

Resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas rotatorios de níquel-titanio con distintas tecnologías de tratamiento térmico: S-One y 2Shape

Franjo Rendulich,¹ Ana Paula Salas-Nieto,¹ Frank Anthony Beltrán-Quenaya,² Daniel Fernando Valencia,² Hair Salas-Beltrán,^{1†} Victor Manuel Ochoa-Rodríguez¹

¹Departamento de Odontoestomatología – Universidad Católica de Santa María (UCCM), Arequipa, Perú

² Práctica privada, exclusiva a la endodoncia

RESUMEN

Introducción: El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas de limas rotatorias de níquel-titanio (NiTi): S-One (Fanta Dental, Shanghai, China) y 2Shape (MicroMega, Besançon, Francia). **Metodología:** Un total de 40 limas fueron asignadas aleatoriamente a dos grupos experimentales (n = 20): el Grupo 1 incluyó limas NiTi S-One 25/.06, y el Grupo 2 incluyó limas NiTi 2Shape 25/.06. Todos los instrumentos fueron probados utilizando un dispositivo metálico personalizado con un canal artificial que presentaba una curvatura de 90° y un radio de 3 mm. Las limas se operaron en rotación continua según los ajustes recomendados por los fabricantes hasta que ocurrió la fractura. El número de ciclos hasta la fractura (NCF) se determinó utilizando un temporizador digital y se confirmó mediante grabación en video. La normalidad de los datos se evaluó utilizando las pruebas de Shapiro-Wilk y Kolmogorov-Smirnov. Las diferencias estadísticas en el NCF entre los grupos se analizaron mediante la prueba t de Student, mientras que la prueba de Kruskal-Wallis se utilizó para comparar las diferencias en la longitud de los fragmentos de separados (p<0.05). **Resultados:** El sistema de limas S-One presentó una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor en comparación con el sistema 2Shape. Además, los fragmentos separados en el sistema S-One fueron más largos, lo que sugiere un comportamiento diferente de fallo entre los dos sistemas. **Conclusión:** Las limas S-One mostraron mayor resistencia a la fatiga cíclica que el sistema 2Shape.

Palabras clave: aleaciones con memoria de forma, fatiga cíclica, limas endodónticas, níquel-titanio, terapia de conductos radiculares.

ABSTRACT

Introduction: The aim of this in vitro study was to evaluate the cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium (NiTi) rotary file systems: S-One (Fanta Dental, Shanghai, China)

and 2Shape (MicroMega, Besançon, France). A total of 40 files were randomly assigned to two experimental groups (n = 20): Group 1 included S-One 25/.06 NiTi files, and Group 2 included 2Shape 25/.06 NiTi files. **Methodology:** All instruments were tested using a custom-made metallic device featuring an artificial canal with a 90° curvature and a 3 mm radius. Files were operated in continuous rotation according to the manufacturers' recommended settings until fracture occurred. The number of cycles to failure (NCF) was determined using a digital timer and confirmed via video recording. Normality of the data was assessed using the Shapiro-Wilk and Kolmogorov-Smirnov tests. Statistical differences in NCF between groups were analyzed using Student's t-test, while the Kruskal-Wallis test was used to compare differences in fracture fragment lengths (p<0.05). **Results:** The results showed that the S-One file system exhibited significantly greater cyclic fatigue resistance compared to the 2Shape system. Additionally, fractures in the S-One files resulted in longer fragment lengths, suggesting a different failure

***Correspondencia:** Victor Manuel Ochoa Rodríguez
Departamento de Odontoestomatología – Universidad Católica de Santa María, Arequipa, Perú
E-mail: victoror1991@gmail.com
Teléfono: +51913946711

ORCID

Jorge Franjo Rendulich-Gallegos: <https://orcid.org/0000-0002-3181-2269>

Ana Paula Salas-Nieto: <https://orcid.org/0009-0008-3266-6719>

Frank Anthony Beltrán-Quenaya: <https://orcid.org/0009-0001-5579-953X>

Daniel Fernando Valencia: <https://orcid.org/0009-0001-8080-0168>

Hair Salas-Beltrán: <https://orcid.org/0000-0001-5762-4621>

Victor Manuel Ochoa Rodríguez: <https://orcid.org/0000-0003-0596-6683>

behavior between the two systems. **Conclusion:** The S-One files showed higher cyclic fatigue resistance than 2Shape.

Keywords: alloys with shape memory, cyclic fatigue, endodontic files, nickel-titanium, root canal therapy.

INTRODUCCIÓN

Una de las fases clave en el tratamiento de conductos radiculares es la conformación de los canales, ya que desempeña un papel fundamental en asegurar un tratamiento efectivo. Este paso influye significativamente en los procedimientos subsiguientes, como la desinfección química y la obturación de los canales (1, 2).

Para optimizar este proceso, se desarrollaron e introdujeron en 1988 los instrumentos de níquel-titanio (NiTi), superando las limitaciones de los instrumentos rígidos de acero inoxidable (3). Inicialmente, los instrumentos de NiTi se utilizaban con una técnica manual, ofreciendo mayor flexibilidad y reduciendo el riesgo de transporte apical. Sin embargo, la introducción de los instrumentos rotatorios de NiTi revolucionó el tratamiento endodóntico al mejorar aún más la precisión, minimizar el transporte y reducir el tiempo de los procedimientos (3, 4).

A pesar de sus ventajas, los instrumentos de NiTi son susceptibles a la fractura dentro del conducto radicular sin mostrar signos previos de deformación permanente (5), lo que podría comprometer el éxito del tratamiento. La separación del instrumento durante el uso clínico generalmente ocurre debido a dos mecanismos principales: fatiga torsional y fatiga cíclica (6, 7).

Durante la preparación del conducto radicular, los instrumentos rotatorios de NiTi están sometidos a un considerable estrés mecánico, principalmente en forma de cargas torsionales y flexionales. El estrés torsional puede clasificarse en dos tipos: estrés torsional dinámico, que resulta de la resistencia por fricción cuando el instrumento entra en contacto con la dentina, y estrés torsional estático, que ocurre cuando una sección del instrumento queda atrapada dentro del canal mientras el motor continúa ejerciendo fuerza rotacional sobre la parte coronal. Cuando se acumula un estrés excesivo, puede conducir a un fallo torsional, causando finalmente que el instrumento se fracture (7, 8).

La carga flexional, también conocida como fatiga cíclica, ocurre cuando los instrumentos de NiTi navegan por canales curvados, sometiéndose a ciclos continuos de compresión y tensión en los puntos de máxima flexión. Con el tiempo, estas fuerzas repetitivas debilitan la estructura del instrumento, aumentando el riesgo de fractura (7, 9, 10). Se ha demostrado que la resistencia a la

fatiga cíclica se ve negativamente afectada por un radio de canal más pequeño, un mayor ángulo de curvatura y la presencia de múltiples curvaturas, lo que hace que estos factores anatómicos sean consideraciones críticas en la planificación y ejecución del tratamiento de conductos radiculares (11).

Para mejorar la durabilidad de las limas rotatorias de NiTi y reducir el riesgo de fractura, los fabricantes emplean diversas estrategias, incluidas el desarrollo de aleaciones alternativas, la aplicación de tratamientos térmicos especializados y modificaciones en las características del diseño de las limas (12, 13).

El sistema rotatorio de limas NiTi 2Shape (TS) (MicroMega, Besançon, Francia) está compuesto principalmente por las limas TS1 (25/.04) y TS2 (25/.06), con F35 (36/.06) y F40 (40/.04) como instrumentos complementarios. Este sistema utiliza la tecnología T-Wire, que mejora la resistencia a la fatiga cíclica hasta en un 40% (14). Esta mejora se logra sometiendo la aleación de NiTi a un proceso de tratamiento térmico después del proceso de torneado, lo que, según el fabricante, incrementa la flexibilidad y la durabilidad. Los instrumentos TS cuentan con una sección transversal de triple hélice, que incorpora dos bordes de corte principales para la eliminación efectiva de dentina y un borde secundario diseñado para mejorar la eliminación de debris dentinario (15). Este diseño asimétrico minimiza el riesgo de fractura al tiempo que optimiza la eficiencia del corte circunferencial (16).

El sistema rotatorio de limas NiTi S-One (S0) (Fanta Dental Co., Ltd., Shanghai, China) incluye limas en tamaños 20, 25 y 35, disponibles en conicidad .04 y .06. Presenta una aleación AF-R, una variante de un tratamiento térmico de control de memoria (CM) tratada con un recubrimiento superficial de óxido de titanio, lo que, según estudios internos del fabricante, mejora tanto la resistencia flexional como torsional. El sistema S0 incorpora un diseño de sección transversal variable, con una sección transversal en forma de S en los tercios coronales y medios y una forma casi ovalada cerca de la punta. Esta adaptación estructural aumenta el espacio para la eliminación eficiente de debris dentinario. Además, su contacto radial mínimo está diseñado para mejorar la eficiencia de corte mientras aumenta la resistencia al estrés mecánico (17).

Aunque la resistencia a la fatiga cíclica del sistema TS ha sido ampliamente estudiada, solo dos investigaciones previas han evaluado específicamente el sistema S0 en este aspecto (18, 19). Dado que la fatiga cíclica es un factor clave que afecta la durabilidad del instrumento y la seguridad clínica, es necesario realizar una evaluación adicional del sistema S0, especialmente

en condiciones anatómicas desafiantes. Explorar su rendimiento en tales escenarios es esencial, ya que puede proporcionar valiosos conocimientos para los clínicos en la selección del sistema de limas más adecuado para anatomías complejas de conductos radiculares, mejorando en última instancia los resultados del tratamiento. La hipótesis nula establecía que no se observaría una diferencia significativa en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas probadas bajo condiciones de curvatura severa.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se seleccionaron un total de cuarenta instrumentos nuevos para este estudio, que comprendían veinte limas del sistema TS (25.06) y veinte limas del sistema SO (25.06), cada una con una longitud de 25 mm. Todos los instrumentos fueron cuidadosamente inspeccionados bajo un microscopio clínico (OMS 1950, Zamax Medical Co., Ltd., China, Jiangsu, New District Suzhou) con una magnificación de 20× para identificar cualquier signo de deformación externa antes de las pruebas. Se realizaron pruebas de resistencia a la fatiga cíclica estática utilizando un bloque metálico personalizado que contenía un canal artificial de 18 mm de longitud, diseñado con las dimensiones de una lima 35/06. El diámetro del canal aumentaba en 0.1 mm desde D0 hasta D16, permitiendo que los instrumentos giraran libremente (20). El canal artificial presentaba una curvatura única con un ángulo de 90° y un radio de curvatura de 3 mm, medido según el método descrito por Pruett et al. (5). El centro de la curva se posicionó a 5 mm del término del canal (Figura 1).

Todos los instrumentos fueron operados utilizando una pieza de mano de reducción 6:1 alimentada por un motor controlado por torque (X-Smart IQ, Dentsply

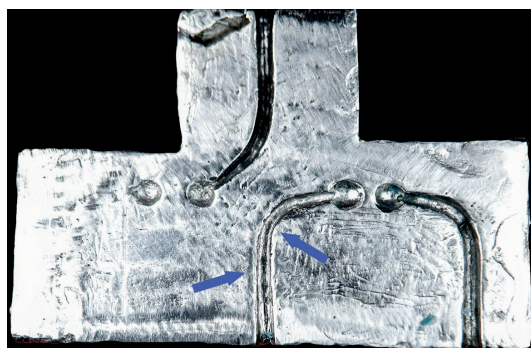


Figura 1. Bloque metálico personalizado con conductos artificiales. Las flechas azules indican el canal utilizado para el análisis de resistencia a la fatiga cíclica. Este canal tiene una longitud de 18 mm y fue diseñado siguiendo las dimensiones de una lima 35/06, con un aumento progresivo de 0.1 mm desde el D0 hasta el D16.

Sirona) en rotación continua hasta que se detectó la fractura visual y/o auditivamente. La velocidad de rotación se ajustó según las recomendaciones del fabricante: 380 rpm para SO y 330 rpm para TS, con un valor de torque de 2.6 N/cm para ambos grupos. El tiempo hasta la fractura (TTF) se registró en segundos utilizando un cronómetro digital; para asegurar la precisión y proporcionar documentación adicional, se utilizó una cámara digital (FDR-AX40/BCE23, Sony Perú SRL, Lima, Perú) con función de grabación para capturar la prueba.

Para minimizar la fricción entre las limas y las paredes metálicas del canal artificial, este se lubricó con aceite sintético (Super Oil; Singer Co Ltd, Elizabeth, NJ, EE.UU.) diseñado para la lubricación de componentes mecánicos. Dado que las limas fueron probadas a diferentes velocidades de rotación, el TTF se convirtió en el número de ciclos hasta la fractura (NCF) utilizando la fórmula: $TTF \text{ (segundos)} \times \text{velocidad de rotación (rpm)} / 60$. La longitud del fragmento fracturado (FL) se midió utilizando un calibrador digital (TRUPER S.A., Estado de México, México). Para eliminar la variabilidad inter-operador, todas las pruebas fueron realizadas por un solo operador.

Análisis estadístico

Los datos del estudio fueron registrados en una hoja de cálculo de Microsoft Excel 365 (Microsoft Office, Redmond, CA, EE. UU.) y analizados utilizando el paquete estadístico para las ciencias sociales (SPSS) versión 23.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

Se utilizaron las pruebas de Shapiro-Wilk y Kolmogorov-Smirnov para evaluar la normalidad de los datos. Los valores del tiempo hasta la fractura (TTF) siguieron una distribución normal; por lo tanto, se aplicó una prueba t de Student para evaluar las diferencias estadísticas entre los dos grupos de limas. En contraste, los valores de FL no siguieron una distribución normal, por lo que se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis para comparar las diferencias entre los grupos. La significancia estadística se estableció en $p < 0.05$.

RESULTADOS

El NCF diferió significativamente entre los sistemas de limas probados ($p = 2.86 \times 10^{-4}$). El sistema SO demostró una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor, con un NCF promedio de $1314.77 (\pm 396.88)$, en comparación con $421.40 (\pm 86.02)$ para el sistema TS (Tabla 1, Figura 2).

De manera similar, la FL mostró una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos ($p = 0.00014$). El sistema SO presentó una mayor longitud promedio de FL (6.18 ± 1.31 mm) que las limas 2Shape (5.05 ± 0.46 mm) (Tabla 2, Figura 3).

Tabla 1. Media $\pm$ Desviación Estándar del número de ciclos hasta la fractura (NCF) registrado durante la prueba de fatiga cíclica.

SISTEMA DE LIMAS	NCF	Valor de P
S ONE	1314.77 ($\pm$ 396.88) ^a	2.86×10^{-8}
2SHAPE	421.40 ($\pm$ 86.02) ^b	

Letras diferentes entre columnas indican diferencia estadística.

DISCUSIÓN

Los instrumentos rotatorios de NiTi pueden fracturarse debido a la fatiga flexional cíclica, fallo torsional o una combinación de ambos (6, 7), lo que puede comprometer el éxito del tratamiento. Las investigaciones indican que las fracturas por fatiga cíclica pueden ocurrir sin signos visibles de deformación previa (5). Este tipo de fallo es especialmente prevalente en conductos radiculares curvados con un radio de curvatura corto, donde el aumento del ángulo de curvatura y la presencia de múltiples curvaturas reducen aún más la resistencia a la fatiga cíclica, aumentando el riesgo de separación del instrumento (21-23). Esta justificación llevó a la selección de una curvatura artificial con un ángulo de 90 grados y un radio de 3 mm para el presente estudio.

Por otro lado, la composición de la aleación, los tratamientos térmicos, las propiedades cinemáticas de los instrumentos endodónticos, junto con factores como la conicidad de los instrumentos, el tamaño de la punta, el diseño de la sección transversal y las técnicas de fabricación, pueden influir significativamente en su longevidad, rendimiento y resistencia a la fatiga cíclica bajo estrés repetido (24, 25).

Así, el presente estudio tuvo como objetivo comparar la resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas de limas NiTi, SO y TS, en un canal artificial con una curvatura pronunciada en un modelo estático. La hipótesis nula fue rechazada, ya que el sistema SO demostró una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor (1314.77 ± 396.88) que el sistema TS (421.40 ± 86.02).

Si bien los modelos dinámicos suelen considerarse una aproximación más cercana a las condiciones clínicas, su capacidad para replicar escenarios reales sigue siendo incierta. En los tratamientos de conductos radiculares reales, los instrumentos experimentan muchas menos oscilaciones que las impuestas en las pruebas de fatiga cíclica dinámica, lo que limita su aplicabilidad clínica. En las pruebas estáticas, el estrés se concentra en una zona específica del instrumento, mientras que las pruebas dinámicas distribuyen el estrés a lo largo de una sección más amplia del vástago. Aunque los modelos dinámicos pueden estimar el tiempo de trabajo de un instrumento bajo condiciones controladas, las diferencias significativas con los entornos clínicos reales impiden la extrapolación directa de sus resultados a la práctica endodóntica (26).

Dadas estas limitaciones, las pruebas estáticas de fatiga cíclica siguen siendo un método valioso y ampliamente utilizado para evaluar la resistencia a la fatiga de los instrumentos NiTi. Al mantener una curvatura y posición fijas, las pruebas estáticas permiten una evaluación más controlada de la resistencia del instrumento al estrés cíclico flexional, eliminando las variables introducidas por el movimiento. Esta consistencia garantiza que las diferencias en la resistencia a la fatiga se atribuyan principalmente al diseño del instrumento, las propiedades de la aleación y los procesos de fabricación, en lugar de

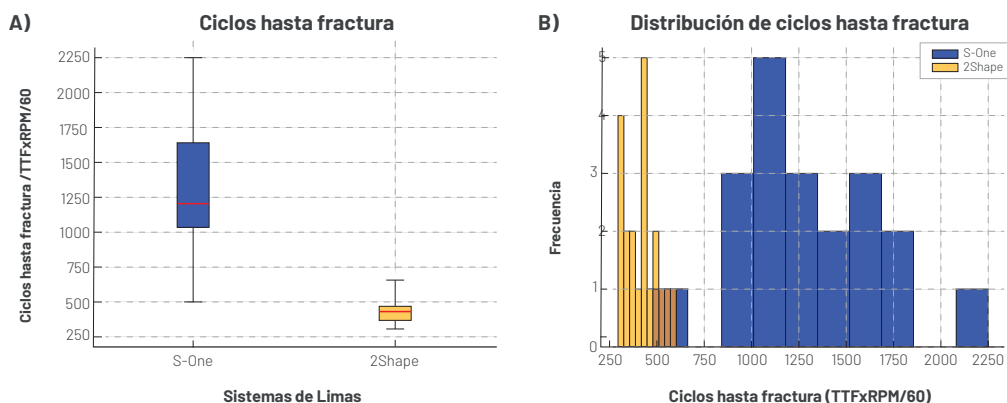


Figura 2. A) El diagrama de caja muestra que el sistema S-One presenta un rango de valores más amplio y una mayor dispersión en comparación con el sistema 2Shape, lo que indica una mayor variabilidad en su comportamiento frente a la fatiga cíclica. B) En el histograma, se observa que S-One exhibe una distribución más dispersa de los ciclos hasta la fractura, mientras que los valores de 2Shape se concentran en un rango más estrecho y bajo, lo que sugiere una menor resistencia y consistencia en su desempeño.

Tabla 2. Media $\pm$ Desviación Estándar de la longitud del fragmento fracturado (FL) registrado durante la prueba de fatiga cíclica.

SISTEMA DE LIMAS	FL (mm)	Valor de P
S ONE	6.18 ($\pm$ 1.31) ^a	0.00014
2SHAPE	5.05 ($\pm$ 0.46) ^b	

Letras diferentes entre columnas indican diferencia estadística.

factores externos. Además, los modelos estáticos proporcionan condiciones reproducibles que facilitan las comparaciones entre estudios, lo que los convierte en un enfoque confiable para investigar el rendimiento mecánico de los instrumentos endodónticos.

Nuestros resultados pueden compararse únicamente con dos estudios que han investigado la resistencia a la fatiga cíclica de las limas S0, aunque sus metodologías diferían de la nuestra. Miccoli et al. (18) evaluaron la resistencia a la fatiga tanto inmediatamente en canales artificiales—usando el mismo grado y radio de curvatura que el presente estudio—como después de instrumentar tres conductos radiculares en dientes ex vivo de una sola raíz con dos sistemas de limas: S0 y M-Two. Registraron el tiempo hasta la fractura de las limas S0 en segundos (51.14 ± 1.28), lo cual, cuando se convierte, corresponde a un NCF de 255.7 ± 6.40 . La principal diferencia metodológica radica en el uso de una lima con una conicidad de 20.06, mientras que nuestro estudio empleó una lima 25.06. Cabe destacar que la literatura sugiere que la masa metálica en el punto de máximo estrés es un factor crucial que influye en la resistencia a la fatiga cíclica (27). Se ha asociado un diámetro de

núcleo más pequeño con una mejor resistencia a la fatiga cíclica (28), lo que no se reflejó en su estudio. Estas diferencias, junto con las variaciones entre su metodología y la nuestra, pueden atribuirse a factores como el diámetro del canal artificial, la profundidad de inserción de la lima y el uso de lubricación, ninguno de los cuales se especificó en su estudio.

De manera similar, Bassam Alsheekhly et al. (19) evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica del sistema S0—utilizando el mismo grado que el presente estudio pero con un radio de curvatura de 5 mm—en múltiples ciclos de esterilización. Aunque inicialmente informaron un valor de NCF más bajo (585.2 ± 20.79) en comparación con el presente estudio, el NCF aumentó con ciclos adicionales de esterilización, alcanzando 966.3 ± 20.78 después de dos ciclos y 1058.2 ± 20.45 después de cuatro ciclos. Estas diferencias pueden atribuirse a variaciones en la metodología, incluido el largo total de trabajo (19 mm), el tamaño del canal artificial (que no fue especificado), la conicidad de la lima empleada, que fue 25.04, el radio de curvatura de 5 mm, como se mencionó anteriormente, y el uso de un lubricante diferente—glicerina, en su caso.

Para el sistema TS, aunque existe una investigación extensa sobre su resistencia a la fatiga cíclica, solo el estudio de Özyürek et al. (29) puede compararse directamente con nuestros resultados debido a la similitud en las metodologías. Ellos también emplearon una curvatura de 90 grados, pero con un radio de curvatura de 5 mm. En nuestro estudio, el NCF del sistema TS fue de $421.40 (\pm 86.02)$, significativamente más bajo que $764.34 (\pm 84.04)$ reportado (29). La principal diferencia metodológica entre ambos estudios radica en el radio de curvatura: 3 mm en nuestro caso. Se ha demostrado que un radio de curvatura más pequeño

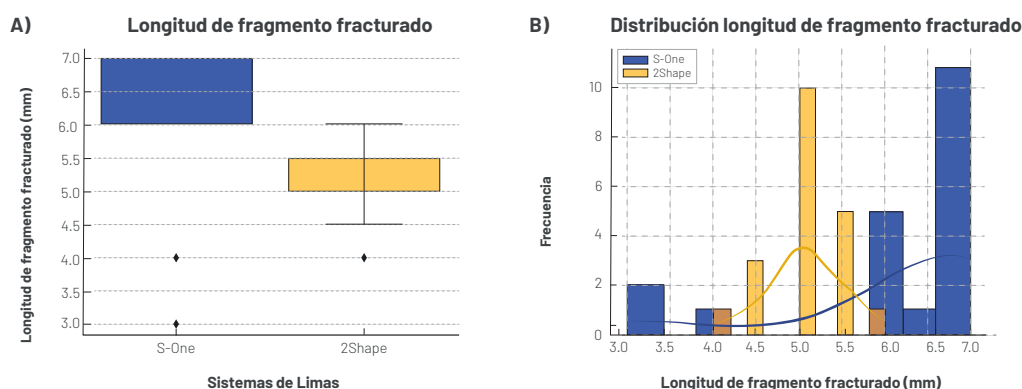


Figura 3. A) El diagrama de caja muestra la distribución de la longitud del fragmento fracturado en ambos grupos (S-One y 2Shape). Se observa que el sistema S-One presenta, en promedio, longitudes de fragmento mayores en comparación con 2Shape. B) En el histograma se representa la distribución de frecuencias de la longitud de los fragmentos. El sistema S-One muestra una mayor concentración de valores en torno a los 6–7 mm, mientras que 2Shape presenta una distribución más centrada alrededor de los 5 mm, indicando una diferencia en el patrón de fractura entre ambos sistemas.

crea una curvatura más abrupta, aumentando el estrés sobre la lima NiTi y reduciendo su resistencia a la fatiga cíclica (7, 11). Este efecto fue evidente en nuestro modelo experimental, donde el estrés acumulado aumentado en el área de máxima flexión probablemente aceleró el proceso de fatiga.

Otra diferencia metodológica que puede explicar la mayor resistencia a la fatiga reportada por Özyürek et al. (29) es el diseño del canal artificial. Mientras que su estudio no especificó la profundidad de inserción de la lima, las variaciones en la profundidad de inserción podrían influir en el estrés acumulado experimentado por el instrumento. Además, el diámetro interno de su canal artificial era de 1.5 mm y no estaba diseñado con conicidad, lo que difiere de nuestro modelo. Un canal sin conicidad puede reducir la resistencia por fricción y las restricciones mecánicas sobre la lima, lo que podría extender su vida útil frente a la fatiga. Estas diferencias destacan el impacto de la geometría del canal en la resistencia a la fatiga cíclica y podrían explicar las discrepancias observadas entre los estudios.

Está bien establecido que el tratamiento térmico de las aleaciones NiTi mejora la resistencia al estrés flexural al aumentar la proporción de la fase martensítica en su microestructura (30). Ambos sistemas de limas en este estudio pasan por tratamientos térmicos patentados—T-Wire para el sistema TS y AF-R wire para el sistema SO. Sin embargo, algunas variables de diseño parecen contribuir a la superior resistencia a la fatiga cíclica del sistema SO. Como se mencionó anteriormente, el núcleo metálico juega un papel crucial en la resistencia a la fatiga (27, 28). El sistema TS presenta una sección transversal de triple hélice con dos bordes de corte, mientras que el sistema SO tiene un diseño de sección transversal variable. Específicamente, presenta una sección transversal en forma de “S” en los tercios coronal y medio, transicionando a una forma casi ovalada cerca de la punta. Esta variación estructural da lugar a una masa metálica reducida en el núcleo, lo que puede mejorar su capacidad para resistir la fatiga cíclica. Además, el sistema SO cuenta con un recubrimiento superficial de óxido de titanio (17), que mejora tanto la resistencia flexural como torsional, contribuyendo al mejor rendimiento mecánico (22, 23, 31).

En el presente estudio, se observó una diferencia estadísticamente significativa en la FL entre los dos sistemas. El sistema SO presentó una longitud media de FL de 6.18 ± 1.31 mm, mientras que el sistema TS mostró una longitud media de FL de 5.05 ± 0.46 mm. De los dos estudios encontrados en la literatura, solo los resultados de Miccoli et al. (18) pueden utilizarse para comparación, ya que Bassam Alsheekhly et al. (19) no reportaron valores de FL. Miccoli et al. (18) reportaron una FL de 3.07 ± 0.17 mm, que es considerablemente más corta que los valores observados en nuestro estudio. Estas discrepancias pueden atribuirse a las diferencias metodológicas

discutidas anteriormente. Con respecto al sistema TS, nuestros resultados se alinean estrechamente con los reportados por Özyürek et al. (29), quienes encontraron una FL media de 5.63 ± 0.52 mm. Esta similitud respalda la correcta colocación y fiabilidad de las limas en nuestro montaje experimental.

Aunque los estudios previos sugieren que la ausencia de diferencias significativas en la FL confirma una colocación consistente de las limas durante cada repetición (18, 32), es importante considerar las características específicas de las limas evaluadas en el presente estudio. Como se discutió previamente, el sistema TS posee una mayor masa cerca de la punta en comparación con el sistema SO, lo que podría explicar por qué los instrumentos del sistema TS tienden a fracturarse más cerca de la punta. Además, el diseño de la sección transversal juega un papel crucial tanto en la flexibilidad como en la ubicación de la fractura (27, 28). Otro aspecto relevante es la consistencia de los lotes. Como se muestra en las Figuras 2 y 3, el sistema SO presentó una mayor variabilidad, lo que podría indicar un control de calidad comprometido en el lote evaluado.

Se debe tener cuidado al aplicar los hallazgos de este estudio in vitro a la práctica clínica, ya que aislar el impacto de un solo factor en la resistencia a la fatiga cíclica es un desafío. Las limas evaluadas difieren en los procesos de tratamiento térmico, características geométricas y diseño, todos los cuales pueden influir en su comportamiento mecánico.

CONCLUSIÓN

Dentro de las limitaciones de este estudio, el sistema de limas SO demostró una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor en comparación con el sistema TS. Además, las fracturas en los instrumentos SO ocurrieron a FL más largas, lo que sugiere un patrón de falla diferente bajo fatiga cíclica.

DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zoltowska A, Machut K, Pawlowska E, Derwich M, Plasma I, Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin N Am*. 1974;18:269-96.
2. Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J*. 2012;45(5):449-61.
3. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14:346-51.
4. Zanesco C, Só M, Schmidt S, Fontanella V, Graziotin-Soares R, Barletta F. Apical Transportation, Centering Ratio, and Volume Increase after Manual, Rotary, and Reciprocating Instrumentation in Curved Root Canals: Analysis by Micro-computed Tomographic and Digital Subtraction Radiography. *J Endod*. 2017;43(3):486-90.

5. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997; 23(2): 77-85.
6. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. 2000; 26(3):161-5.
7. Khasnis SA, Kar PP, Kamal A, Patil JD. Rotary science and its impact on instrument separation: A focused review. *J Conserv Dent*. 2018;21(2):116-24.
8. Seracchiani M, Miccoli G, Di Nardo D, Zanza A, Cantore M, Gambarini G, Testarelli L. Effect of Flexural Stress on Torsional Resistance of NiTi Instruments. *J Endod*. 2021;47(3):472-6.
9. De Pedro-Muñoz A, Rico-Romano C, Sánchez-Llobet P, Montiel-Company JM, Mena-Álvarez J. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary versus Reciprocating Endodontic Files: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2024;13(3):882.
10. Langaliya A, Patel N, Pallipurath A, Parmar G, Kothari A, Jhala K. Analysis of cyclic fatigue resistance of different endodontic nickel-titanium rotary instruments: An in vitro study. *J Conserv Dent Endod*. 2024;27(1):95-9.
11. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *J Endod*. 2020;46(3):431-6.
12. Chan WS, Gulati K, Peters OA. Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel-titanium (NiTi) instruments in endodontics. *Bioact Mater*. 2022;22:91-111.
13. Aranguren J, Oliveros-Porras F, Ramírez-Muñoz A, Pérez I, Salamanca-Ramos M, Azzouzi-Raiss K, Pérez AR. Comparative Analysis of NiTi Instruments with Different Alloy Treatments. *Materials (Basel)*. 2024;17(19):4817.
14. MicroMega. 2Shape Brochure. [Online], [cited 2025, March 28]. Available from: <https://www.micro-mega.com/wp-content/uploads/2025/02/Brochure-2Shape-Classic.pdf>
15. Alattar S, Nehme W, Diemer F, Naaman A. The influence of brushing motion on the cutting behavior of 3 reciprocating files in oval-shaped canals. *J Endod*. 2015;41(5):703-9.
16. Diemer F, Michetti J, Mallet JP, Piquet R. Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *J Endod*. 2013;39(6):829-32.
17. Fanta Dental Materials. Endodontic products catalogue 2022. [Online], [cited 2025, March 28]. Available from: <https://www.fanta-dental.com/static/upload/file/20220606/1654507479999515.pdf>
18. Miccoli G, Seracchiani M, Del Giudice A, Mazzoni A, D'Angelo M, Bhandi S, Gambarini G, Testarelli L. Fatigue Resistance of Two Nickel-Titanium Rotary Instruments before and after Ex Vivo Root Canal Treatment. *J Contemp Dent Pract*. 2020;21(7):728-32.
19. Bassam Alsheekhly, Marwah M. Adnan, Fudhla Sadoon Al-Zubaydi. The Effect of Multiple Glass Bead Sterilization Cycles on Cyclic Fatigue of AF BLUE S one File. *Indian J Forensic Med Toxicol*. 2020;14(4):2222-7.
20. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009;35:1469-76.
21. Pedullà E, La Rosa GR, Virgillito C, et al. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *J Endod*. 2020;46(3):431-6.
22. Elmaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *J Endod*. 2018;44:1725-30.
23. Topcuoğlu HS, Topcuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *J Endod*. 2017;43(10):1679-82.
24. Inaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig*. 2018;22(3):1433-7.
25. Tsujimoto M, Irifune Y, Tsujimoto Y, et al. Comparison of conventional and new-generation nickel-titanium files in regard to their physical properties. *J Endod*. 2014;40(11):1824-9.
26. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J*. 2019;52(6):880-6.
27. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *Int Endod J*. 2006;39:755-63.
28. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. 2004;30(10):722-5.
29. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, Plotino G, Polimeni A. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*. 2018;106(4):408-13.
30. Nehme W, Naaman A, Diemer F, Leotta M.L., La Rosa G.R.M., Pedullà E. Influence of different heat treatments and temperatures on the cyclic fatigue resistance of endodontic instruments with the same design. *Clin Oral Investig*. 2023, 27(4):1793-1798.
31. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2014;40(9):1451-3.
32. Olcay K, Eyuboglu TF, Erkan E. Cyclic fatigue resistance of waveone gold, protaper next and 2shape nickel titanium rotary instruments using a reliable method for measuring temperature. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(10):1335-1340.

CITAR ESTE ARTÍCULO COMO: Rendulich F, Salas-Nieto AP, Beltrán-Quenaya FA, Valencia DF, Salas-Beltrán H, Ochoa-Rodríguez VM. Resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas rotatorios de níquel-titanio con distintas tecnologías de tratamiento térmico: S-One y 2Shape. *Rev Endod Per*. 2025; 2 (1): 14-20. doi: 10.67257/95.

CONTRIBUCIONES DE LOS AUTORES:

Conceptualización: Rendulich F, Salas-Beltrán H, Ochoa-Rodríguez VM. Curación de datos: Rendulich F. Análisis formal: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM. Adquisición de fondos: Rendulich F. Investigación: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM, Salas-Beltrán H, Salas-Nieto AP, Beltrán-Quenaya FA y Valencia DF. Metodología: Rendulich F, Salas-Beltrán H, Ochoa-Rodríguez VM y Salas-Nieto AP. Administración del proyecto: Rendulich F, Salas-Beltrán H y Ochoa-Rodríguez VM. Recursos: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM, Salas-Beltrán H, Salas-Nieto AP, Beltrán-Quenaya FA y Valencia DF. Software: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM, Salas-Beltrán H, Salas-Nieto AP, Beltrán-Quenaya FA y Valencia DF. Supervisión: Salas-Beltrán H y Ochoa-Rodríguez VM. Validación: Salas-Beltrán H, Rendulich F y Ochoa-Rodríguez VM. Visualización: Salas-Beltrán H, Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM y Salas-Nieto AP. Escritura del borrador: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM y Salas-Nieto AP. Escritura, revisión y edición del manuscrito final: Rendulich F, Ochoa-Rodríguez VM y Salas-Nieto AP.

FINANCIAMIENTO: El presente trabajo fue autofinanciado.

FECHA DE RECEPCIÓN: 18 febrero 2025

FECHA DE ACEPTACIÓN: 12 junio 2025



© Los autores 2025. Este artículo de acceso abierto se ha distribuido bajo la licencia Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0).