detritus del conducto radicular en sentido coronario. Además, esta sección proporciona una o dos aristas de corte dejando libres las restantes lo cual minimiza el esfuerzo torsional del instrumento, lo que evita el bloqueo (34).

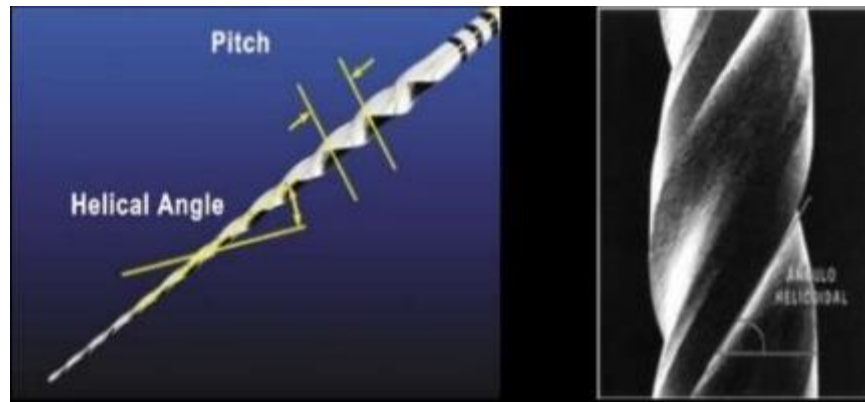
De acuerdo con Ruddle (2016), la sección transversal de paralelogramo limita la interacción entre la lima y la dentina a uno o dos puntos de contacto, lo que reduce el riesgo de bloqueo y efecto de atornillamiento, que a su vez mejora la seguridad y eficiencia de

tratamiento de dentina radicular y proporciona más espacio alrededor del instrumento (35). Estas limas también se caracterizan por tener una punta de guía semi-activa y redondeada de forma ojival, lo que asegura un paso confiable del instrumento a lo largo de la pared del canal y de una determinada trayectoria (36). La lima presenta un ángulo helicoidal constante de 24° cuya finalidad es aumentar la resistencia a la fractura. La aleación “Gold” reduce la fuerza del instrumento contra la pared del conducto, y así minimiza el transporte radicular (Figura 8) (37).

La conicidad tal vez sea la característica más notoria de estas limas. Los instrumentos mecanizados presentan una conicidad diferente a lo largo de su parte activa, a diferencia de las manuales que presentan conicidad constante, esto ayuda al instrumento a que solo una porción de la parte activa esté en contacto con la pared dentinaria, produciendo un desgaste más efectivo del conducto con un menor riesgo de fractura del instrumento (38). La conicidad representa la medida de aumento de diámetro de la parte activa de la lima. Los instrumentos estandarizados tienen una conicidad de 0,02 mm por cada 1 mm de longitud que es equivalente a una conicidad del 2% (38). Una de las ventajas de este tipo de instrumentación es la mejora de pre-ensanchamiento cervical con el fin de facilitar la determinación apical del tamaño de la lima, mejorar la conformación del conducto en el tercio apical y producir el desgaste y ensanchamiento del conducto (1). Las limas WaveOne Gold tienen una conicidad decreciente (disminuye desde la punta hasta el mango).

En la superficie radial, que es la parte de la lima que entra en contacto con las paredes del conducto en las limas Wave One Gold, se encuentran superficies de contacto a diferencia de las limas tradicionales, donde solo existen bordes cortantes. Estas superficies de contacto impiden que el instrumento corte las paredes del conducto de forma descontrolada y cause una transportación indeseada; el ángulo de corte del instrumento es levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea tan intenso (39).

Figura 8. *Ángulo helicoidal de la lima. Imagen tomada de la Web.*



Fuente: Espinoza (2015)

La punta de estas limas es una punta inactiva o semi-activa en la cual el ángulo de transición ha sido eliminado para actuar como una punta guía permitiendo que la lima se encuentre centrada en todo momento dentro del canal, de tal modo que la lima se adapte a grandes curvaturas (36).

5.6 MOVIMIENTO RECIPROCANTE:

El sistema Wave One Gold que permite, en la mayoría de los casos, conformar completamente el conducto radicular con un solo instrumento, emplea una dinámica de movimiento recíprocante, similar a la de la técnica de fuerzas balanceadas propuesta por Roane y Sabala (29), con un motor pre-programado que rota la lima con un movimiento antihorario dando mayor corte que en sentido horario, con tres ciclos de rotación inversa. Este hecho permite que el instrumento avance gradualmente con poca presión apical (30).

Yared et al. (40) plantearon un nuevo método de preparación con solo un instrumento en movimiento recíprocante. Los objetivos de esta nueva técnica consistían en disminuir el tiempo de trabajo, el riesgo de contaminación cruzada, el costo y perfeccionar la seguridad durante la conformación en comparación con los sistemas multi-lima que han sido la regla para conformar los conductos radiculares anteriormente (41). El movimiento recíprocante representa el avance de la técnica de fuerzas balanceadas; el instrumento gira inicialmente en la dirección de corte (antihoraria) y luego la rotación es en sentido contrario para liberar

al instrumento. Se ha comprobado que mantiene la curvatura original del conducto para provocar una mínima deformación (29). Este movimiento también aumenta la resistencia a la fractura y disminuye la tensión por torsión que se ejerce en la lima durante la conformación, debido a que su rotación va en sentido antihorario antes de avanzar en sentido horario (35) tal como se ilustra en la Figura 9. Ya que la rotación en sentido de corte es mayor que la de sentido contrario, el instrumento progresa hacia el ápice con una rotación completa (360°) en 3 movimientos recíprocos, esto es, 900 movimientos recíprocos/minuto o 10 ciclos/seg de reciprocación a 300 r/min (1).

Figura 9. Limas Wave One Gold. Giro alterno, sección transversal. Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial General.



Fuente: Dentsplysirona

El movimiento alternativo irregular de los sistemas WaveOne Gold tiene las siguientes ventajas sobre los sistemas de rotación continua:

- El instrumento se atasca en la dentina del canal radicular con mucha menos frecuencia, lo que reduce el esfuerzo de torsión del instrumento.
- Se reduce el número de ciclos de trabajo en el canal radicular durante su preparación, lo que conduce a un menor esfuerzo de flexión en la estructura del instrumento.
- Dado que el ángulo de liberación del movimiento antihorario es menor que el necesario para alcanzar el límite elástico de la herramienta, se proporciona una mayor seguridad de operación.
- Se reduce el riesgo de fractura de la herramienta (31).

- Todos los factores anteriores permiten que la lima se mueva fácilmente a lo largo de la longitud de trabajo requerida sin aplicar presión interna excesiva y potencialmente dañina al instrumento (42).
- Esta secuencia de movimientos (en sentido horario y en sentido antihorario), permite eliminar las raspaduras formadas de la cavidad del conducto radicular durante su preparación (31).

Debido a las propiedades superelásticas del núcleo de oro, la lima puede aparecer ligeramente curvada cuando se retira de un conducto radicular curvo, pero solo porque el metal exhibe menos memoria de forma en comparación con el NiTi convencional o M-Wire (Figura 10). La lima se puede enderezar dada su superelasticidad y, cuando se coloca en el conducto radicular de nuevo, sigue la forma natural del mismo, producto de la memoria de forma del material (31). Otra de las ventajas de esta memoria de forma reducida es que en casos en los que el acceso directo es difícil, la lima puede ser ligeramente preparada para asegurar que encaje cómodamente en las aberturas del canal.

Figura 10. Lima Wave One Gold Primary, aparece ligeramente curvado cuando se saca de una curva conducto radicular Imagen con derechos por ser producto de Casa Comercial.



Fuente: Dentsplysirona

5.7 TIPOS DE FATIGA

Hasta el momento se han evidenciado varias formas en las que las limas rotatorias y las limas reciprocantes de endodoncia se puede fracturar dentro de un conducto radicular: falla por torsión, falla por flexión o una combinación de ambas.

5.7.1 Fractura Por Flexión

La falla por flexión ocurre cuando el instrumento actúa en canales con curvatura moderada o severa. La compresión y la tensión repetidas en el instrumento en cada revolución pueden

causar fracturas. Se reporta que la fractura por torsión se evidencia en el 55,7% de las limas fracturadas, mientras que la fatiga por flexión se evidencia en el 44,3% (43).

Esta falla por flexión es causada por la presencia de esfuerzos y la propia fatiga del metal. Con este tipo de fractura el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, de esta manera, el instrumento se dobla en la curva y ocurre la fractura, siendo este hecho considerado de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos de NiTi (2). La fatiga se refiere a los cambios dimensionales que el instrumento presenta después de que es utilizado debido al movimiento de flexión y recuperación, o explícitamente al número de rotaciones al cual ha sido expuesto dentro del sistema de conductos radiculares. Este factor, por regla general, aumentará con el grado de curvatura que el conducto presente.

La literatura científica ha demostrado que varios factores afectan a la incidencia de fracturas de instrumentos mediante fatiga cíclica:

- Anatomía del conducto: Pruett (43) definió los conceptos de ángulo de curvatura y radio de curvatura mediante una modificación propuesta por Schneider previamente, que mencionaba al ángulo de curvatura como el ángulo formado por el eje de dos tramos contiguos del conducto radicular con direcciones diferentes. También conceptualizaron el término radio de curvatura que sería el radio de la circunferencia tangente al eje de estos dos tramos que más se adecuaba al trazado del conducto (43). La fractura causada por fatiga está condicionada por el radio de curvatura, ya que un radio disminuido implica un aumento de esfuerzo de manera sustancial sobre la lima a pesar de tener un mismo ángulo de curvatura.
- Factores propios del instrumento: la existencia de distintos materiales y aleaciones se traduce en resistencias desiguales al esfuerzo a la flexión (44). Se considera que el diámetro del instrumento en el sitio de máxima curvatura es el factor de mayor consideración en cuanto a la resistencia a fatiga de las limas endodóntica, ya que, mientras más diámetro tenga, su susceptibilidad a la fractura aumentará debido al aumento de probabilidad de defectos internos presentes en todos los materiales en el proceso de manufactura. También debe tenerse en cuenta la forma del corte

transversal de la lima que es responsable de la cantidad de masa en el punto de máxima curvatura donde se acumula la fatiga.

- Manejo: la forma en que se utiliza la lima también puede influir en la resistencia a la fatiga. Por ejemplo: los movimientos de entrada y salida distribuyen el esfuerzo a lo largo de la lima y disminuyen el riesgo de fractura. Por esta razón, los resultados de fatiga con base en pruebas dinámicas se acercan más a una situación clínica en comparación con las pruebas estáticas (44).
- Velocidad: la velocidad durante su utilización también se ha planteado como uno de los factores que pueden condicionar la resistencia de los instrumentos. Por lo que debe ser la recomendada por la casa comercial, a pesar de que el clínico la puede modificar según su criterio.
- Corrosión o alteración del material: finalmente, se deben mencionar elementos a los que se someten los instrumentos durante su uso clínico y que podrían inducir una alteración de la aleación o corrosión de la misma y con ello pueden influir en la resistencia a la fatiga de los instrumentos, como la esterilización en autoclave o el contacto con irrigantes que, probablemente, producen corrosión en el material.

5.7.2 Fractura Por Torsión

La falla por torsión ocurre cuando una parte del instrumento queda atrapada en una sección del canal y el motor impulsor continúa girando, lo que causa la fractura de la lima. Ocurre cuando la punta de la lima, o cualquier parte del instrumento, se adhiere al conducto radicular mientras su eje continúa en rotación. En esta situación se sobrepasa el límite de elasticidad del metal lo que lo lleva a una deformación plástica y a la fractura. (7)

El esfuerzo por torsión ocurre, generalmente, en tres situaciones clínicas:

1. Cuando una superficie extensa del instrumento encuentra excesiva fricción sobre las paredes del conducto.
2. Cuando la punta del instrumento es mayor que la sección del conducto.
3. Cuando se ejerce demasiada presión apical sobre la pieza de mano.

Para minimizar y/o controlar el esfuerzo por torsión se debe:

1. Analizar detenidamente la secuencia de la técnica a utilizar.

2. Analizar la relación entre dimensión del instrumento y anatomía del conducto.
3. Permeabilizar previamente el conducto. Esto disminuye drásticamente el esfuerzo de torsión, ya que acerca o equipara la diferencia entre el diámetro del conducto y la punta del instrumento.
4. Punta libre. Es importante evitar la captura de la punta en los instrumentos de conicidad superior al 2%.
5. Reducir el segmento del instrumento que contacta con las paredes del conducto.
6. Procurar mantener irrigación continua y lubricación.
7. Limpiar los detritos acumulados en la superficie de los instrumentos porque aumentan los niveles de esfuerzo y disminuyen la eficacia de corte (45).

Sattapan et al. (46), indicaron mediante un experimento muestral, que la fractura torsional ocurre en un 55% de todas las fracturas de instrumentos y la fractura por flexión en un 45% de los casos respectivamente. Estos análisis indican que la fractura por torsión es causada por la excesiva fuerza de presión que se le ejerce a un instrumento en sentido apical, ocurriendo con más frecuencia en torsión, que la fractura por flexión.

El mecanismo más importante establecido para evitar la fractura torsional es la creación de un "glide path". Este "glide path", o permeabilización, permite una vía de deslizamiento para la lima de conformación en los últimos milímetros del conducto y hasta la longitud de trabajo para que la punta del instrumento de conformación no se quede trabada en alguna interferencia durante su uso. Esta permeabilización se logra cuando la lima que lo produce puede ingresar y seguir por las paredes lisas del conducto de forma ininterrumpida hasta llegar a su final. Una vez que se logra esto es mucho más probable que se mantenga el "camino" con los instrumentos NiTi rotatorios de mayor diámetro (44). En el tratamiento endodóntico, la creación de un "glide path" como paso previo a la preparación químicomecánica es importante porque garantiza una facilidad de acceso a la región apical del conducto radicular (44) de manera que, al ampliar este espacio, se previene la fractura por torsión durante la conformación posterior. Al crear el "glide path", el uso de NiTi ayuda en la preparación posterior del conducto (47) y disminuye la posibilidad de errores de procedimiento (44). Esta primera fase de la preparación del conducto radicular solía realizarse con limas manuales de acero inoxidable (44). Se introdujeron en el mercado

limas rotatorias de NiTi para la creación del “glide path” y así eliminar las desventajas de las limas manuales y simplificar la preparación hacia apical (48). Por lo tanto, los sistemas rotatorios pasaban de utilizarse solo para la conformación de conductos y empezaron a emplearse también para la creación de un “glide path” previo.

5.8 IRRIGACIÓN Y CONFORMACIÓN DE CONDUCTOS:

La preparación químico-mecánica en endodoncia es un procedimiento fundamental durante el acondicionamiento de los conductos radiculares. No basta solo con la conformación del conducto radicular, sino que es de suma importancia la presencia de soluciones de irrigación que van a estar en contacto con las limas NiTi durante su uso clínico (49). Este contacto podría favorecer la corrosión y deformación de las limas y con ello inducir una fractura inesperada durante su uso clínico (50). La solución de irrigación que se utiliza con mayor frecuencia en la preparación químico-mecánica, y que se considera “Gold estándar”, es el hipoclorito de sodio (NaOCl) (51) que se prepara habitualmente en diversas concentraciones (0,5% -5,5%). Algunos estudios muestran que la efectividad del 5% y del 5,25% es mayor y es la más utilizada (51). En endodoncia, el uso del NaOCl es imprescindible porque es capaz de disolver el tejido orgánico y eliminar bacterias Gram+ y Gram- y el ecosistema microbiano organizado (biofilm). El NaOCl es un agente proteolítico no específico que disuelve materia orgánica como el tejido pulpar vital y necrótico y la parte orgánica del barrillo dentinario, pero no así su parte inorgánica (51), (52). Tiene un olor muy desagradable, tiende a decolorarse (1) y corroer los instrumentos de acero inoxidable; mientras que las limas de NiTi son más resistentes a la corrosión (53), (54).

Los instrumentos de NiTi entran en contacto con NaOCl durante la desinfección (55) o cuando la solución está presente en la cámara pulpar y el conducto radicular durante la instrumentación (50), (56). Este contacto del NaOCl con las limas NiTi puede causar deterioro del material y se sabe que el NaOCl es corrosivo para los metales (57). Los patrones de corrosión, que implican la eliminación selectiva de níquel de la superficie, pueden crear micro-picaduras (58) y se supone que estos defectos microestructurales pueden conducir a áreas de acumulación de tensiones y formación de grietas que debilitan

la estructura del instrumento. (55). Se ha estudiado la influencia del NaOCl en la corrosión de los instrumentos de NiTi (55), (59), (60) y, a pesar de que se detectaron signos menores de corrosión, no parecían implicar una alteración clínicamente significativa de las propiedades mecánicas y el rendimiento de los instrumentos.

Incluso el contacto a corto plazo con estas soluciones puede provocar cambios en las superficies de los instrumentos de NiTi, estos incluyen el desarrollo de picaduras de puntos de corrosión que pueden conducir a fracturas de lima en el conducto radicular.

Comprender la resistencia a la corrosión de un material en un entorno determinado es importante para reducir la aparición de posibles fallas, incluidas las fracturas (61). Según Souni et al. (62), los factores que influyen en la corrosión son la composición química (niveles de Ni, Ti e impurezas de la aleación), el grado de homogeneidad microestructural y la presencia de residuos en la superficie del material.

5.9 COMPORTAMIENTO DE LA ALEACIÓN A TEMPERATURA AMBIENTE Y A TEMPERATURA CORPORAL:

La aleación a temperatura corporal (36°C - 1°C) presenta mayor fragilidad que a temperatura ambiente, habitualmente menor que la temperatura de la cavidad bucal (63). Por otra parte, es importante tener en cuenta el irrigante en el interior del conducto radicular puesto que puede influenciar termodinámicamente la temperatura de la cavidad bucal de manera extrema ya que puede estar a temperatura ambiente, puede ser precalentado o enfriado a 0°C, dependiendo de las condiciones del procedimiento. Desde el punto de vista de los protocolos de irrigación secuencial estándar, se sabe que el calentamiento de NaOCl aumenta la velocidad de disolución de los tejidos blandos (62), (64) e incrementa la acción antibacteriana y puede ser llevado a una temperatura de 0°C para disminuir los síntomas clínicos posteriores a la instrumentación de conductos radiculares (65). Sin embargo, en las mezclas de irrigación continua, un aumento de temperatura provoca un aumento en la velocidad de la reacción química. El cambio de temperatura del hipoclorito es una controversia; al calentar el hipoclorito de sodio se incrementa la temperatura de la lima lo que da como resultado un aumento a la predisposición de la fractura de las limas NiTi. Si se

disminuye la temperatura del canal radicular se disminuyen los síntomas y también la fragilidad de la lima. Recientemente se ha reportado que la temperatura intracanal durante el tratamiento del conducto radicular es de $35,1^{\circ}\text{C} \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ (66).

Como se mencionó anteriormente, se han realizado pruebas de fractura in vitro a temperatura ambiente, que es mucho más baja que la temperatura corporal. De igual manera, el instrumento NiTi tiene mejor comportamiento frente a la falla a temperatura ambiente puesto que a temperatura corporal se incrementan las posibilidades de separación o falla y esto es clínicamente relevante porque el instrumento NiTi se utiliza dentro de la raíz que está rodeada de periodonto y, por lo tanto, es un entorno que se aproxima a la temperatura corporal (53); realizar el experimento a una temperatura controlada cercana a la temperatura corporal podría ser más pertinente (86). La temperatura del irrigante y la temperatura de prueba experimental deben ser conocidos y no deben pasarse por alto para los estudios de falla del instrumento NiTi (67).

5.10 ESTADO DEL ARTE:

Entre los desarrollos más innovadores en la fabricación de limas mecanizadas se encuentra el uso de la aleación níquel-titanio, comúnmente conocida como Nitinol o NiTi, que fue descubierta en 1962 por William Buehler y Frederick Wang y muy utilizada para la fabricación de este tipo de instrumentos desde 1988 (11). Este material se caracteriza como una superaleación, debido a su alta elasticidad (pseudoeelasticidad) y memoria de formas (SMA - Shape Memory Alloy). Adicionalmente, posee alta resistencia a la corrosión y características de biocompatibilidad, por lo que este material ha sido utilizado para el desarrollo de instrumentos relacionados con la industria biomédica.

En la Tabla 1 se presenta una sinopsis de los estudios documentados hasta la fecha en los que se realizan pruebas de fatiga, flexión y torsión en limas endodónticas fabricadas con aleación NiTi.

Se evidencia que los primeros estudios sobre la falla de limas de endodoncia fabricadas con aleación de NiTi comienzan en 1986. Las publicaciones aumentan alrededor de 2012, pero el 2014 se destaca como uno de los años más productivos relacionados con limas de endodoncia fabricadas con estudios de níquel-titanio. Se refuerza que las pruebas

experimentales se centran principalmente en comparar marcas y/o referencias para establecer cuál funciona mejor.

Tabla 1. Estado del arte en estudios de fatiga, torsión y flexión en limas endodónticas fabricadas con aleación de NiTi.

Año	Autoría	Conclusiones del estudio
1986	Dederich et al. (68)	El movimiento axial cíclico prolonga significativamente la vida útil a la fatiga.
2000	Sattapan et al. (46)	Analizar el tipo de defectos después del uso clínico.
2006	Azevedo-Bahía et al. (69)	Los canales curvos afectan negativamente la resistencia a la torsión de las limas Profile.
2007	Ormiga et al. (70)	La exposición al hipoclorito de sodio no afecta la tenacidad de la fractura.
	Ormiga et al. (71)	A medida que aumenta la deformación angular, los ciclos de fatiga disminuyen. Los patrones de fractura obtenidos por SEM pueden explicar el proceso de fractura.
2009	Plotino et al. (10) Hof	Se requiere normativa para estandarizar las pruebas de fatiga. La operación estándar no afecta a las limas autoajustables.
2010	et al. (72)	
2011	Pirani et al. (73)	La fractura está relacionada con el tamaño de grano austenítico.
	Rodrigues et al. (20)	Las limas retorcidas muestran una mayor resistencia. Se observa fractura dúctil.
2012	Castelló-Escrivá et al. (74)	El movimiento alternativo y la fabricación con torsión mejora la resistencia.
2014	Plotino et al. (75)	La longitud de la fractura es invariante.
2014	Testarelli et al. (21) Pedullá	El movimiento recíproco afecta la vida de fatiga.
2014	et al. (76)	
2014	Campbell et al. (77)	La inmersión en diferentes soluciones de irrigación afecta la vida del instrumento y aumenta la fatiga.
2015	Freitas et al. (78)	La precarga de torsión del 15% reduce la resistencia a la fatiga de las limas EDM.
2016	Lopes et al. (79)	La fase austenítica muestra una larga vida a la fatiga, pero se reduce en la fase R.
2016	Loios et al. (80)	La profundidad de la ranura de mecanizado afecta a la NCF.
2017		El movimiento hacia atrás prolonga la vida útil ante la fatiga.

	Chih-Wen et al. (19)	Las grandes tensiones afectan la vida por fatiga.
2017	Dosanjh et al. (81) Shen	La temperatura del ambiente influye en el
2018	et al. (82)	NCF.
2018		Las precargas torsionales reducen la resistencia a la fatiga de las limas EDM.
	Alfawaz et al. (83)	Las concentraciones de hipoclorito y la temperatura influyen en la resistencia.
2020	Al-Shekhli et al. (84)	Compara limas nuevas y usadas para encontrar las que tienen una mayor resistencia a la fatiga.
2020	Piasecki et al. (85)	Las representaciones 2D-3D de canales muestran diferencias en las tensiones.
2020	Generalì et al. (86)	La resistencia a la fatiga disminuye a temperatura corporal.
2021		Aumentar el diámetro apical y cónico reduce la resistencia a la fatiga dinámica.

Fuente: elaboración propia (2021)

Es posible extraer información de interés para sustentar y delimitar el enfoque y proyección de la investigación. Algunos de estos datos relevantes se enumeran a continuación:

- La resistencia a la fatiga de la lima disminuye en funcionamiento continuo.
- Las pruebas experimentales realizadas en limas NiTi pueden clasificarse como estáticas en el caso de mantener una longitud de trabajo constante dentro del canal artificial durante la rotación de la lima, y dinámica en el caso de operar con movimientos axiales dentro y fuera del canal.
- El movimiento de picoteo durante el tratamiento endodóntico contribuye a prolongar la fatiga.
- La compleja geometría de los conductos radiculares reduce considerablemente la vida útil de la lima.
- Después de la operación y fractura de la lima se observan pequeños granos austeníticos cerca de la punta.
- En pruebas experimentales que involucran cargas de fatiga estática, la fractura generalmente ocurre en el medio del radio de curvatura.

- La inmersión en sustancias como el hipoclorito de sodio no afecta la resistencia a la fatiga, pero la inmersión en EDTA durante más de tres minutos sí afecta considerablemente la resistencia a la fatiga. Sin embargo, se ha estudiado y definido el efecto de los porcentajes de concentraciones de hipoclorito de sodio.
- Algunas limas muestran diferencias en su resistencia a la fatiga en función del motor con el que se operan. Sin embargo, las limas Wave One® no muestran diferencias significativas cuando se trabaja con motores X-Smart o EVO.
- Los factores inherentes de la lima, como la geometría de la sección transversal, el número de espirales en la sección de trabajo, el recubrimiento y el método de fabricación; influyen en la fatiga, la torsión y la resistencia a la flexión.

Las limas fabricadas por torsión tienen valores de resistencia superiores a las fabricadas por esmerilado.

6 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Estudiar la evolución geométrica de la falla superficial de limas NiTi empleadas en endodoncia, causada por los factores habituales de operación.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer las características superficiales generales de limas NiTi nuevas y los factores geométricos susceptibles de medición de la evolución de la falla.
- Medir la evolución de los factores geométricos de la falla encontrados durante una operación habitual de tratamiento endodóntico simulado.

Correlacionar la evolución geométrica de la falla superficial con los factores habituales de operación de las limas.

7 MATERIALES Y MÉTODOS

7.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio cuantitativo inferencial. Análisis descriptivo observacional.

7.2 LUGAR DE EXPERIMENTACIÓN

El proyecto fue desarrollado en el Laboratorio de Metalografía y el Laboratorio de Materiales de la Universidad Autónoma de Manizales.

7.3 UNIDAD EXPERIMENTAL

Lima Wave One Gold Primary como se muestra en la Figura 11.

Figura 11. Lima Wave One Gold Primary. Imagen con derechos por ser producto de Casa.



Fuente: DentalRee

7.4 METODOLOGÍA

Estos protocolos se fundamentaron en las prácticas de tratamientos endodónticos reales y se adecuaron para que reprodujeran, en la mayor medida, el escenario real.

7.4.1 Preparación Del Conducto

Con el propósito de estudiar la mecánica de la falla de la lima, se aplicaron procedimientos que permitieron simular, de la forma más cercana a la real, un tratamiento de endodoncia.

En este caso se relaciona el protocolo asociado con la preparación del canal artificial elaborado en cubos de resina poliéster transparente, los cuales poseen canales estándar, de acuerdo con los de la lima ISO 15, con curvatura de 30°, longitud de 17 mm, parte recta de 12 mm y radio de 5 mm, como se muestra en la parte izquierda (a) de la Figura 14.

Estas limas se operaron con un motor X-Smart Plus Dentsplay Sirona (referencia A1032), mostrado en la Figura 12, a una velocidad de giro de 300 r/min y un torque de 2,5 N cm que son los parámetros recomendados de operación para lima WaveOne Gold de acuerdo con la casa fabricante.

Figura 12. Motor para uso endodóntico, reference X-Smart Plus Dentsply Maillefer.



Fuente: elaboración propia (2021)

Los instrumentos, el irrigante y los cubos de resina se encuentran a temperatura ambiente ($18^{\circ}\text{C} - 20^{\circ}\text{C}$) y humedad relativa del 65%. Con el propósito de simular las condiciones de la cavidad bucal, tanto en temperatura como en humedad, se utilizó un dispositivo que permite mantener la temperatura de los bloques de resina a $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, mediante baño de agua que se mantiene durante toda la preparación. (Ver 6.4.2 simulador de temperatura) Se realizó una irrigación constante utilizando hipoclorito de sodio al 5% (marca Zonident Colombia) y aguja monojet con orificio lateral. Se confirmó la exploración, permeabilidad y vía de deslizamiento del conducto, con lima de acero inoxidable Ready Steel ISO 010 (marca Dentsplay Maillefer). Con la lima ProGlider de 25 mm de movimiento rotatorio se creó una vía de deslizamiento como fase previa a la utilización de la lima WOG, esto evita bloqueos del conducto, deformaciones posteriores y se ha evidenciado que ayuda a la disminución del dolor postoperatorio (66). En la Figura 13 se muestra una vista lateral de la lima ProGlider completa y su sección transversal en la punta.

Figura 13. Lima ProGlider. Vista lateral y sección transversal en la punta.



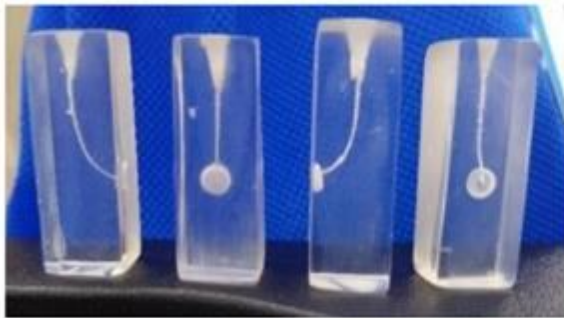
Fuente: elaboración propia (2021).

Con el instrumento ProGlider se realizó suave presión hacia adentro del canal hasta la longitud de trabajo del conducto durante 20 segundos para establecer la vía de desplazamiento, se irrigó nuevamente con 5 ml de hipoclorito de sodio durante cinco segundos, y así sucesivamente, hasta alcanzar la longitud de trabajo total. Se inició el proceso de conformación del conducto con la lima WOG Primary a 2 mm o 3 mm cervicales del conducto en línea recta durante 15 segundos, se retiró el instrumento, se limpió utilizando un Clean Stand con agua desionizada, se recapituló con lima #10 y se irrigó por cinco segundos.

Se emplea nuevamente el instrumento Primary aplicando ciclos (grupo de tres “picoteos”) hasta una longitud de 12 mm, durante 30 segundos y con movimiento de cepillado hacia el exterior. La determinación de los ciclos se definió por el concepto de movimiento picoteo (pecking), el cual consiste en un movimiento cíclico de entrada y salida de la lima en el canal con cierta amplitud y tiempo. Para el presente trabajo se definió a un ciclo de trabajo como un ciclo completo de movimientos de picoteos. De esta forma se determinó el número de ciclos en el proceso de instrumentación para llegar a la fractura. Se verificó la longitud de trabajo con lima #10 manual, se irrigó con hipoclorito y se continuó con la lima Primary hasta la longitud de trabajo total durante 30 segundos, ejerciendo mínima presión apical. Finalmente, se confirma la forma y la preparación del conducto, además del límite apical con un probador WOG Primary. Se realizó la limpieza de la lima WOG después de cada grupo de ciclos en limpiador ultrasónico y sumergido en agua desionizada a temperatura ambiente, durante dos minutos; este procedimiento se realizó cada vez que se

culminó la preparación de cada canal artificial. En la parte derecha (b) de la Figura 14 se presenta una imagen de la preparación realizada.

Figura 14. Preparación del conducto. (a) canales artificiales en cubos de resina. (b) Preparación con lima ProGlider.



a



b

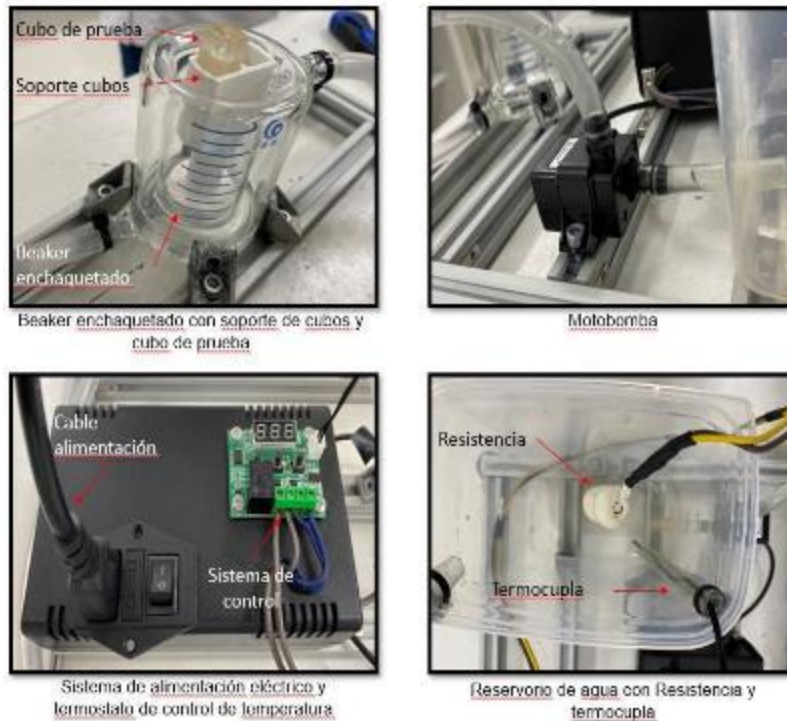
Fuente: elaboración propia (2021)

Se definió un número de ciclos aplicados a las limas para realizar la inspección mediante microscopía óptica: 0, 27, 54, 64, 74, y cada tres hasta la fractura. (Este número de ciclos fue extraído de pruebas piloto en las que se sometieron las limas a ciclos hasta la fractura y se determinó un rango promedio de ciclos necesarios para la falla).

Adicional a esto, se implementó un sistema de simulación de temperatura corporal para posicionar los cubos de prueba con la finalidad de simular también las condiciones del entorno a las que están sometidas las limas endodónticas durante su utilización. Para este propósito se construyó un sistema de circulación de agua a través del volumen interno de un vaso precipitado enchaquetado. El agua es extraída de un reservorio en el cual se genera el calentamiento por medio de una resistencia eléctrica controlada por un termostato ajustable a una temperatura definida con un diferencial específico. Para la instrumentación de los cubos de prueba, esta temperatura se ajustó a 36°C y un diferencial de 1°C. Por

medio de una motobomba circula y calienta el agua en el que se sumergen los cubos y se lleva a cabo la instrumentación. Las partes de dicho sistema se muestran en la Figura 15. Los cubos se sitúan en un soporte diseñado específicamente para tal fin (también mostrados en la Figura 15).

Figura 15. Partes del sistema de simulación de temperatura corporal.



Fuente: elaboración propia (2021)

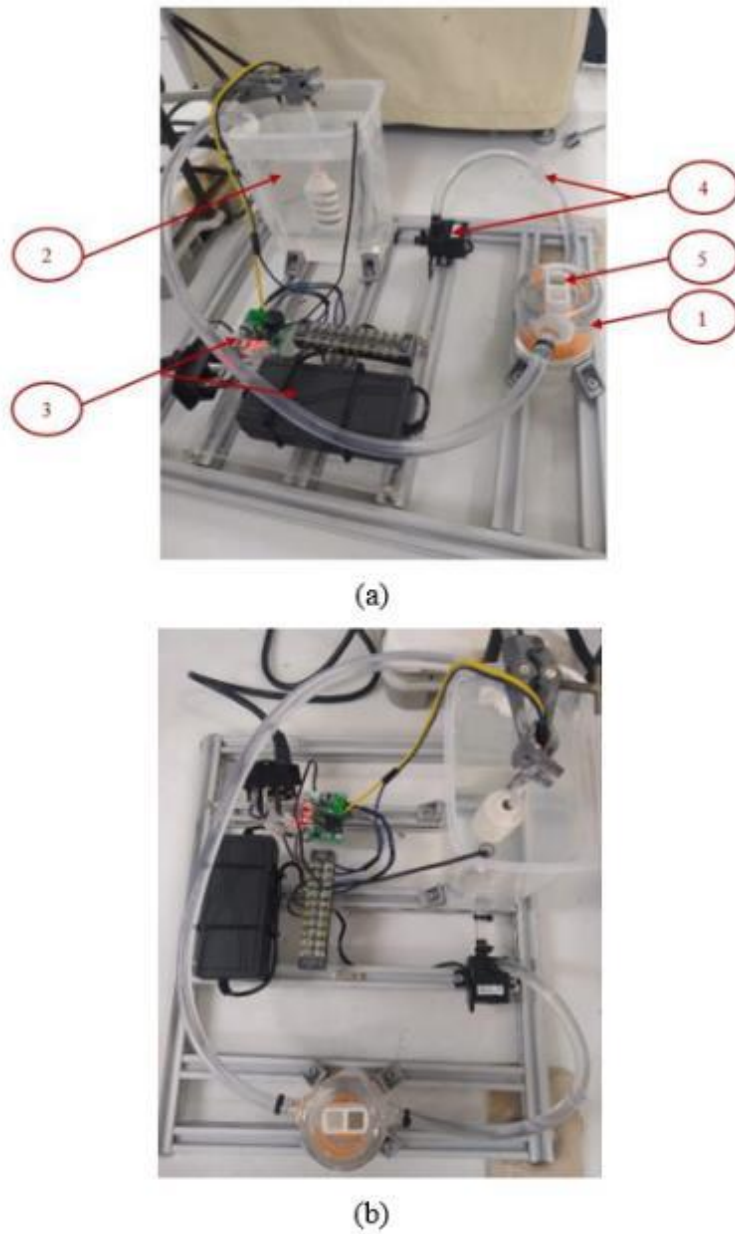
7.4.2 Montaje Experimental Para Simulación De Temperatura Bucal

Este sistema tiene como propósito reproducir la temperatura de la cavidad oral para realizar la instrumentación in vitro con las limas Primary del sistema WOG.

Todo el conjunto de dispositivos está acoplado a un soporte fabricado en perfiles cuadrados de aluminio de 2 cm x 2 cm y consta de los elementos que se muestran en la Figura 16.

- (1) Beaker enchaquetado – (2) Depósito de agua – (3) Sistema de control electrónico de temperatura y tiempo - (4) Sistema de recirculación de agua – (5) Soporte para cubos.

Figura 16. Montaje experimental para simulación de temperatura de cavidad bucal. (a) Vista lateral (b) Vista superior.



Fuente: elaboración propia (2021)

Para mejor comprensión del funcionamiento del sistema y de su configuración, se describen cada uno sus componentes.

(1) Beaker enchaquetado: es un recipiente de vidrio con capacidad para 50 ml que consta de dos recipientes concéntricos separados por un volumen cerrado, el cual

consta de una entrada y una salida por las cuales fluye, en este caso, agua, generando un baño sobre el recipiente interno. Ver Figura 17.

Figura 17. Depósito de agua y sistema de calentamiento.



Fuente: elaboración propia (2021)

- (2) **Depósito de agua y calentamiento:** el agua que fluye por el volumen interno del beaker enchaquetado se calienta hasta que alcanza $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. El sistema de calentamiento encargado de dicha labor está compuesto por un recipiente que funciona como depósito de agua en el que se sumerge una resistencia la cual se enciende y apaga por medio de un sistema de control tipo termostato. Ver Figura 18.
- (3) **Sistema de control electrónico de temperatura y tiempo:** encargado de regular la temperatura de calentamiento del agua mediante un conjunto termostato - termocupla que le indica al sistema el momento de encender o apagar la resistencia para mantener una temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Ver Figura 18.

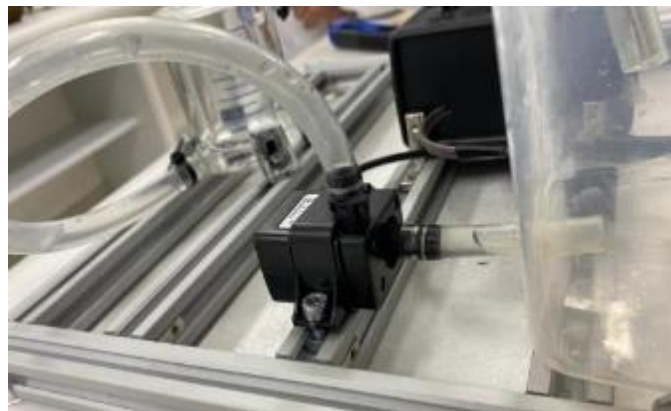
Figura 18. Sistema de control de temperatura y tiempo.



Fuente: elaboración propia (2021)

- (4) Sistema de recirculación de agua:** el objetivo principal del sistema completo es mantener una temperatura específica durante la instrumentación de los cubos, por lo que es necesario un proceso de circulación de agua que se genera mediante una motobomba de 12 V. Mediante una conexión a la salida del depósito de agua y a la entrada del volumen interno del beaker encaquetado se logra pasar agua del tanque central y llenar el volumen externo. Ver Figura 19.

Figura 19. Sistema de recirculación de agua.

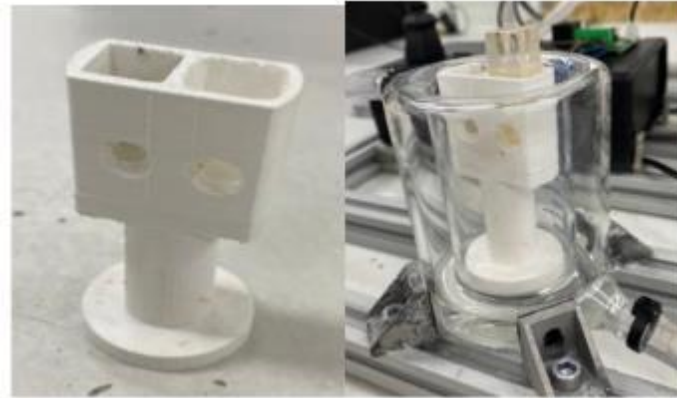


Fuente: elaboración propia (2021)

- (5) Soporte para cubos:** este elemento está fabricado en ABS mediante impresión 3D, sus dimensiones y geometría están configuradas para albergar dos cubos, también

cuenta con perforaciones para maximizar el contacto del agua con el cubo. Ver Figura 20.

Figura 20. Soporte para cubos.



Fuente: elaboración propia (2021)

El procedimiento de utilización del sistema de calentamiento se relaciona a continuación:

1. Inicialmente, se llena con agua el reservorio y se verifica que no existan fugas en las manguera e interconexiones.
2. Posteriormente, se ubica la resistencia en la zona central del depósito y se verifica.
3. Se ubica el soporte de cubos en el interior del volumen central del beaker y se llena con agua dicho volumen. Seguidamente, se ubican los cubos en el soporte.
4. El cable de alimentación del sistema eléctrico se conecta a la red eléctrica y se activa el interruptor.
5. Se verifica que los registros de temperatura sean consistentes y se monitorea su incremento hasta corroborar que el termostato controla la alimentación de la resistencia.
6. Finalmente, se espera a que la temperatura se estabilice.
7. Posterior a los procesos anteriores, se procede a la instrumentación de los bloques de prueba ya descritos anteriormente.

7.4.3 Protocolo De Adquisición De Imágenes Con Microscopía Óptica

Con el propósito de evaluar diferentes aspectos relacionados con las características de las limas y configurar una base de datos de imágenes digitalizadas, se emplean diferentes

técnicas entre las que se consideran la microscopía óptica como herramienta principal para la inspección de los instrumentos mediante la amplificación de la imagen, a partir de una combinación de lentes y la adquisición de las imágenes de manera permanente y empleando herramientas de medición incorporadas en el programa de computador asociado al equipo óptico. (76)

Para la adquisición de fotografías y posterior medición, mediante microscopía óptica, se emplean dos componentes básicos:

- Microscopio óptico portátil (referencia Proscope HR2 Advanced Lab), incluyendo los elementos que permiten la digitalización de la imagen, en este caso son el cable de conexión al computador y el software.
- Stage XYZ, que es una plataforma con desplazamiento calibrado en los tres ejes por medio de un tornillo micrométrico. Sobre la plataforma del stage se dispuso un RStage o portamuestras tipo R (rotación), en el que se adecuó un mandril para sujetar la lima.
- Con el procedimiento de microscopía óptica se adquirieron fotografías en alta resolución (1280 x 1024) píxeles de cada una de las etapas definidas para el uso y/o desgaste de la lima. Se marcó con un rayador de punta de tungsteno la referencia 0° para posicionamiento de la lima en microscopio.

Inicialmente, se realizó una inspección general de la lima para establecer su estado de “nueva” y verificar viabilidad del instrumento para experimentación, por lo que se revisó tanto la parte activa, como la punta de esta en busca de fracturas o defectos. Se realizó un video rotando la lima, utilizando un lente de 30X como evidencia de la inspección.

Posteriormente, se tomaron imágenes segmentadas de la lima a 0° y empleando un lente de 100X, marcando una línea de referencia para mediciones que se generó mediante un rayado sobre el mango de la lima para no afectar el filo; con las capturas se reconstruyó todo el cuerpo de la lima. Se debe tener en cuenta definir y reconocer los ejes, tanto el eje longitudinal de la lima con el que se hace el recorrido desde el mango a la punta, como el tornillo que controla el movimiento arriba-abajo de la lima y el tornillo que controla la

altura. Esta última es la que permite ajustar el enfoque (en este caso moviendo la muestra respecto al lente del microscopio).

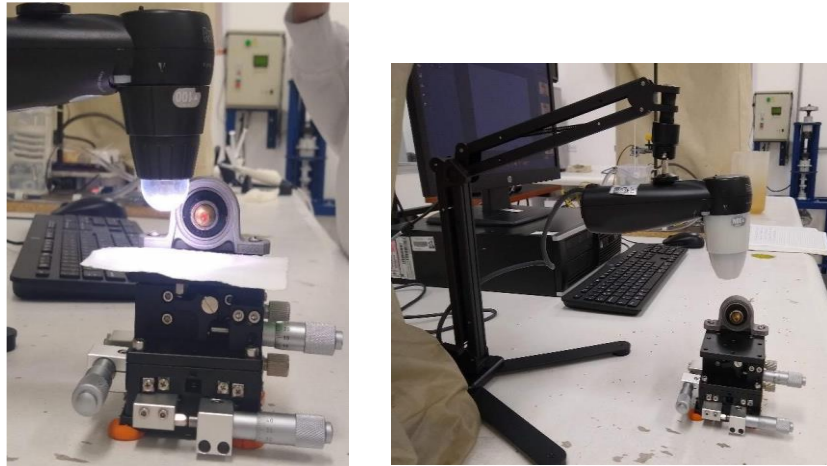
Una vez identificados los tornillos, con la lima a 0° , se ubicó el microscopio lo más horizontal posible (este posicionamiento horizontal no está estandarizado, no se mide o calibra esta posición). Se definió el enfoque y se inició con la captura de las imágenes. Tomando como referencia un punto de la imagen, se movió el tornillo para ubicar el siguiente segmento de la lima (en el mismo ángulo se mueve la lima con respecto a su eje longitudinal desde el mango a la punta). El proceso consistió en capturar la imagen, mover la lima y capturar nuevamente hasta llegar a la punta. De esta manera, se inspeccionó el cuerpo de la lima, el estado de los filos y los diámetros de D16 a D0. Se regresó al mango y se rotó la lima 90° , alineando de nuevo y se repitió el proceso en 4 grados diferentes 0° , 90° , 180° y 270° .

En la aplicación del protocolo de preparación de los cubos, después de los grupos de ciclos o “picoteos” previamente definidos, se realizaron inspecciones del estado de la lima de acuerdo con el proceso descrito anteriormente. En el ángulo y segmento que se detectó algún punto de interés se cambió el lente por uno de 400X para realizar una inspección más detallada y generar el registro visual.

Al momento de la fractura, se registró el número de “ciclos” totales y la cantidad de cubos utilizados. Al momento de terminar de preparar un cubo, y si la lima continuaba apta para operación, se procedió con un cubo nuevo. Adicionalmente, se realizó el mismo proceso de captura de imágenes en los cuatro ángulos a 100X y en la sección transversal fracturada con un lente de 400X.

En la Figura 22 se presenta una vista del montaje para microscopía óptica que consta de ProScope HR con lente de 100x, Stage XYZ y Stage-R, mientras que en la Figura 23 se ilustra un acercamiento del lente del microscopio a la lima.

Figura 21. Configuración para adquirir fotografías y medir mediante microscopía óptica.



Fuente: elaboración propia (2021)

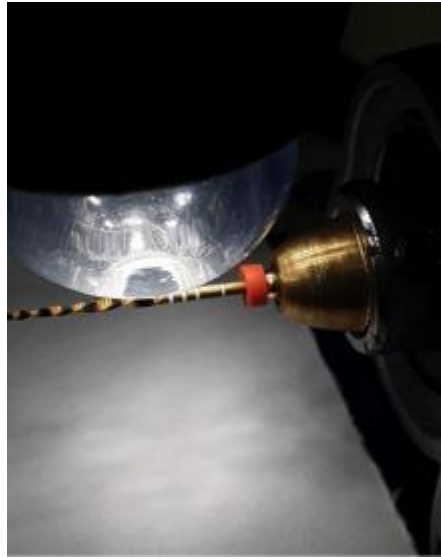
La imagen que se observa en el monitor del computador se digitaliza mediante el software incorporado con el Proscope para Windows XPSP2 Vista and Up. Para el establecimiento de las características específicas para la imagen, se selecciona una resolución de (1280 x 1024) píxeles, y los valores de los parámetros se relacionan a continuación en la Tabla 2:

Tabla 2. Parámetros de ajuste óptico del microscopio.

Parámetros	Valor de ajuste
Exposición	-4
Balance de blancos	1
Brillo	44
Contraste	3
Saturación	128
Nitidez	3

Fuente: elaboración propia (2021).

Figura 22. Vista de la lima con el microscopio.



Fuente: elaboración propia (2021).

7.4.4 Protocolo De Calibración De Proscope

Para la inspección visual y medición de las limas, se empleó la técnica de microscopía óptica, sin embargo, fue necesario calibrar previamente el software de medición con respecto a la magnificación a emplear. El procedimiento se relaciona a continuación.

- Selección de la magnificación, en este caso de acuerdo con el tipo de lente (100x – 400X).
- Posicionamiento de rendijas de calibración para establecer equivalencias entre pixeles y longitud de medida. En la imagen se observa la escala utilizada, en este caso con una separación entre divisiones de 0,1 mm, que corresponde a 10 mm/100 divisiones. En la Figura 23 se observa el instrumento empleado.

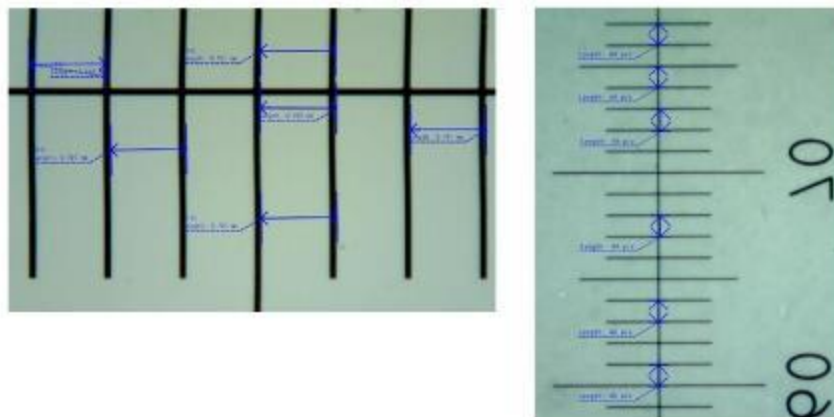
Figura 23. *0.1 mm High Precision Ocular Micrometer+0.01mm Stage Micrometer
Microscope Micrometer.*



Fuente: MUHWA Scientific

- Enfocar, identificar líneas y alinear las rendijas: para este paso se emplea el software del ProScope, de manera que se traza una línea vertical u horizontal o una cruz y se ubican de forma manual.
- Con el software del ProScope, en el menú de calibración, se genera una línea entre dos divisiones. Se debe tener en cuenta que, en este paso, el valor mostrado en pantalla corresponde a la separación en píxeles como se muestra en la Figura 24.

Figura 24. *Proceso de medición de píxeles y establecimiento de valor promedio.*



Fuente: elaboración propia (2021).

Puesto que la distancia en milímetros ya es conocida (de acuerdo con la graduación de la rejilla), se establece la relación con el número de píxeles. Este proceso se realiza 15 veces para obtener un valor promedio de equivalencia, como se muestra:

$$45 \text{ píxeles} = 0,1 \text{ mm (Lente de 100x)}$$

$$179 \text{ píxeles} = 0,1 \text{ mm (Lente 400x)}$$

Finalmente, se crearon dentro del software las escalas correspondientes a cada lente, las cuales debieron ser seleccionada como paso previo a cada medición.

7.4.5 Protocolo Para La Consolidación De La Imagen De La Lima A Partir De Las Imágenes Seccionadas Obtenidas Con El Proscope

Para la obtención de la imagen de la lima endodóntica con el sistema ProScope se tomaron imágenes con el objetivo de 100X. Estas imágenes tenían una resolución de (1280 x 1024) píxeles, donde 1280 píxeles corresponden a 0,72 mm y, por lo tanto, 1024 píxeles representan 0,57 mm. Para obtener una imagen consolidada de la lima completa a partir de estas imágenes, deben tomarse secciones de las imágenes y generar una reconstrucción disponiendo dichas imágenes de forma secuencial acoplando puntos equivalentes entre imágenes subsiguientes. Para esto se debe proceder como se muestra a continuación: Las imágenes se tomaron con base en el protocolo de adquisición de imágenes, el cual está relacionado en el este documento (7.4.3 Protocolo de adquisición de imágenes).

Una vez tomadas las imágenes de las secciones de la lima endodóntica, se cargaron dichas imágenes en un software que permitió la disposición de imágenes y su libre ubicación (editor de fotografía, Power Point).

Las imágenes se cargaron de manera tal que permitiera identificar su orden secuencial de adquisición.

Una vez cargaron las imágenes, se seleccionó la imagen de partida, sea esta la primera desde el mango de la lima o desde la punta.

A partir de esta imagen, se superpuso la correspondiente a la siguiente sección de la lima (imagen que se denomina “imagen siguiente”). Para esto se debió identificar un punto en

común de ambas imágenes, considerando que imágenes subsiguientes se tomaron de forma tal que compartían una sección similar y, por lo tanto, tenían puntos en común.

Una vez identificado este punto en común en ambas imágenes, la imagen siguiente se reubicó de tal manera que el mismo punto en ambas imágenes (imagen de partida e imagen siguiente) coincidiera.

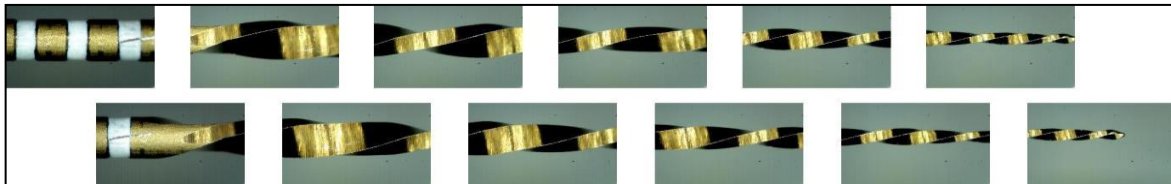
Dichas imágenes superpuestas constituyeron la nueva imagen de partida y se identificó la nueva imagen siguiente.

Las actividades desde el punto 4 al 7 se repitieron hasta unir todas las imágenes de las secciones de la lima.

A continuación, se muestran dos imágenes que reflejan dos instantes (antes y después) de la reconstrucción de la lima a partir de imágenes de secciones de la lima:

ANTES

Figura 25. Imágenes de la lima antes de la reconstrucción.



Fuente: elaboración propia (2021).

DESPUÉS

Figura 26. Imágenes de la lima después de la reconstrucción.



Fuente: elaboración propia (2021).

8 RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

8.1 ERROR ASOCIADO A LA TÉCNICA DE MEDICIÓN ÓPTICA:

Las limas endodónticas fueron observadas mediante microscopía óptica a una magnificación de 400X. Se utilizó el montaje mostrado en la Figura 22 usando un microscopio portátil Bodeline ProScope HR. Las imágenes fueron tomadas con resolución de (1280×1024) píxeles. Los parámetros formales de operación para toma de imágenes en el microscopio se ilustran en la Tabla 4.

Para realizar medición sobre las imágenes se usó el software “ImageJ” desarrollado en el “National Institutes of Health (NIH)”. Una cuadrícula óptica de calibración de 0,1 mm $\pm 0,01$ mm fue usada para estimar el error de medición usando el software. Las Figuras 24 y 25 ilustran el formato de medición sobre la cuadrícula óptica estableciendo la relación 179 píxeles $\equiv 0,1$ mm.

Para estimar el error asociado a la técnica (estimación de la varianza), un registro inicial de 10 medidas aleatorias usando “ImageJ” fue establecido entre los elementos de longitud calibrada estándar. Se comparó así la media de la muestra (10 datos) con la media de la población 0,1 mm.

Posteriormente, otros 10 datos aleatorios de medición fueron establecidos con fines de comparación de la varianza. La Tabla 5 muestra la recolección de datos en píxeles y en mm.

Tabla 3. Toma de datos para estimar el error de la medida.

Iteración	Medidas en píxeles (muestra 1)	Medidas en mm (muestra 1)	Medidas en píxeles (muestra 2)	Medidas en mm (muestra 2)
1	184.0110	0.10279944	174.0000	0.097206704
2	177.0000	0.09888268	176.0000	0.098324022
3	180.0440	0.10058324	181.0000	0.101117318
4	183.0000	0.10223464	177.0030	0.098884358

5	182.0110	0.10168212	178.0000	0.099441341
6	177.0710	0.09892235	178.2660	0.099589944
7	178.0110	0.09944749	179.0000	0.100000000
8	180.0110	0.10056480	179.0030	0.100001676
9	181.0030	0.10111899	182.0000	0.101675978
10	179.0000	0.10000000	183.0000	0.102234637

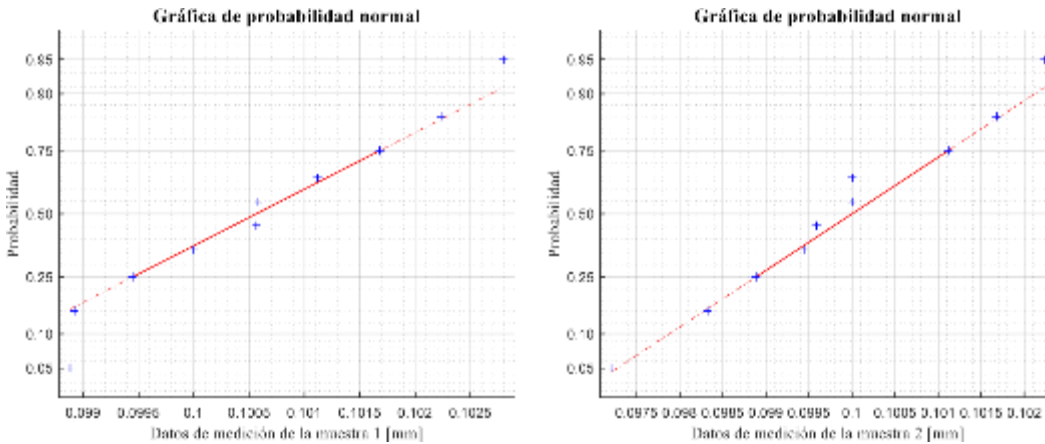
Fuente: elaboración propia (2021).

Los datos corresponden a una distribución normal, tal como lo ilustran las gráficas de probabilidad normal de la Figura 28. Una prueba de Lilliefors con 95% de confianza fue corrida sobre los datos para corroborar la normalidad de los datos aleatorios con valores-P mayores a 0,5. Asumiendo la varianza desconocida, dado que se quiere estimar este valor para la técnica de medición, se aplicó una prueba estadística t para comparación de medias.

El análisis concluyó que la media muestral es igual a la poblacional de 0,1 mm con 99% de confianza y valor-P de 0,1780. El intervalo de confianza asociado para la media es [0,0992, 0,10201] ilustrando que el error asociado a la técnica de medición es de 1,38 μm . Se hizo además un análisis de homocedasticidad para verificar la invariancia del error asociado. Se aplicó un estadístico F para comparación de varianzas. El análisis concluyó que las varianzas son iguales con 99% de confianza y valor-P de 0,6445.

Se concluye que las mediciones de longitud sobre imágenes con resolución de (1280 \times 1024) píxeles usando el software “ImageJ”, y tomadas con el microscopio y parámetros descritos a un aumento de 400X, tienen un error asociado de 1,38 μm .

Figura 27. Gráficas de probabilidad normal de los datos de medición aleatorios.

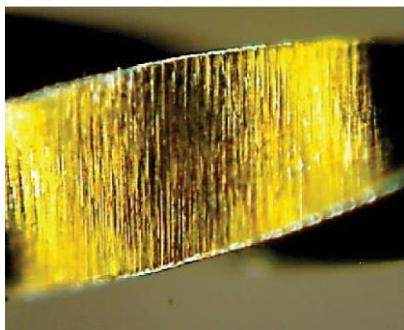


Fuente: elaboración propia (2021)

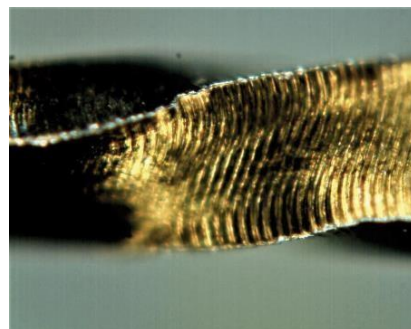
8.2 INFERENCIA DE LA INFORMACIÓN ESTABLECIDA A PARTIR DE LA MEDICIÓN DE LA DEFORMACIÓN NORMAL UNITARIA LAGRANGIANA EN IMÁGENES A 400X:

Usando el software “ImageJ” se tomaron medidas de la deformación normal unitaria lagrangiana promedio establecidas sobre la referencia de las trazas de mecanizado de la lima tal como se muestra en la Figura 28.

Figura 28. A la izquierda se muestran las líneas originales de mecanizado en una lima nueva sin picoteos, a la derecha se muestran las líneas de mecanizado luego de varios.



a. Líneas originales de mecanizado.



b. Líneas de mecanizado luego de un número dado de picoteos.

Fuente: elaboración propia (2021)

Si la longitud de una línea de mecanizado en una lima nueva sin picoteos es s_0 y la longitud de una línea de mecanizado en una lima después de un número n de picoteos es s , la deformación normal unitaria lagrangiana promedio se definió como

$$\epsilon_L = \frac{s - s_0}{s_0} \times 100\%;$$

donde las magnitudes de medida s y s_0 están dadas en micrómetros y, por lo tanto, ϵ_L es adimensional. Luego de la medición usando “ImageJ” la determinación de la deformación en cinco limas llevadas a la fractura en 40 picoteos, 52 picoteos, 62 picoteos, 76 picoteos y 80 picoteos fue realizada usando el software MATLAB. Se tomaron cinco medidas en cada registro de la deformación, recordando que el error estimado es de $1,38 \mu\text{m}$ en las longitudes. La Figura 30 muestra los resultados de las mediciones hechas sobre cinco limas aleatorias en la región cercana a la fractura. La Tabla 6 muestra los resultados de las deformaciones para cada fractura.

Tabla 4. Observaciones de la deformación en limas falladas.

Número de picoteos hasta la falla	Observaciones (ϵ_L) [%]				
	1	2	3	4	5
40	4,571	7,423	4,087	3,911	4,303
52	7,985	10,14	9,314	6,853	7,932
62	9,671	12,29	10,29	13,76	17,18
76	4,940	6,765	7,778	6,690	8,832
80	7,450	6,239	5,519	5,194	6,875

Fuente: elaboración propia (2021).

Se realizó un ANOVA con confianza de 95% para verificar si el número de picoteos en la falla era significativa en el cambio geométrico de la superficie de la lima (deformación normal unitaria lagrangiana). El ANOVA muestra que el número de picoteos afecta

significativamente la deformación lagrangiana con valor-P < 0,001. El ANOVA presenta supuestos validados de normalidad (prueba Lilliefors con valor-P de 0,0566 y 95% de confianza) y homocedasticidad (prueba de Levene con valor-P de 0,2927 con 95% de confianza). La independencia se asegura al ser una prueba completamente aleatorizada. La tabla del ANOVA (Tabla 5) se presenta a continuación:

Tabla 5. ANOVA para la deformación lagrangiana vs. número de picoteos hasta la falla.

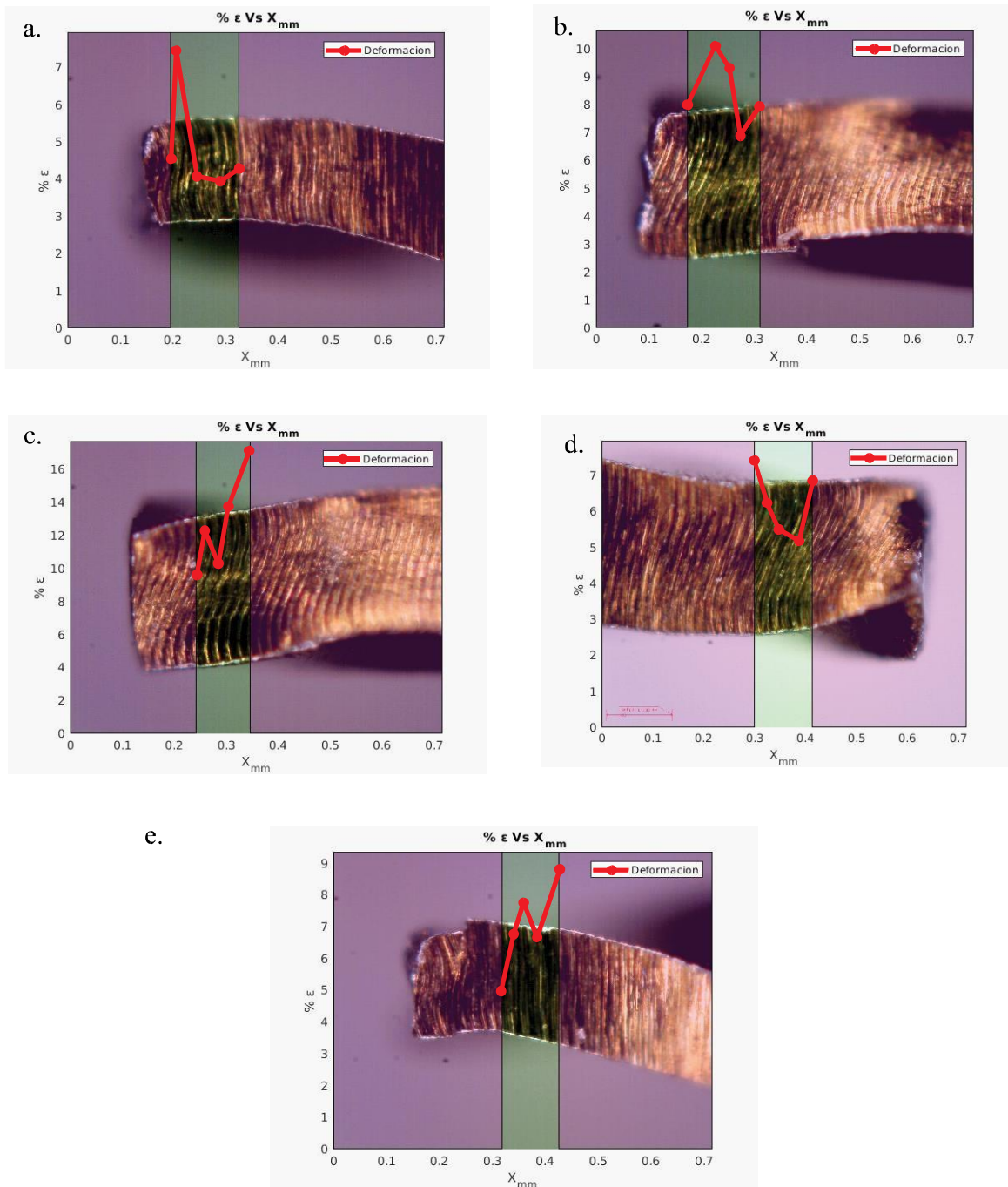
Fuente	Suma de cuadrados	G. L.	Cuadrado medio	Razón-F	Valor-P
Entre grupos	177,331	4	44,3328	14,03	0.0000
Inter grupos	63,1847	20	3,15924		
Total	240,516	24			

Fuente: elaboración propia (2021).

La independencia de los residuales y los valores de residuales vs. los valores de picoteos son mostrados en las Figuras 31 y 32 respectivamente. Debido a que el valor-P de la normalidad de los residuales se acerca fuertemente al valor de error tipo I ($\alpha = 0,05$) se decidió establecer una prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis con 95% de confianza para confirmar los resultados del ANOVA. La prueba confirma los resultados de ANOVA con un valor-P de 0,001156.

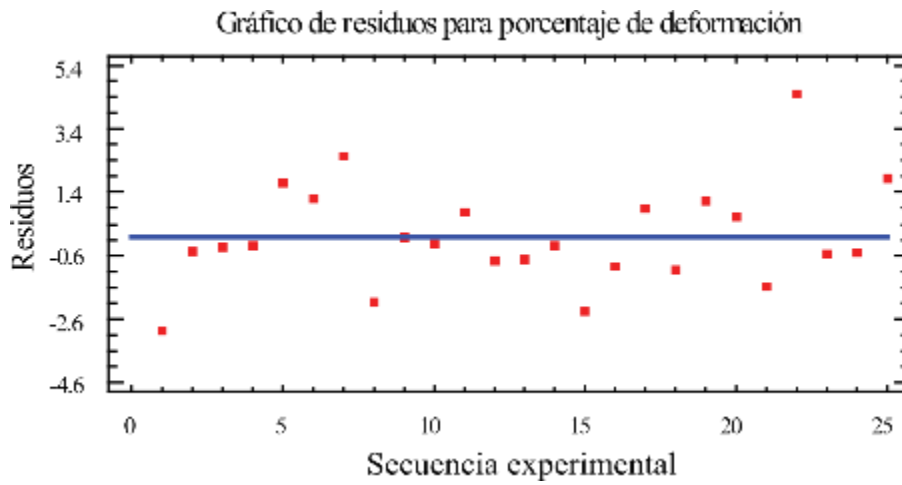
Para diferenciar las medias se usó una prueba de Bonferroni con 99% de confianza. El proceso estadístico ilustra diferencias significativas en las parejas (40, 62) picoteos, (62, 76) picoteos y (62, 80) picoteos. La gráfica de medias se ilustra en la Figura 33. En esta gráfica se observa que los máximos valores de deformación ocurren a la falla de 62 picoteos y luego hay niveles menores para la falla a valores de 76 y 80 picoteos. Esto se debe a que la excesiva deformación plástica en estas medidas reduce notoriamente el espesor de la lima. Por lo tanto, se sugiere que, cuando el porcentaje de deformación sea mayor a 10%, el uso de la lima debe suspenderse sin importar el número de picoteos llevados a cabo.

Figura 29. Deformaciones medidas sobre las limas. a) falla a 40 picoteos, b) falla a 52 picoteos, c) falla a 62 picoteos, d) falla a 80 picoteos, e) falla a 76 picoteos.



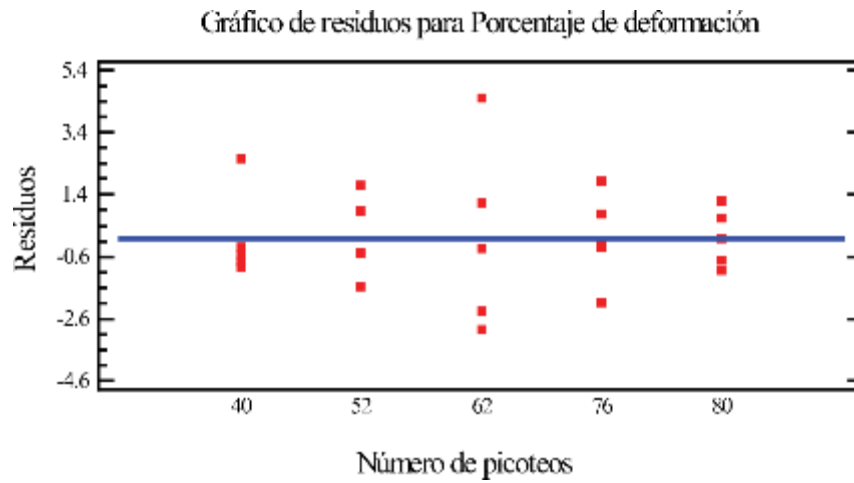
Fuente: elaboración propia (2021).

Figura 30. Gráfica de independencia de datos. No se observan patrones específicos en el comportamiento de los residuos.



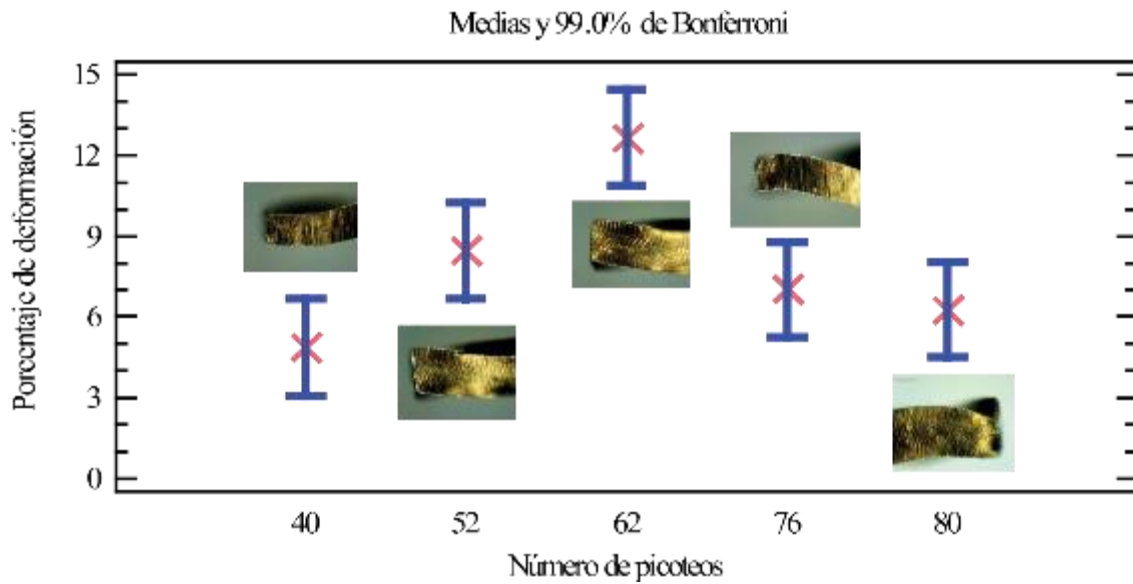
Fuente: elaboración propia (2021).

Figura 31. Gráfica de residuos vs. el número de picoteos. No se evidencian inconformidades homocedásticas.



Fuente: Elaboración propia (2021).

Figura 32. Gráfica de medias con confianza de 99%.



Fuente: elaboración propia (2021).

Se realizó un ajuste por mínimos cuadrados para determinar un modelo predictivo de relación entre el número de picoteos y el porcentaje de deformación antes de la fractura. Se evidencia un mejor ajuste con un polinomio de cuarto orden con correspondencia de correlación con 80,5% para una confianza de 95% en los regresores. Algunos valores específicos atípicos se salen del intervalo de confianza, lo que sugiere una adición de datos en cada medición replicada para ajustar más la varianza. El modelo es de la forma

$$\epsilon L = a_0 + a_1P + a_2P^2 + a_3P^3 + a_4P^4,$$

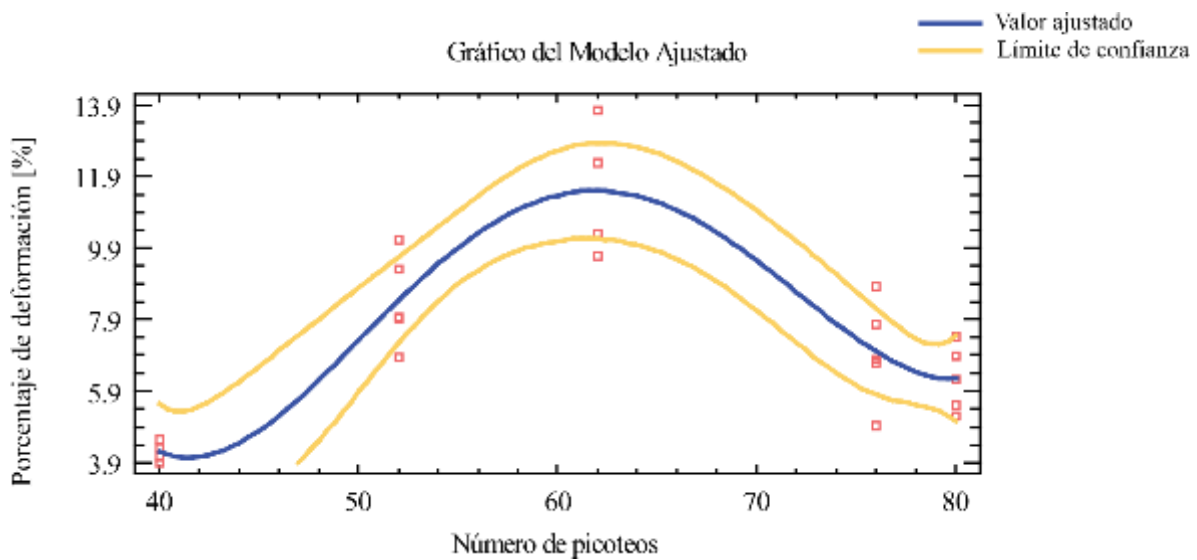
donde ϵL es el porcentaje de deformación lagrangiana, P es el número de picoteos y a_i , $i = 1,2,3,4$ son los regresores ajustados linealmente. Para el dominio específico de la experimentación: limas Wave One Gold Primary usadas sobre cubos artesanales de acrílico con las revoluciones y torque especificados por el fabricante sobre el motor y a temperatura simulada de 36°C, los regresores tienen los valores mostrados en la Tabla 6 a continuación, mientras que el ajuste polinomial se muestra en la Figura 33.

Tabla 6. Coeficientes de regresión del modelo.

Coeficiente del regresor	Valor
a_0	529,6
a_1	-38,31
a_2	1,012
a_3	-0,01141
a_4	$0,4673(10^{-6})$

Fuente: elaboración propia (2021).

Figura 33. Modelo de regresión lineal para el ajuste entre la deformación cercana a la región de fractura y el número de picoteos.



Fuente: elaboración propia (2021).

Se concluye que las mediciones de la deformación de la zona cercana a la fractura de la lima fueron realizadas de manera aleatoria, establecidas en porcentaje de estimación lagrangiana, usando microscopía óptica y una técnica de estimación con el software “ImageJ”. De acuerdo con el ANOVA, el porcentaje de deformación resulta afectado con respecto al número de picoteos. El ANOVA satisface las suposiciones base de normalidad (prueba de Lilliefors), homocedasticidad (prueba de Levene) e independencia de residuales

con 95% de confianza. Dado que el valor-P de la normalidad de los residuales se acerca al error tipo I estimado, se comprobó la validez del ANOVA con una prueba no paramétrica de KruskalWallis. Un análisis Bonferroni de 99% de confianza para establecer diferencias en las medias fue usado para confirmar los grupos homogéneos, lo que evidenció diferencias significativas en tres intervalos de picoteos (40,62); (62, 76) y (76, 80). Una regresión lineal de ajuste con 95% de confianza se llevó a cabo y un modelo polinómico de cuarto orden satisface la bondad del ajuste con correlación del 80,5% de los datos. Esto se debe a que algunos datos provinieron de fracturas atípicas en la lima y el modelo debe alimentarse con más valores de deformación para disminuir los niveles de varianza. El modelo se adecúa para limas Wave One Gold sobre cubos de acrílico únicamente y a las condiciones de operación dadas. Es necesario cubrir ciertos dominios del factor de entrada para mejorar el ajuste del modelo y convertirlo en un modelo predictivo a 95%.

9 DISCUSION CLÍNICA

En el presente estudio se utilizó la lima Primary del sistema Wave One Gold. Para observar la evolución de los cambios en la geometría superficial del instrumento después de su desgaste, se utilizaron canales simulados estandarizados en cubos de entrenamiento para garantizar la reproducibilidad de las condiciones de examen al tiempo que permite que los instrumentos realicen una acción de corte activa durante la rotación, con la que se buscaba estandarizar la parte clínica de la investigación; al observar su superficie con microscopía óptica a 100X y 400X. Varios estudios han recomendado el uso de métodos más meticulosos para el examen de instrumentos (66), (88); donde se encontraron cambios en la estructura superficial de la lima como deformaciones, elongaciones; esto es consistente con la investigación de Serpa y col, (46) donde se evaluaron las limas Primary del sistema Wave One Gold con SEM y difracción de rayos X después de seis usos y esterilización y observaron presencia de cambios superficiales como micro-fracturas, marcas de fabricación, debris y exceso de metal, lo que consideraron normal por el número de usos a los que fueron sometidos dichos instrumentos.

Los instrumentos probados exhibieron una notable deformación visible. Esta observación fue reportada previamente por Saber y col. (89), donde todas las limas del sistema operativo usadas se deformaron después de la preparación de cuatro conductos radiculares curvos en molares mandibulares.

Sattapan et al. (46) encontraron que el 50% de las limas Quantec Series 2000 vistas al SEM, después de 10 usos, presentaron deformación plástica visible, desentorchamiento, curvaturas o desdoblamientos en su superficie y el 50% restante se fracturó.

Park y Kim (90) analizaron las limas Reciproc, R 25 y Wave One® Primary después de instrumentar cinco conductos curvos y reportaron ligeros desgastes y defectos superficiales. Resultados similares muestran Özyürek et al. (33), que demostraron que la resistencia a la fatiga cíclica de la lima Primary de Wave One Gold fue mayor que los instrumentos de

Reciproc R25 con un modelo estático y un dispositivo de prueba de fatiga del canal de acero inoxidable en ángulo de 60° calculando el número de ciclos hasta la fractura. Esta investigación fue realizada con una temperatura de 36°C ± 1°C, simulando lo más cerca posible a una situación clínica real para no interferir con los resultados de los ciclos hasta la fractura. Plotino et al (75) informaron que la temperatura corporal (35°C) no influyó en la fatiga cíclica de las limas ProTaper Gold (Dentsply Sirona), mientras que la resistencia a la fatiga cíclica de las limas ProTaper Universal disminuyó significativamente a esta temperatura. Los investigadores atribuyeron este resultado a la temperatura de transformación de las limas ProTaper Gold, que es más alta que la temperatura corporal. Dosanjh et al, (81) informaron que la resistencia a la fatiga cíclica de todas las limas NiTi EdgeFile (EdgeEndo, Albuquerque, NM, EE. UU.), Vortex Blue y EndoSequence (Brasseler EE. UU., Savannah, GA, EE. UU.) era menor a 37 ° C y 60 ° C en comparación con 3 ° C y 10 ° C. Grande et al (91) demostraron que enfriar las limas desde la temperatura ambiente (20 ° C) hasta los -20 ° C tuvo un efecto positivo en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas NiTi. La estructura martensítica de las limas a temperatura ambiente (inferior a la temperatura de transformación) podría explicar su mayor resistencia a la fatiga cíclica. Un estudio de calorimetría diferencial de barrido mostró que las temperaturas de transformación de las limas sometidas a tratamientos térmicos aumentaron, acercándose a la temperatura corporal (91).

En cuanto a las variables analizadas, generalmente se mide el tiempo que tarda la lima en fracturarse en funcionamiento continuo y con estos datos se calcula el número de ciclos en fractura, denominado NCF. La mayoría de los estudios se realizan con canales artificiales elaborados en placas metálicas y sin lubricación. La evolución de los materiales y las técnicas de fabricación utilizadas para los canales artificiales es evidente. Para acercarse a las condiciones clínicas, el protocolo de este estudio incluye NaOCl al 5% a temperatura ambiente como irrigante. O'Hoy et al. (92) evaluaron el efecto de los procedimientos de limpieza que utilizan NaOCl y detectaron fenómenos corrosivos significativos de los instrumentos de NiTi expuestos a NaOCl al 1% durante hasta 10 ciclos de limpieza. Sin embargo, no se encontró una reducción significativa del torque en la fractura o del número de revoluciones a la fatiga por flexión.

La resistencia a la fatiga cíclica de la misma lima NiTi no se vio afectada significativamente por la inmersión dinámica o estática en NaOCl. Sin embargo, el tipo de instrumento influye en la resistencia a la fatiga cíclica (93).

Los odontólogos deben considerar que el uso de NaOCl calentado a 50°C o 60°C, su uso como agente desinfectante de limas NiTi, así como la aparición de corrosión galvánica durante la terapia endodóntica, desencadenan procesos de corrosión como se muestra en otros estudios (54), (94) y podría reducir aún más la resistencia a la fatiga cíclica del archivo. Han-Hsing et al. (93), realizaron inspección visual de los instrumentos utilizados en hipoclorito de sodio y observaron las siguientes características generales durante el proceso de corrosión: se formaron burbujas en la superficie metálica de la lima sumergida. La cantidad de formación de burbujas aumentó con el tiempo y se encontró que era más abundante en los grupos BioRace, TRUShape y EdgeFile; también reportaron la formación de partículas negras, tanto en la superficie de la lima, como como producto de precipitación como la observación más significativa durante el proceso de corrosión.

Cheung et al. (94) tuvieron como objetivo determinar si las limas endodónticas de NiTi tratadas térmicamente son más susceptibles a la corrosión por NaOCl y encontraron que el tratamiento térmico por sí solo no aumenta necesariamente la susceptibilidad de la lima a la corrosión por NaOCl. Varios factores de fabricación, como el tratamiento de la superficie de la lima después del tallado (por ejemplo, el electropulido de BioRace), la geometría de la sección transversal de la lima y el diseño (por ejemplo, el diseño en forma de S de TRUShape), pueden contribuir a una discrepancia en la susceptibilidad de la lima a la corrosión por NaOCl.

Es plausible suponer que la falta de estándares adecuados de control de calidad y tratamiento de superficies puede conducir a la producción de instrumentos con más defectos e irregularidades en la superficie durante la fabricación e inducir un pozo de corrosión asociado con la iniciación de grietas (94).

Las pruebas de fatiga uniaxial y de fatiga por flexión rotatoria son comúnmente utilizadas para el material, siendo esta última prueba la que más se corresponde con las cargas y deformaciones que sufre la lima en el interior del conducto radicular (29). Se han desarrollado diferentes dispositivos para pruebas de fatiga, para determinar el comportamiento y la resistencia del material. (1), (30) La mayoría de las pruebas a las que se someten las limas se realizan en canales artificiales de metales o resinas. A pesar de estandarizar los experimentos, no proporcionan la variabilidad y complejidad que presentan los conductos radiculares naturales. Estas pruebas consisten en colocar una lima dentro del canal artificial para que un motor haga girar la lima dentro del canal que tiene una geometría conocida en términos de radio de curvatura y diámetro. Lo anterior es para medir el tiempo de fractura asociado con las revoluciones del dispositivo y calcular el número de ciclos hasta la fractura del instrumento, comúnmente llamado NCF (19), (31), (32).

Cabe resaltar que ninguno de los estudios revisados infiere un modelo matemático que permite establecer la predicción de falla de la lima, pues no son centrados en establecer causalidad sino en observar los factores de consideración en la fractura. La mayoría de estudios comparan la vida útil de la lima entre marcas, pero tampoco establecen como predecir su fractura.

10 CONCLUSIONES

Dando cumplimiento a los objetivos específicos propuestos, se generan las siguientes conclusiones:

Se desarrolló un sistema de simulación de cavidad bucal para análisis endodóntico y un sistema de inspección por microscopía óptica para revisión de características superficiales de las limas. Se hicieron pruebas piloto donde se logró establecer que las líneas verticales del maquinado de la lima son susceptibles de medición geométrica y de seguimiento de su deformación con respecto al número de picoteos realizados con la lima. Este proceso de cumplimiento al primer objetivo específico, pues el montaje y la técnica de análisis óptica permite establecer las características y los factores geométricos de las limas. Usando análisis fotográfico con el software libre “ImageJ” se logró medir la deformación normal unitaria lagrangiana a partir de la deformación de las líneas originales de maquinado. Se estableció una técnica de medición con error de medida de $1,38 \mu\text{m}$. Este hecho da cumplimiento al segundo objetivo específico al posibilitar lograr la medida de la evolución de factores geométricos. Finalmente se relacionó mediante un modelo de regresión lineal polinómico de cuarto orden la deformación normal unitaria lagrangiana, medida de la falla con el número de picoteos. Este modelo da cumplimiento al tercer objetivo específico propuesto. El modelo permite dar una predicción base, que debe ser investigada más a fondo, del número de picoteos previo a la fractura de la lima en condiciones severas de operación dada la alta fricción generada por el cubo de resina sobre la lima. El modelo propone que el endodoncista no debe usar una misma lima en más de seis conductos radiculares dado que en este punto se alcanza el máximo de deformación en las líneas de mecanizado de la lima y posterior a este número se puede presentar una fractura súbita debido al adelgazamiento localizado de la lima en varios puntos.

El cumplimiento del tercer objetivo específico da respuesta a la pregunta de investigación propuesta ¿Cuál es la relación entre la evolución geométrica de la falla superficial de la lima con los factores habituales de operación?, pues el modelo de regresión lineal hallado establece la relación entre la evolución geométrica de la falla superficial de la lima y los

factores de operación, en este caso el número de picoteos. La hipótesis nula propuesta no se rechaza y se define que si es posible cuantificar el proceso de falla de la lima mediante experimentación.

11 REFERENCIAS

1. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New Thermomechanically Treated NiTi alloys– a review. *Int Endod J.* 2018; 51:1088– 1103.
2. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-titanium Shape Memory alloy used for Endodontic Rotary Instruments during low-cycle Fatigue. *J Endod.* 2012; 38(1):105-107.
3. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP: 2000 Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000, 26: 68-71. 2000, 26: 68-71.
4. Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low- Temperature Phase changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys.* 1963; 34 (5):1475-1477.
5. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-wire Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2010; 36 (2):305-307.
6. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *J Endod.* 2006; 32 (11):1031-1043.
7. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of Intracanal Separated Instruments. *J Endod.* 2013; 39 (5): 569-581.
8. Sjogren U., Hagglund B., Sundqvist G., and Wing K. Factors affecting the longterm results of endodontic treatment. *J. Endod.*, vol. 16, no. 10, pp. 498–504, Oct. 1990.
9. Marques Ferreira M., Rebelo D., Caramelo F., Carrilho E. and Loureiro M. In vitro evaluation of wear and canal transportation using reciprocating instruments: RECIPROC® vs WaveOne® files. *Rev. Port. Estomatol. Med. Dent. e Cir. Maxilofac.*, vol. 54, no. 3, pp. 117–123, 2013.
10. Plotino G., Grande N. M., Cordaro M., Testarelli L. and Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J. Endod.*, vol. 35, no. 11, pp. 1469–1476, 2009.

11. Alapati SB, Brantley WA, Lijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical Characterization of a new Nickel-titanium wire for Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-93.
12. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S. A Review of the Various Surface Treatments of NiTi Instruments. *Iran Endod J.* 2014;9(4):235-40.
13. Figueiredo A. M., Modenesi P. and Buono V. Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires. *Int. J. Fatigue*, 2009.
14. Vasile M.J., Friedrich C.R., Kikkeri B, McElhannon R. Micrometer-scale machining: tool fabrication and initial results, *Precision Engineering*, Volume 19, Issues 2–3, 1996, Pages 180-186, ISSN 0141-6359, [https://doi.org/10.1016/S01416359\(96\)00024-4](https://doi.org/10.1016/S01416359(96)00024-4).
15. Montalvão D, Alçada FS, Braz Fernandes FM, De Vilaverde-Correia S (2014) Structural characterization and mechanical fe analysis of conventional and m-wire Ni-Ti alloys used in endodontic rotary instruments. *Sci World J.* 2014.
16. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTM. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018 Oct 18;32(suppl 1): e67. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067. PMID: 30365608.
17. Cintia A and Sánchez B. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial. Tesis doctoral: Efecto de los procesos termomecánicos en la resistencia a fatiga. Memoria para optar al grado de Doctor presentada por la Universidad Complutense de Madrid, 2019.
18. Carvalho A., Freitas M., Reis L., Montalvão D. and Fonte M. Rotary Fatigue Testing to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires: An Experimental and Numerical Analysis. *Procedia Struct. Integr.*, vol. 1, pp. 34–41, 2016.
19. Chi C.W., Deng Y.L., Lee J.W., and Lin C.P. Fracture resistance of dental nickeltitanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin-film metallic glass coating. *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 116, no. 5, pp. 373–379, 2017.

20. Rodrigues R.C.V., Lopes H.P., Elias C.N., Amaral G., Vieira V.T.L., and De Martin A.S. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, vol. 37, no. 11, pp. 1553–1557, 2011.
21. Testarelli L., et al. Cyclic fatigue of NiTi instruments used in complex curvatures with continuous or reciprocating rotation. *G. Ital. Endod.*, vol. 28, no. 2, pp. 87–90, 2014.
22. Al-Sudani D, et al. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *J. Endod.*, vol. 38, no. 7, pp. 987–989, 2012.
23. Orozco-Ocampo Y. M. Influencia de los parámetros de corte en el desgaste de microherramientas para micromecanizado de materiales biocompatibles. Universidad del Norte, 2012.
24. Lang W. Reflexions on the future of microsystems. *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 72, no. 1, pp. 1–15, Jan. 1999.
25. Byrne G. The Technological Future. *Cutting Technology*. 2006.
26. Fryer J.R. The principles and practice of electron microscopy. *Trends Biochem. Sci.*, vol. 11, no. 3, p. 124, 1986.
27. Uriarte L. Desarrollo de una Metodología para la Reducción de Errores en el Microfresado de Moldes. Universidad del País Vasco, 2007.
28. Orozco Y., Pacheco J. & Bris J. Microfresado de polímeros biocompatibles. *Ing. y Desarro.*, vol. 30, no. 1, pp. 61–78, 2012.
29. Roane J, Sabala C, Duncanson M. The Balance Force Concept for Instrumentation of Curved Canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-2011.
30. Revista Soluciones clínicas 03-2015 Dentsply Maillefer 2015. Citado: 20-04-2016. Disponible:
http://www.dentsply.es/Revista/PDF/SolucionesClinicas01_2014.pdf
31. Nieto C, Mendoza D. Estudio comparativo de los defectos superficiales de las limas Reciproc y Wave One Gold después de la instrumentación de conductos radiculares en molares extraídos mediante el uso de Microscopía Electrónica de Barrido [Tesis]. Quito (Ecuador): Universidad San Francisco de Quito; 2017.

32. Srivastava S. Current Strategies in Metallurgical Advances of Rotary NiTi Instruments: A Review. *J Dent Health Oral.* 2018. *Disord Ther* 9(3): 00333. DOI: 10.15406/jdhodt.2018.09.00333
33. Özyürek Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold NickelTitanium Instruments. *J Endo.* 2016;42(10):1536-39.)
34. Cohen S. & Bukiet F. The reciprocating movement in endodontics. *Endodontic Practice* · February 2016
35. Ruddle CJ. Single-File Shaping Technique: Achieving a Gold Medal Result. *Dent Today.* 2016 Jan;35(1):98, 100, 102-3. PMID: 26846056
36. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *International Dentistry.* 2015;6(3)6-17
37. Miramontes MJ, Garrido P, Mena J, Vera C, Rodríguez N. Análisis Comparativo de los Diferentes Sistemas de Endodoncia Rotatoria: Una revisión”, *JADA.* 2009;4(2): 89-95.
38. Leonardo MR. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel-Titanio.* Artes Médicas. Sao Paulo; Brasil: 2002. 328p: 28cm.
39. Hulyar, Vikash S (2019): Investigation of Torsional Force and Angle of Rotation to Fracture of Trushape® NiTi Rotary Instruments. University of Illinois at Chicago. Thesis. <https://doi.org/10.25417/uic.12480899.v1>
40. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44
41. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *J Endod.* 2015;41(11):1778-83
42. Arias A, Singh R, Peters OA. Differences in torsional performance of single and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology.* 2016;104(2):192-8.)
43. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.

44. Berutti E, Alovisi M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy Consumption of ProTaper Next X1 after Glide Path with PathFiles and ProGlider. *J Endod.* 2014;40(12):2015-8
45. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. “An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files”. *J Endodon.* 1988; 4(7): 346351.
46. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files after Clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-165.
47. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of Root Canal Transportation, Centering Ratio, and Remaining Dentin Thickness Associated with ProTaper Next Instruments with and without Glide Path. *J Endod.* 2014;40(12):2053-6.).
48. Wright PP, Kahler B, Walsh LJ. Alkaline sodium hypochlorite irrigant and its chemical interactions. *Materials (Basel)* 2017; 10:1147–1155.
49. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting Corrosion Resistance of Nickel–Titanium Rotary Instruments with Different Surface Treatments in Seventeen Percent Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Chloride Solutions. *J Endod.* 2008;34(2):208-11.
50. Virdee, SS., Farnell, DJJ., Silva, MA., Camilleri, J., Cooper, PR., Tomson, PL. The influence of irrigant activation, concentration and contact time on sodium hypochlorite penetration into root dentine: an ex vivo experiment. *International Endodontic Journal*, 53, 986– 997, 2020.
51. Guerreiro, MYR, Belladonna, FG, Monteiro, LPB, Lima, CO, Silva, EJNL, Brandão, JMS. The influence of the addition of surfactants to sodium hypochlorite on the removal of hard tissue debris. *International Endodontic Journal*, 53, 1131– 1139, 2020.
52. Basrani BR, Manek S, Sodhi RN, Fillery E, Manzur A. Interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate. *J Endod* 2007; 33:966–9. 19.
53. White RR, Hays GL, Janer LR. Residual antimicrobial activity after canal irrigation with chlorhexidine. *J Endod* 1997; 23:229–31.)
54. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary

- instruments. *Int Endod J.* 2006 Sep;39(9):693-9. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01134. x. PMID: 16916358.
55. The effect of 5% sodium hypochlorite, 17% EDTA and triphala on two different rotary Ni-Ti instruments: An AFM and EDS analysis. Prasad PS, Sam JE, Kumar A, Kannan J *Conserv Dent.* 2014 Sep; 17(5):462-6.
 56. Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, Generali L. Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Endod.* 2018; 44:648–653.
 57. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion of four orthodontic wires. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1983.10, 121–8.
 58. Usslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *International Endodontic Journal.* 1998. 31, 290–4
 59. Stokes OW, Di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics.* 1999. 25, 17–20.
 60. Silva T. D., Caetano E., Campos P. L., Resende M, Machado L. M., A. G., & do Carmo, A. Corrosion resistance assessment of nickel-titanium endodontic files with and without heat treatment. *Restorative dentistry & endodontics.* 2020. 46(1), e6. <https://doi.org/10.5395/rde.2021.46.e6>.
 61. Silva EF, Oliveira LF. Chemical and metallographic characterization of stainless steel in implants removed from patients. *Acta Ortop Bras.* 2011; 19:280–285.
 62. Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility. *Biomaterials.* 2002; 23:2887–2894.
 63. Del Carpio-Perochena, A., Monteiro Bramante, C., Hungaro Duarte, M., Bombarda de Andrade, F., Zardin Graeff, M., Marciano da Silva, M., Cavalini Cavenago, B., & Lucas Fernandes, S. Effect of Temperature, Concentration and Contact Time of Sodium Hypochlorite on the Treatment and Revitalization of

- Oral Biofilms. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*; 2015; 9(4), 209–215. <https://doi.org/10.15171/joddd.2015.038>.
64. Krishnan U, Saji S, Clarkson R, Lalloo R, Moule AJ. Free Active Chlorine in Sodium Hypochlorite Solutions Admixed with Octenidine, SmearOFF, Chlorhexidine, and EDTA. *J Endod.* 2017;43(8):1354-9
65. Alfawaz, Hussam & Alqedairi, Abdullah & Alsharekh, Hala & Almuzaini, Eman & Alzahrani, Shahd & Jamleh, Ahmed. Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*; 2018; 44. [10.1016/j.joen.2018.07.009](https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.07.009).
66. Cunha, T. C., Matos, F. S., Paranhos, L. R., Bernardino, Í. M., & Moura, C. Influence of glide path kinematics during endodontic treatment on the occurrence and intensity of intraoperative and postoperative pain: a systematic review of randomized clinical trials. *BMC oral health*, 2020; 20(1), 175. <https://doi.org/10.1186/s12903-02001164-w>.
67. De Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod.* 2015; doi:10.1016/j.joen.2015.02.011.
68. D. N. Dederich. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. 1986. Pp. 192–196.
69. De Azevedo Bahía MG, Fonseca Dias R, Tadeu Lopes Buono V. The influence of high amplitude cyclic straining on the behaviour of superelastic NiTi *International Journal of Fatigue*, Volume 28, Issue 9, 2006, Pages 1087-1091, ISSN 0142-1123, <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2005.11.008>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142112305003506>).
70. Ormiga F, Barbosa G, Antônio J and Gomes P. Influence of Sodium Hypochlorite on Mechanical Properties of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments, 2007; vol. 33, no. 8, pp. 982–985.

71. F. Ormiga, G. Barbosa, J. Antônio, P. Gomes, M. Cesar, and P. De Araújo. Influence of Previous Angular Deformation on Flexural Fatigue Resistance of K3 Nickel – Titanium Rotary Instruments; 2007; vol. 33, no. 12, pp. 1477–1480.
72. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R and Metzger Z. The Self-adjusting File (SAF). Part 2: Mechanical Analysis. J. Endod., 2010; vol. 36, no. 4, pp. 691–696.
73. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O and Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. J. Endod., 2011; vol. 37, no. 7, pp. 1013–1016.
74. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S and FausLlácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and twisted files. J. Endod. 2012; vol. 38, no. 11, pp. 1521–1524.
75. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L and Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. J. Endod., 2014; vol. 40, no. 9, pp. 1451–1453.
76. Pedullà E, Franciosi G, Ounsi HF, Tricarico M, Rapisarda E and Grandini S. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in irrigant solutions with or without surfactants. J. Endod., 2014; vol. 40, no. 8, pp. 1245–1249.
77. Campbell L, Shen Y, Zhou HM and Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. J. Endod., 2014, vol. 40, no. 4, pp. 562–565.
78. Freitas M, Reis L and Montalvo D. Rotary Fatigue Testing Machine to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires and Endodontic Files. Procedia Eng., 2015; vol. 114, pp. 500–505.
79. Lopes H. P., Elias C. N., Vieira M. V. B., Vieira V. T. L., De Souza L. C. and Dos Santos A. L. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. J. Endod., 2016; vol. 42, no. 6, pp. 965–968.
80. Loios G., Martins R. F., Ginjeira A., Dragoi M. V, and Buican G. Fatigue resistance of rotary endodontic files submitted to axial motion in multiplanar

- canals manufactured by 3D printing. *Procedia Eng.*, 2016; vol. 160, no. Icmfm Xviii, pp. 117–122.
81. Dosanjh A., Paurazas S., and Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *J. Endod.*, 2017; vol. 43, no. 5, pp. 823–826.
 82. Shen Y., Tra C., Hieawy A., Wang Z. and Haapasalo M. Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files. *J. Endod.*, 2018; vol. 44, no. 4, pp. 643– 647.
 83. Alfawaz H., Alqedairi A., Alsharekh H., Almuzaini E., Alzahrani S. and Jamleh A. Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J. Endod.*, 2018; vol. 44, no. 10, pp. 1563–1566.
 84. Al-Shekhli, A.A., & Aubi, I.A. Evaluation of Cyclic Fatigue Resistance of Different Rotary Endodontic File Systems. 2020.
 85. Piasecki L., Makowka S. R. and Gambarini G. Anatomic two-dimensional and three-dimensional models for cyclic fatigue testing of endodontic instruments. *Iran. Endod. J.*, 2020; vol. 15, no. 2, pp. 100–105.
 86. Generali L., et al. New Green NiTi Reciprocating Instruments. 2020.
 87. Faus-Llácer V., Kharrat N. H., Ruiz-Sánchez C., Faus-Matoses I., ZubizarretaMacho Á., and Faus-Matoses V. The effect of taper and apical diameter on the cyclic fatigue resistance of rotary endodontic files using an experimental electronic device. *Appl. Sci.*, 2021; vol. 11, no. 2, pp. 1–14.
 88. Serpa M, Gutiérrez J, Camargo, Gaitán L, Lindo y Parra D. Análisis por difracción de rayos X del sistema Wave One Gold durante el uso clínico y esterilización. 2019.
 89. Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2015 Jan;48(1):109-14.
 90. Park SK, Kim YJ, Shon WJ, You SY, Moon YM, Kim HC, Lee W. Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel-titanium instruments

- according to the root canal anatomy. *Scanning*. 2014; Mar-Apr;36(2):246-51. doi: 10.1002/sca.21096. Epub 2013 Apr 29. PMID: 23630105
91. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod*. 2011; Aug;37(8):1139-42. doi: 10.1016/j.joen.2011.04.008. Epub 2011 May 31. PMID: 21763909.
 92. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *International Endodontic Journal*, 2003; 26, 724–32.
 93. Han-Hsing Lin, J., Karabucak, B., & Lee, S. M. Effect of sodium hypochlorite on conventional and heat-treated nickel-titanium endodontic rotary instruments - An in vitro study. *Journal of dental sciences*, 2021; 16(2), 738–743. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2020.08.015>
 94. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007; 33:1217e21.