Universidad Católica de Santa María

Facultad de Odontología

Segunda Especialidad en Carielogía y Endodoncia

Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta. Arequipa, 2026

Tesis presentada por:

Carpio Guevara, Carlos Arturo

ORCID: 0009-0005-1051-9484

para optar el Título de Segunda Especialidad en Carielogía y Endodoncia

Asesor:

Dr. Valero Quispe, Javier Lucho

ORCID: 0000-0001-5111-0072

Arequipa - Perú

2026

UCSM-ERP

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

SEGUNDA ESPECIALIDAD EN CARIELOGIA Y ENDODONCIA

SEGUNDA ESPECIALIDAD CON TESIS

DICTAMEN APROBACIÓN DE BORRADOR

Arequipa, 23 de Agosto del 2026

Dictamen: 016082-C-EPO-2026

Visto el borrador del expediente 016082, presentado por:

2017972071 - CARPIO GUEVARA CARLOS ARTURO

Titulado:

EFECTO DE LA ROTACIÓN CONTINÚA GENERADA POR EL ENDOMOTOR EN LA RESISTENCIA A LA FATIGA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO EN CORTE DE SECCIÓN EN S COMPLETA E INCOMPLETA. AREQUIPA, 2026

Nuestro dictamen es:

APROBADO

Titulo Profesional/Titulo de Segunda Especialidad/Grado Académico a optar:

CARIELOGIA Y ENDODONCIA

29666930 - ROSADO LINARES MARTIN LARRY
DICTAMINADOR

29714707 - QUIROZ HUERTA CARLOS ALBERTO
DICTAMINADOR

29649041 - ZEVALLOS CHAVEZ MARCO ANTONIO
DICTAMINADOR

Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta. Arequipa, 2026

INFORME DE ORIGINALIDAD

17%	11%	0%	15%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to Universidad Católica de Santa María Trabajo del estudiante	10%
2	tesis.ucsm.edu.pe Fuente de Internet	2%
3	hdl.handle.net Fuente de Internet	1%
4	repositorioinstitucional.uabc.mx Fuente de Internet	1%
5	repositorioinstitucional.uaslp.mx Fuente de Internet	1%
6	repositorio.uap.edu.pe Fuente de Internet	1%
7	ri-ng.uaq.mx Fuente de Internet	1%
8	repositorio.ucsm.edu.pe Fuente de Internet	1%

Excluir citas	Apagado	Excluir coincidencias	< 1%
Excluir bibliografía	Apagado		

DEDICATORIA

A Dios, por brindarme fortaleza, sabiduría y perseverancia para superar cada dificultad y permitirme culminar esta importante etapa de mi formación profesional.

A mis padres, por su amor incondicional, sus sacrificios, su apoyo constante y por ser mi mayor inspiración para seguir adelante en el cumplimiento de mis metas.

A mi familia, por acompañarme en cada paso de este camino, por su comprensión, motivación y confianza depositada en mí durante todo este proceso académico.

Finalmente, dedico esta investigación a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron con palabras de aliento y apoyo para hacer posible la culminación de este logro.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por guiar mi camino, darme fortaleza en los momentos difíciles y permitirme alcanzar una de las metas más importantes de mi vida profesional.

A mis padres y familia, por su amor, paciencia, comprensión y apoyo incondicional a lo largo de mi formación académica, siendo el pilar fundamental que me impulsó a no rendirme y a continuar esforzándome hasta alcanzar este objetivo.

A mis docentes, por compartir sus conocimientos, experiencias y enseñanzas, contribuyendo de manera significativa a mi formación profesional y al desarrollo de esta investigación.

Asimismo, agradezco a la institución y a todas las personas que hicieron posible la ejecución de este estudio, brindándome las facilidades necesarias para su desarrollo.

Finalmente, agradezco a todas aquellas personas que, de forma directa o indirecta, me brindaron su apoyo, motivación y confianza para culminar satisfactoriamente esta etapa académica.

RESUMEN

La presente investigación tuvo como finalidad comparar el efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio, diferenciados por su diseño de corte seccional en S completa e incompleta. Se desarrolló un estudio in vitro de tipo experimental, prospectivo, transversal y comparativo. La técnica empleada para la recolección de datos fue la observación en laboratorio, ejecutada mediante una ficha de registro estructurada de acuerdo con la variable de estudio y sus respectivos indicadores.

Tras la realización de una prueba piloto, el instrumento fue aplicado en dos grupos, cada uno conformado por 20 limas pertenecientes a cada sistema rotatorio. El tamaño de la muestra se estableció con base en antecedentes investigativos previos. Los datos obtenidos fueron organizados en una matriz y posteriormente sometidos a análisis estadístico mediante frecuencias absolutas y relativas, considerando la naturaleza ordinal de la variable analizada. Para establecer la comparación entre ambos grupos, se utilizó la prueba de chi cuadrado (X^2) de homogeneidad.

Los resultados evidenciaron que las limas de níquel-titanio con corte seccional en S completa presentaron predominantemente una alta resistencia a la fatiga (75%), mientras que el 25% mostró una resistencia media. En contraste, las limas con corte seccional en S incompleta registraron principalmente una resistencia media (60%), y en menor proporción una resistencia baja (40%).

De acuerdo con la prueba de chi cuadrado (X^2), se determinó la existencia de una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fatiga entre las limas de níquel-titanio de corte seccional en S completa e incompleta ante el efecto de la rotación continúa generada por el endomotor, con un nivel de significancia de $p < 0.05$. En consecuencia, se rechazó la hipótesis nula y se aceptó la hipótesis de investigación o hipótesis alterna.

Palabras clave: Endomotor, resistencia a la fatiga.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the effect of continuous rotation generated by an endodontic motor on the fatigue resistance of two nickel-titanium rotary systems, distinguished by their complete S-shaped and incomplete S-shaped cross-sectional designs. An experimental, prospective, cross-sectional, comparative in vitro study was conducted. Data collection involved laboratory observation, utilizing a structured recording form based on the study variable and its corresponding indicators.

Following a pilot test, the instrument was applied to two groups, each consisting of 20 files from the respective rotary systems. The sample size was determined based on prior research. The data were organized into a matrix and subsequently subjected to statistical analysis using absolute and relative frequencies, taking into account the ordinal nature of the variable analyzed. A chi-square (X^2) test of homogeneity was used to compare the two groups.

The results showed that nickel-titanium files with a complete S-shaped cross-section predominantly exhibited high fatigue resistance (75%), while 25% showed medium resistance. In contrast, files with an incomplete S-shaped cross-section primarily demonstrated medium resistance (60%), with a smaller proportion showing low resistance (40%).

Based on the chi-square (X^2) test, a statistically significant difference in fatigue resistance was found between the complete and incomplete S-shaped cross-section nickel-titanium files under the effect of continuous rotation generated by the endodontic motor ($p < 0.05$). Consequently, the null hypothesis was rejected, and the research (or alternative) hypothesis was accepted.

Keywords: Endodontic-motor, fatigue resistance.

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTOS

RESUMEN

ABSTRACT

INTRODUCCIÓN **1**

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO TEÓRICO **2**

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN 3
   - 1.1. Determinación del problema 3
   - 1.2. Enunciado 4
   - 1.3. Descripción 4
   - 1.4. Justificación 6
2. OBJETIVOS 9
3. MARCO TEÓRICO 10
   - 3.1. Marco conceptual 10
     - 3.1.1. Tratamiento de endodoncia 10
     - 3.1.2. Preparación de conductos 10
     - 3.1.3. Limpieza y conformación 11
     - 3.1.4. Instrumentos endodónticos 11
     - 3.1.5. Accidentes durante el tratamiento endodóntico 17
     - 3.1.6. Fractura de instrumentos 21
   - 3.2. Análisis de antecedentes investigativos 22
4. HIPÓTESIS 25

CAPÍTULO II: PLANTEAMIENTO OPERACIONAL **26**

1. TÉCNICA, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN 27
   - 1.1. Técnica 27
   - 1.2. Instrumentos 30
   - 1.3. Materiales de verificación 31

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN 31
2.1. Ubicación espacial 31
2.2. Ubicación temporal 31
2.3. Unidades de estudio 31
3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS 34
3.1. Organización 34
3.2. Recursos 34
3.3. Prueba piloto / validación del instrumento 34
4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS 35
4.1. Plan de procesamiento de los datos 35
4.2. Plan de análisis de datos 35

CAPITULO III: RESULTADOS Y DISCUSIÓN 36
1. RESULTADOS 37
2. DISCUSIÓN 44

CONCLUSIONES 47
RECOMENDACIONES 48

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Variables e indicadores 5

Tabla 2. Esquematización de la variable 27

Tabla 3. Estructuración del instrumento 30

Tabla 4. Tamaño de la muestra por grupo de dos proporciones 33

Tabla 5. Formalización de las unidades de estudio 33

Tabla 6. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa 37

Tabla 7. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S incompleta 39

Tabla 8. Efecto comparativo de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa e incompleta 41

Tabla 9. Prueba de hipótesis nula 43

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa 38

Figura 2. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S incompleta 40

Figura 3. Efecto comparativo de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa e incompleta 42

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Ficha de Recolección de Datos 56

Anexo 2: Matriz de datos 58

Anexo 3: Dictamen del Comité de Ética 60

Anexo 4: Evidencia fotográfica 62

INTRODUCCIÓN

La instrumentación del sistema de conductos radiculares comprende el empleo de instrumentos endodónticos, tales como limas rotatorias, reciprocantes y manuales, en conjunto con soluciones irrigadoras, todo ello bajo condiciones estrictamente asépticas. Este procedimiento tiene como finalidad lograr una adecuada eliminación del tejido pulpar, disminuir la carga microbiana presente en el sistema de conductos y, finalmente, favorecer una obturación correcta. En la actualidad, para la conformación de los conductos radiculares se utilizan principalmente instrumentos de níquel-titanio (NiTi), los cuales han permitido reducir considerablemente los accidentes iatrogénicos asociados a la instrumentación convencional realizada con limas de acero inoxidable. Estos instrumentos son sometidos a tratamientos térmicos que les confieren propiedades mecánicas superiores, como una mayor elasticidad, que les permite recuperar su forma original después de ser deformados, y memoria de forma, fenómeno relacionado con la transición entre las fases microestructurales de austenita y martensita, cada una con características mecánicas particulares.

No obstante, a pesar de sus ventajas, los instrumentos de NiTi continúan siendo susceptibles a fracturarse durante el tratamiento endodóntico, principalmente debido a la fatiga. Este fenómeno ocurre como consecuencia de los repetidos ciclos de tensión y compresión a los que se someten los instrumentos al flexionarse y rotar en la zona de máxima curvatura del conducto radicular. Entre los principales factores que condicionan la resistencia a la fatiga se encuentran los factores anatómicos, como el radio y el ángulo de curvatura del conducto radicular. Asimismo, influyen las características propias del instrumento, tales como la aleación, el diámetro y el diseño. De igual manera, el uso clínico, los procesos de esterilización y la exposición a soluciones corrosivas constituyen factores adicionales que pueden modificar el comportamiento de estos instrumentos frente a la fatiga.

En el presente estudio se evaluaron los sistemas Aurora Onixendo y Aurora Ultra Flat (DLC) Onixendo, ambos fabricados con aleaciones de NiTi sometidas a tratamientos térmicos específicos orientados a incrementar la flexibilidad y la resistencia a la fractura. El sistema Aurora presenta limas con tratamiento térmico tipo Rainbow y una sección transversal en forma de “S” (ONIXENDO), mientras que el sistema Aurora Ultra Flat incorpora un tratamiento térmico especial y una sección transversal en forma en S incompleta tipo “flat” (ONIXENDO Ambos sistemas fueron seleccionados debido a sus diseños particulares y al uso de aleaciones NiTi con tratamientos térmicos patentados por sus respectivos fabricantes, quienes sostienen que estas modificaciones mejoran significativamente la resistencia a la fractura de los instrumentos.

CAPÍTULO I:
PLANTEAMIENTO TEÓRICO

I.- PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Determinación del problema

El presente problema de investigación se sustentó en una revisión rigurosa y sistemática de los antecedentes científicos vinculados al tema de estudio, complementada con la consulta especializada a expertos en el área. En una primera etapa, el análisis exhaustivo de la producción investigativa existente permitió reconocer tanto los hallazgos previamente reportados como las brechas de conocimiento que aún persisten en relación con la problemática abordada. En una segunda etapa, el juicio crítico y la orientación de especialistas contribuyeron de manera sustancial a la precisión conceptual y a la delimitación específica del problema de investigación, otorgándole mayor pertinencia y solidez metodológica.

La fractura de instrumentos NiTi durante la instrumentación endodóntica representa un riesgo significativo, particularmente en conductos con curvaturas severas, donde la fatiga compromete la longevidad de los sistemas reciprocantes.

La endodoncia moderna ha incorporado el uso de instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) para la preparación biomecánica de los conductos radiculares, debido a su mayor flexibilidad, eficiencia de corte y capacidad para mantener la anatomía original del conducto. Estas características han permitido mejorar la eficacia del tratamiento endodóntico y reducir el tiempo operatorio. Sin embargo, uno de los principales problemas asociados al uso de estos instrumentos es la fractura inesperada durante la instrumentación, la cual puede ocurrir principalmente por fatiga cuando el instrumento trabaja en conductos curvos.

La fatiga se produce por la repetición continua de fuerzas de tensión y compresión que sufre el instrumento al girar dentro del conducto radicular, lo que puede generar microfracturas en la estructura del metal hasta provocar su ruptura. Esta situación representa una complicación clínica importante, ya que puede dificultar la continuación del tratamiento y comprometer el pronóstico del procedimiento endodóntico.

Con el objetivo de reducir este riesgo, se han desarrollado nuevos sistemas rotatorios con modificaciones en su diseño y estructura, entre los cuales destacan el sistema Aurora Onixendo, que presenta una sección transversal en forma de “S”, y el sistema Aurora Ultra Flat (DLC) Onixendo, que incorpora un diseño tipo “S Flat”, orientado a mejorar la flexibilidad y distribución de tensiones durante la instrumentación.

No obstante, a pesar de las innovaciones tecnológicas de estos sistemas, existe limitada evidencia científica que compare su resistencia a la fatiga, lo cual genera la necesidad de realizar estudios experimentales que permitan evaluar su comportamiento mecánico. En ese sentido, surge el interés de desarrollar una investigación in vitro que permita comparar la resistencia a la fatiga entre los sistemas rotatorios Aurora Onixendo y Aurora Ultra Flat (DLC) Onixendo, con el propósito de aportar evidencia científica que contribuya a una mejor selección de instrumentos en la práctica endodóntica.

1.2. Enunciado

Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta, Arequipa, 2026.

1.3. Descripción

a. Área del conocimiento

a.1. Área general **:** Ciencias de la Salud.

a.2. Área específica **:** Odontología.

a.3. Especialidad **:** Careología y Endodoncia

a.4. Línea o tópico **:** Sistemas rotatorios

b. Operacionalización de variables:

Tabla 1. Variables e indicadores

Variables	Definición conceptual	Indicadores	Definición operacional	Escala
VI Rotación continua por el endomotor	Movimiento rotatorio ininterrumpido de una lima de níquel-titanio, impulsada por un endomotor a una velocidad y torque controlados, utilizado para la preparación biomecánica de los conductos radiculares			
VD Resistencia a la fatiga	Capacidad del instrumento rotatorio de níquel-titanio para resistir esfuerzos repetitivos durante su rotación en un conducto curvo, sin fracturarse.	• Alta	Designa a la conservación estructural, morfológica y dimensional del instrumento al ser sometido a torsión en conducto curvo.	Ordinal
		• Media	Alude a algún nivel de deformación física del instrumento.	Ordinal
		• Baja	Corresponde a la fractura o separación de los fragmentos del instrumento.	Ordinal

***** Elaboración propia.

c. Interrogantes básicas

- ¿Cuál es el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de las limas níquel-titanio de corte de sección en S completo?
- ¿Cuál es el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de las limas níquel-titanio de corte de sección en S incompleto?
- ¿Cuáles son las diferencias o similitudes existen en el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de estos dos sistemas rotatorios?

d. Taxonomía de la investigación

El presente estudio se enmarcó dentro de un abordaje cuantitativo. Según la técnica de recolección de datos, corresponde a una investigación experimental; por el tipo de dato, es prospectiva; de acuerdo con el número de mediciones de la variable, presenta un diseño transversal; según el número de muestras o poblaciones, es de tipo comparativo; y, considerando el ámbito de recolección, se desarrolla en un contexto laboratorial. Asimismo, el diseño de la investigación es experimental y, por su nivel, se clasifica como explicativo.

1.4. Justificación

La presente investigación se justifica por su importancia científica, clínica, académica y metodológica, al abordar la comparación in vitro de la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio que presentan diferencias en su diseño transversal y en la tecnología empleada durante su fabricación. En el campo de la endodoncia contemporánea, la selección adecuada de los instrumentos rotatorios constituye un aspecto fundamental para el éxito de la preparación biomecánica de los conductos radiculares, debido a que las propiedades mecánicas de estos sistemas influyen directamente en su desempeño clínico, en la eficiencia operatoria y en la reducción de complicaciones durante el tratamiento. En ese sentido, la resistencia a la fatiga representa una de las propiedades más relevantes de los instrumentos de níquel-titanio, ya que está estrechamente relacionada con la posibilidad de fractura inesperada al trabajar en conductos curvos, situación que puede comprometer el pronóstico del tratamiento endodóntico.

Bajo esta perspectiva, la comparación entre dos sistemas rotatorios que incorporan diferentes características estructurales, como el diseño de corte transversal en S completa e incompleta, así como la implementación de recubrimientos de Carbono tipo Diamante (DLC) en la superficie del NiTi, permitirá determinar cuál de ellos presenta un mejor comportamiento frente al estrés cíclico. Para este fin, se emplearán sistemas de instrumentación fabricados bajo especificaciones técnicas de última generación (Onixendo), lo que permite evaluar prototipos con optimizaciones geométricas y superficiales controladas que no están disponibles de forma conjunta en los sistemas comerciales tradicionales La adición del DLC en el diseño S-Flat representa un avance crítico, ya que busca reducir la fricción y aumentar la dureza superficial, factores que teóricamente potencian la resistencia a la fractura. Este conocimiento resulta de gran utilidad práctica, ya que proporcionará evidencia objetiva para la selección de sistemas rotatorios más seguros, confiables y eficientes, favoreciendo una preparación biomecánica más predecible y disminuyendo el riesgo de separación instrumental durante la conformación de los conductos radiculares. Por lo tanto, los hallazgos del estudio podrán contribuir de manera directa a optimizar la toma de decisiones clínicas en la práctica endodóntica y a fortalecer el ejercicio profesional basado en criterios científicos.

Asimismo, la presente investigación posee carácter novedoso, dado que la revisión de antecedentes científicos evidencia la existencia de estudios que evalúan la resistencia a la fatiga del sistema Aurora Onixendo en comparación con otros sistemas disponibles en el mercado; sin embargo, no se han identificado investigaciones previas que comparen específicamente los dos sistemas seleccionados en el presente estudio bajo condiciones experimentales semejantes. En consecuencia, esta investigación pretende aportar evidencia inédita y específica sobre el comportamiento mecánico comparativo de ambos sistemas rotatorios, lo que permitirá ampliar el conocimiento existente en torno a la influencia del diseño transversal y de las innovaciones metalúrgicas sobre la resistencia a la fatiga de los instrumentos de níquel-titanio.

Del mismo modo, el estudio adquiere relevancia contemporánea al centrarse en sistemas rotatorios de última generación, desarrollados con tratamientos térmicos avanzados y configuraciones geométricas particulares que buscan mejorar la flexibilidad, la resistencia mecánica y el rendimiento clínico del instrumento durante la instrumentación de conductos radiculares. La evolución constante de la tecnología

aplicada a la fabricación de instrumentos endodónticos exige la realización de investigaciones actualizadas que permitan valorar de manera objetiva si dichas innovaciones se traducen en ventajas reales durante su desempeño. En este contexto, el presente estudio se inserta dentro de una problemática actual y pertinente, acorde con los avances científicos y tecnológicos de la endodoncia moderna.

Por otra parte, la viabilidad del estudio se encuentra respaldada por la disponibilidad prevista de las unidades de análisis, los sistemas rotatorios seleccionados, los recursos materiales, el tiempo necesario para su ejecución, el presupuesto estimado y la metodología experimental requerida para su desarrollo. Al tratarse de una investigación de tipo in vitro, es posible controlar y estandarizar las condiciones de evaluación, lo que favorece la obtención de resultados objetivos, reproducibles y susceptibles de análisis estadístico. En tal sentido, se considera que la investigación reúne las condiciones técnicas, logísticas y económicas necesarias para su realización efectiva.

De igual forma, la investigación se encuentra alineada con las líneas de investigación establecidas por la Facultad de Odontología, específicamente en el área de Endodoncia, al abordar el estudio de las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios empleados en la preparación biomecánica de los conductos radiculares. Este tema se relaciona directamente con el análisis de biomateriales y con la optimización de procedimientos clínicos endodónticos, aspectos de alto interés para la formación especializada y para la generación de conocimiento aplicable a la práctica profesional.

Finalmente, la presente investigación responde también a un interés personal y académico, en tanto constituye una oportunidad para profundizar en el estudio de la instrumentación rotatoria de níquel-titanio y su comportamiento mecánico dentro del campo de la endodoncia, fortaleciendo la formación científica y clínica en el área. Asimismo, representa un aporte significativo al desarrollo de competencias investigativas y al perfeccionamiento profesional, además de formar parte del proceso académico orientado a la obtención del Título Profesional de Segunda Especialidad en Careología y Endodoncia.

2. OBJETIVOS

- Evaluar el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de las limas níquel-titanio de corte de sección en S completo.

- Evaluar el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de las limas níquel-titanio de corte de sección en S incompleto.

- Comparar el efecto de la rotación continua por el endomotor en la resistencia a la fatiga de estos dos sistemas rotatorios.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. Marco conceptual

3.1.1. Tratamiento de endodoncia

La endodoncia estudia, dentro de la odontología, cómo prevenir, diagnosticar y tratar los problemas que afectan la pulpa dental y los tejidos periapicales. Un paso clave de este tratamiento es la preparación biomecánica de los conductos radiculares, lo que suele llamarse cleaning and shaping, pues de ahí depende que el sistema de conductos quede bien limpio y conformado. La llegada de las aleaciones de níquel-titanio (NiTi) en el 1988 cambió bastante la instrumentación endodóntica: estos instrumentos resisten mejor la fatiga y son más flexibles que los de acero inoxidable. Aun así, la fractura por fatiga sigue siendo un problema frecuente, y en ella influyen la anatomía del conducto, el tipo de aleación y cómo se esteriliza el instrumento (1).

3.1.2. Preparación de conductos

La endodoncia se remonta a unos 200 años a.C, en el periodo helenístico, cuando se documentó uno de los primeros tratamientos pulpares practicados en un diente humano. En ese caso, alguien había sellado el acceso a la cámara pulpar de un incisivo lateral, probablemente porque se creía que el dolor lo causaba un "gusano dental". Esa idea se abandonó siglos más tarde, y ya hacia 1750 se empezó a pensar que lo correcto era eliminar la causa del dolor, lo que incluso llevaba a recomendar extraer el diente cuando la pulpa estaba sintomática (2,3). Después aparecieron los primeros intentos de recubrir la pulpa con materiales como oro y plomo (2), y con el avance de la investigación se comprobó que las enfermedades pulpares tenían origen bacteriano, un hallazgo que cambió por completo la manera de entender las infecciones dentales (3).

3.1.3. Limpieza y conformación

Al principio, manipular los conductos radiculares tenía como único fin poder colocar materiales dentro de ellos; no se buscaba eliminar por completo el contenido orgánico del sistema radicular. Con el tiempo se fueron introduciendo cambios en las técnicas y los instrumentos, pero muchos de los métodos de preparación mecánica que existen hoy todavía no logran limpiar de forma realmente eficaz todo el sistema de conductos (4,5).

3.1.4. Instrumentos endodónticos

Los sistemas reciprocantes de níquel-titanio, como Reciproc Blue VDW y Rec Blue Dentaline, han incorporan tratamientos térmicos para mejorar su microestructura. La fase martensítica y la austenítica se estabilizan y el instrumento resiste mejor la fatiga. Su composición química (cerca de 56% de níquel y 44% de titanio) junto con la superelasticidad y la memoria de forma explican en buena parte cómo se comportan clínicamente. Sin embargo, no hay consenso sobre qué le hace la esterilización en autoclave a estos instrumentos: algunos trabajos hablan de mayor resistencia por efecto del recocido, y otros de una disminución ligada a cambios en la microestructura (6).

a. Limas

Se debe conocer las ventajas y los límites de cada instrumento que se usa durante el tratamiento de conductos (7). En la actualidad el mercado ofrece una gran variedad de sistemas rotatorios de NiTi, y como no hay una estandarización entre ellos, adquirir el más adecuado para cada caso clínico no siempre es sencillo. Conviene fijarse en la aleación con que están hechos, su diseño geométrico y el tipo de movimiento que realizan; y al planificar la instrumentación, hay que tener en cuenta tanto las características del diente como las propias limitaciones del operador (8).

a.1. Taper

Es cuánto aumenta el diámetro de la lima por cada milímetro de longitud de su parte activa, medido desde la punta hacia el mango. Por ejemplo, en una lima calibre 25 con conicidad 0,02 el diámetro va creciendo a

medida que uno se aleja de la punta, algo que afecta directamente su capacidad de conformar el conducto (9).

a.2. Diámetro

Es la línea recta que une dos puntos opuestos de un círculo pasando por su centro; aplicado a la lima, se refiere a su sección transversal. Como la lima es cónica, este valor cambia a lo largo de toda su longitud. Saber el diámetro permite calcular el tamaño de la lima en la zona donde el conducto se curva y, con eso, estimar la tensión relativa a la que se verá sometida (10).

a.3. Sección transversal

La forma geométrica que se ve al cortar la lima de manera perpendicular a su eje longitudinal. Esta forma incide directamente en la masa del instrumento y en cómo se comporta mecánicamente durante la instrumentación (11).

a.4. Borde

Es la parte de la lima que toca directamente la dentina, ubicada donde se unen dos surcos o flautas. Su diseño es determinante para la capacidad de corte del instrumento (12).

a.5. Terreno Radial

Es el plano que queda junto al filo cortante. Su papel principal es evitar que el instrumento tienda a enroscarse dentro del conducto, reducir el desgaste excesivo de las paredes dentinarias y limitar qué tan profundo corta. Este diseño favorece más el desgaste que el corte propiamente dicho, así que puede necesitar más torsión y más tiempo de trabajo para ser clínicamente eficaz (8).

a.6. Flautas o surcos

Son las estructuras de la lima que recogen y sacan los detritos de tejido blando y dentina que se desprenden de las paredes del conducto. Su

tamaño y su forma influyen en el rendimiento del instrumento: surcos más amplios tardan más en saturarse y sacan mejor los residuos (12).

a.7. Ángulo helicoidal

Es el ángulo que se forma entre el filo cortante y el eje longitudinal de la lima. Interviene tanto en el corte por rotación o tracción como en la remoción de residuos atrapados en los surcos. Puede ser constante o variable, e influye en si el instrumento tiende a atornillarse y en el estrés torsional al que queda sometido (13).

a.8. Ángulo de deslizamiento o rastrillo

En la sección transversal del instrumento, este ángulo se forma entre el radio de la lima y su borde de ataque. Si es obtuso respecto a la superficie que se corta, se le considera positivo o de corte; si es agudo, negativo o de raspado. De ahí depende el tipo de acción mecánica que el instrumento ejerce sobre la dentina (13).

a.9. Pitch

Es la distancia entre dos puntos equivalentes de un patrón helicoidal antes de que ese patrón se repita. Cuanto menor el pitch, más espiras tiene la lima y mayor es su ángulo de hélice (11).

b. Aleación de NiTi

b.1. Composición química

La mayoría de las aleaciones de níquel-titanio que se usan en endodoncia son el llamado 55-Nitinol, formado aproximadamente por 56% de níquel y 44% de titanio en peso. Esta aleación puede modificar sus enlaces atómicos, lo que le trae cambios importantes en sus propiedades mecánicas y en su organización cristalográfica, algo que la diferencia de otros metales usados en odontología (14).

b.2. Fases

- **Austenítica**

  Es la fase base o de alta temperatura, en la que normalmente se encuentra el NiTi a temperatura ambiente. Se distingue por su comportamiento elástico: el material recupera su forma original una vez que deja de actuar la fuerza que lo deformó (15,16).

- **Martensítica**

  Conocida como fase de baja temperatura, se comporta de manera predominantemente plástica: al dejar de aplicarse la fuerza, el material conserva la deformación que adquirió, lo que explica que sea más maleable (15,16).

- **Fase R**

  Es un estado intermedio en el que la aleación se puede deformar o torcer. Después de pasar por calentamiento y enfriamiento, mantiene la nueva forma y luego recupera una estructura cristalina austenítica con propiedades superelásticas. Se caracteriza por una disposición atómica romboidal (15,16).

b.3. Propiedades y características

- **Memoria de forma**

  Es una propiedad que surge de los cambios microestructurales que provocan las variaciones de temperatura. Esa transformación no se ve a simple vista, pero cuando la aleación está en fase martensítica se deforma con facilidad ante una fuerza externa. Esa deformación se revierte al subir la temperatura por encima de la temperatura de transición, momento en que el material recupera su forma inicial. Es una de las características que distinguen a las aleaciones de NiTi (17).

- **Superelasticidad**

  Ocurre cuando el estrés mecánico provoca la transformación de fase. En los instrumentos endodónticos, la transición de austenita a martensita puede darse durante la preparación del conducto. A diferencia de otros metales, donde deformarse deja alteraciones permanentes en la red atómica, en el NiTi la transformación martensítica es reversible. Esto le permite soportar deformaciones de hasta cerca del 8% y recuperar su forma original, algo fundamental para instrumentar conductos curvos (17,18).

- **Resistencia superficial y lubricidad (Recubrimiento DLC)**

  Se puede mejorar la resistencia superficial y la lubricidad aplicando un recubrimiento nanométrico de carbono tipo diamante (Diamond-Like Carbon, DLC), que junta la dureza del diamante con el bajo coeficiente de fricción del grafito. Según Pedullà (19), este recubrimiento actúa como barrera protectora sobre la superficie del NiTi y retrasa la aparición de microfisuras durante los ciclos de tensión y compresión. En instrumentos de masa reducida, como los que tienen sección S-Flat, el DLC ayuda a compensar la geometría del alma del instrumento, mejorando su resistencia a la fatiga y logrando que se desplace de forma más fluida dentro del conducto radicular.

c. Evolución de los instrumentos endodónticos

Las aleaciones NiTi han mejorado mucho gracias a pequeños ajustes en la proporción entre níquel y titanio, pero el salto más importante llegó con los tratamientos termomecánicos capaces de regular las temperaturas de transición de fase (Ms, Mf, As y Af). Ese control permitió modificar la microestructura del material y, con ella, su comportamiento mecánico. Mientras que el NiTi convencional suele estar en fase austenítica durante el uso clínico, las aleaciones termotratadas tienen proporciones variables de fase R y martensítica, lo que da instrumentos más flexibles y más resistentes a la fractura. Por eso en los últimos años han aparecido varias aleaciones

mejoradas para uso endodóntico (20).

c.1. M-wire

La aleación no está formada únicamente por fase austenítica en condiciones clínicas: incluye pequeñas cantidades de martensita y fase R. Esa combinación le da más flexibilidad, mejores propiedades mecánicas y mayor resistencia a la fatiga que el NiTi convencional (21,22).

c.2. R-phase

Se usa para fabricar el sistema Twisted File (TF). Como su módulo de elasticidad es menor que el de las fases austenítica y martensítica, los instrumentos hechos con esta aleación son más elásticos que los de NiTi convencional. Además, las limas trenzadas o torcidas fabricadas con esta tecnología han mostrado más resistencia a la fatiga que las limas tradicionales de NiTi (23,24).

c.3. CM-wire

Esta aleación se deforma con facilidad bajo estrés mecánico alto, pero puede recuperar su forma original al calentarse, como sucede durante la esterilización en autoclave. Si la deformación persiste incluso después de eso, se considera motivo para descartar el instrumento. En general, los instrumentos CM-Wire son más flexibles y resisten mejor la fatiga que los de M-Wire y NiTi convencional (25).

c.4. Blue y gold

Estas aleaciones deben su color a una capa superficial de óxido de titanio que queda tras el tratamiento térmico: en la Gold mide entre 100 y 140 nm, y en la Blue entre 60 y 80 nm. Ambas tienen memoria controlada y se pueden deformar según lo que necesite el operador. A diferencia de la CM-Wire, reciben un tratamiento mecánico antes del térmico (26). Comparadas con las aleaciones tradicionales de NiTi y M-Wire, resultan más flexibles y resistentes a la fatiga, aunque algunos materiales de

memoria controlada, como el CM-Wire, todavía las superan en ese aspecto (27,28).

c.5. Hyflex EDM

Estos instrumentos se fabrican con aleación CM-Wire mediante mecanizado por descarga eléctrica (Electrical Discharge Machining, EDM), un proceso de erosión térmica sobre materiales conductores que deja una superficie característica en la lima. Estos instrumentos resisten la fatiga notablemente mejor que HyFlex CM, M-Wire y NiTi convencional, aunque su flexibilidad es parecida a la de los instrumentos CM-Wire (29).

c.6. Max-Wire

Es la primera aleación que combina memoria de forma y superelasticidad en instrumentos endodónticos. A temperatura ambiente estos instrumentos están en estado martensítico, pero al llegar a la temperatura del conducto pasan a fase austenítica y adoptan una forma curva. Esa capacidad de adaptarse les permite trabajar en conductos complejos y ajustarse mejor a sus irregularidades. Su acción mecánica, sumada a la agitación del irrigante, también favorece una mayor reducción bacteriana y una mejor eliminación de detritos y biofilm (30).

3.1.5. Accidentes durante el tratamiento endodóntico

En estos tratamientos pueden ocurrir accidentes de tipo anatómico, químico y mecánico, que comprometen tanto el pronóstico del procedimiento como la seguridad del paciente. Suelen relacionarse con la complejidad anatómica del conducto, el tipo de instrumentación, la experiencia del operador y el uso de irrigantes o materiales auxiliares (31,32).

a. Anatómico

a.1. Perforación y desviación

Un operador con experiencia puede desviarse del trayecto original del

conducto o provocar una perforación, sobre todo en piezas con anatomías complejas o calcificaciones severas. La ubicación del sistema de conductos, el grado de curvatura y el tipo de instrumentación usado favorecen estas complicaciones. En estos casos conviene usar técnicas de negociación y acceso guiado, que facilitan que las limas y las puntas diamantadas entren con la angulación correcta hasta el punto de luz visible del conducto, identificado por CBCT (31,32).

a.2. Enfisema

Esto consiste en que aparece aire a presión, de forma anormal, dentro de los tejidos o entre los planos fasciales. Si aparece durante el tratamiento endodóntico puede producir una inflamación facial y cervical rápida, y en los casos más severos derivar en complicaciones graves. Para prevenirlo conviene no usar la jeringa triple dentro de la cámara pulpar, emplear piezas de mano quirúrgicas adecuadas y, cuando sea necesario, preferir instrumentos ultrasónicos o sónicos. Aunque su aparición puede resultar alarmante, el aire suele reabsorberse solo en pocos días, sin necesidad de tratamiento activo (33).

a.3. Deglución

Ingerir o aspirar instrumentos endodónticos es una complicación que se puede prevenir usando aislamiento absoluto. Sin embargo, cuando el tratamiento se hace sin dique de goma pueden darse eventos clínicos serios, e incluso consecuencias legales (34).

Este tipo de accidente ocurre con más frecuencia en piezas posteriores mandibulares. Según Grossman (35), cerca del 87% de los objetos ingeridos van al tracto digestivo y un 13% al tracto respiratorio.

Mayormente en estos casos, los cuerpos extraños pasan solos por el sistema gastrointestinal; entre 10% y 20% necesitan una intervención no quirúrgica, y menos del 1% requiere cirugía (36). Las complicaciones más graves, impactación, obstrucción y perforación, hacen que sea esencial un diagnóstico oportuno (34,37).

b. Químicos

La extrusión ocasional de irrigantes suele producir dolor intenso y edema que aparece rápido. Ante esto, el profesional debe mantener la calma, avisar de inmediato al paciente sobre lo que pasó y decidir el manejo según qué tan grave sea el caso. Por lo general se recomienda anestesia local para el dolor agudo, junto con analgésicos. En las primeras horas se indican compresas frías, que después se pueden cambiar por compresas tibias y enjuagues bucales templados para estimular la microcirculación. Los antibióticos solo deben usarse si hay riesgo alto de que la infección se propague. En la mayoría de los casos la recuperación es completa en días o semanas, sin necesidad de cirugía ni de extraer el diente. Superada la fase aguda, se puede seguir con el tratamiento de conductos usando irrigantes menos irritantes, como solución salina estéril o gluconato de clorhexidina (38,39).

c. Mecánicos

c.1. Factores que influyen en la separación de limas

- La separación de limas de NiTi depende de varios factores a la vez. Uno de los más importantes es la anatomía del conducto, ya que la fractura suele darse justo donde hay más curvatura. Se ha visto que al aumentar el ángulo de curvatura o disminuir el radio, se necesitan menos ciclos para que ocurra la fractura, razón por la que muchos instrumentos se separan en el tercio apical (40).

- Influyen factores propios del instrumento: el tipo de aleación, cómo se fabricó, la velocidad de rotación y la masa que le da su diseño geométrico (20).

- Controlar el torque con motores endodónticos eléctricos ayuda a bajar el riesgo de fractura por sobrecarga torsional, aunque qué tan eficaz sea depende del nivel de torque programado (20,41).

- Sobre la velocidad, la evidencia no es concluyente, pero los fabricantes suelen recomendar entre 250 y 600 rpm para un uso seguro (41,42).

- La técnica de instrumentación también pesa: la técnica corono-apical, por ejemplo, ha mostrado que disminuye el estrés torsional, sobre todo en instrumentos de menor calibre (43).

  Crear una trayectoria de deslizamiento es un paso clave, porque ayuda a que la preparación del conducto sea lisa y centrada, baja la probabilidad de transportación, escalones, extrusión de detritos y separación instrumental, y reduce el riesgo de fractura torsional (20,44).

- Por último, la experiencia del operador y el tiempo de preparación también importan bastante. Los operadores con menos experiencia suelen producir más deformaciones y fracturas, quizás porque los instrumentos permanecen más tiempo trabajando dentro del conducto, lo que aumenta el número de ciclos de tensión-compresión y, con ello, la probabilidad de que la lima se separe (44).

d. Otros factores

Además de los factores anatómicos y mecánicos, hay otros elementos que pueden afectar cómo se desempeñan los instrumentos de NiTi. Sobre la esterilización, la literatura no es unánime: algunos autores dicen que no cambia significativamente la incidencia de fractura, y otros reportan un aumento de la resistencia, en particular en las aleaciones termotratadas (45,46). Los irrigantes, sobre todo el hipoclorito de sodio, pueden deteriorar las propiedades mecánicas de los instrumentos y dejar alteraciones superficiales visibles al microscopio electrónico (47,48). Los fabricantes recomiendan usar las limas una sola vez, pero algunos estudios sugieren que

la fractura depende más de cómo se usa el instrumento que de cuántas veces se reutiliza. Aun así, se sabe que el uso repetido reduce la resistencia a la fatiga por flexión y disminuye el torque necesario para que se produzca la separación (49). Por otro lado, han surgido numerosos sistemas tipo réplica, con características parecidas a las de marcas reconocidas, pero sin suficiente información sobre control de calidad o certificaciones internacionales. Aunque se parezcan en secuencia, nomenclatura e identificación, su seguridad clínica y su eficiencia todavía no cuentan con el mismo respaldo científico que los sistemas originales (50).

3.1.6. Fractura de instrumentos

Mediante la elaboración biomecánica del conducto radicular, los instrumentos endodónticos quedan sometidos a distintos tipos de tensión, y cómo se comportan depende bastante de la técnica que se use, la forma de manipularlos, el método de uso y la complejidad anatómica del sistema de conductos. A esto se suman factores como la aleación, el diseño geométrico y el proceso de fabricación, que pueden cambiar de forma importante cómo se distribuye el estrés y, con ello, aumentar la probabilidad de que el instrumento se separe (51).

a. Cíclica

La fractura por fatiga aparece sobre todo en conductos con curvaturas pronunciadas, donde el instrumento recibe de forma repetida fuerzas alternantes de compresión y tracción mientras gira (51). Esa carga repetitiva va acumulando daño estructural hasta que se produce la fractura, incluso sin que haya habido antes una deformación visible (52,53).

b. Torsional

Este se presenta cuando una parte del instrumento, normalmente la punta o un segmento del cuerpo, queda atrapada dentro del conducto mientras el vástago sigue girando (51). Esa diferencia de movimiento genera una sobrecarga torsional que supera el límite elástico del material, y termina separando la lima (52,53).

3.2. Análisis de antecedentes investigativos

a. Un estudio comparó la resistencia a la fatiga entre sistemas de limas rotatorias y reciprocantes usando un esquema PICO: población, conductos radiculares artificiales; intervención, instrumentación con limas rotatorias y reciprocantes de NiTi; comparación, rotatorias frente a reciprocantes; resultado, resistencia a la fatiga. Los estudios se buscaron en bases de datos electrónicas (Medline, Embase, Scopus, SciELO y WOS) y se combinaron con un modelo de efectos aleatorios por el método de varianza inversa. El tamaño del efecto se midió como el tiempo medio hasta la fractura (TTF) y el número de ciclos hasta la fractura (NCF); la heterogeneidad se evaluó con el valor p de la prueba Q y el I2. El TTF fue de 474,5 s para las rotatorias y 839,1 s para las reciprocantes, sin diferencia estadísticamente significativa. El NCF, en cambio, sí mostró diferencia significativa (p = 0,035): 1444,2 para las rotatorias frente a 4155,9 para las reciprocantes, lo que indica que estas últimas son más resistentes. Los autores concluyen que las limas reciprocantes tienen mejor resistencia a la fatiga que las rotatorias, y que esa ventaja se mantiene cuando se prueban en conductos con doble curvatura (54).

b. Un estudio in vitro evaluó la resistencia a la fatiga de distintas limas rotatorias de níquel-titanio en conductos radiculares curvos simulados, considerando el tipo de aleación, el diámetro y la velocidad de rotación. Se encontraron diferencias significativas en el número de ciclos hasta la fractura entre los instrumentos, lo que muestra que los cambios en el diseño y en el tratamiento térmico del NiTi afectan directamente su resistencia a la fatiga. Los autores concluyen que el diseño y la composición del instrumento son determinantes en la durabilidad y el comportamiento mecánico de las limas rotatorias durante la instrumentación endodóntica (55).

c. Un estudio comparativo in vitro analizó la resistencia a la fatiga de tres sistemas rotatorios de níquel-titanio sometidos a distintos radios de curvatura en conductos simulados, midiendo el número de ciclos hasta la fractura y el tiempo de falla de cada instrumento. Aparecieron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas, lo que muestra que tanto el tratamiento termomecánico del NiTi como las características estructurales del instrumento

inciden en su resistencia a la fatiga. Los autores concluyen que los instrumentos con aleaciones tratadas térmicamente resisten mejor y se comportan de forma más estable frente a las tensiones repetitivas de los conductos curvos (56).

d. Una revisión sistemática sobre la fatiga de instrumentos rotatorios de níquel-titanio usados en endodoncia analizó distintos tipos de aleaciones y diseños reportados en la literatura científica. Los resultados indican que la fractura de estos instrumentos se debe principalmente a la acumulación de tensiones cíclicas generadas al instrumentar conductos curvos, y que los instrumentos con tratamientos térmicos y diseños estructurales optimizados resisten mejor la fatiga, lo que mejora la seguridad y la predictibilidad del tratamiento endodóntico (57).

e. Un grupo de investigadores evaluó la resistencia a la fatiga de instrumentos rotatorios de níquel-titanio en conductos artificiales con doble curvatura en forma de "S", comparando el número de ciclos hasta la fractura entre distintos sistemas rotatorios bajo condiciones experimentales controladas. Los instrumentos resistieron menos la fatiga en conductos con doble curvatura que en conductos con una sola curvatura. Los autores concluyen que la complejidad anatómica del conducto radicular aumenta el estrés mecánico sobre los instrumentos y favorece la fractura por fatiga (58).

f. Esta investigación buscó determinar cuál sistema rotatorio, AF TM F One (Fanta Dental Materials, Shanghái, China) o WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer, Suiza), resiste mejor la fatiga cíclica en curvaturas severas. Se probaron 20 instrumentos rotatorios (10 de cada sistema) en una platina de acero inoxidable con una curvatura de 60º, midiendo el tiempo hasta la fractura y el fragmento separado de cada uno. AF TM F One mostró mayor resistencia a la fatiga que WaveOne Gold Primary, con una diferencia estadísticamente significativa. Los autores atribuyen esto a dos factores: la rotación continua a 500 rpm y una aleación más flexible en su fabricación (59).

g. Otro estudio buscó determinar cuál de tres sistemas rotatorios como AF F One, AF Rotary y S One (los tres de Fanta Dental Materials, Shanghái, China) resiste mejor la fatiga ante curvaturas pronunciadas. Se probaron 75 instrumentos (25 de cada sistema) en una platina de acero inoxidable con un conducto curvado a 60°, divididos al azar en subgrupos según el número de ciclos de esterilización en autoclave aplicados. Los instrumentos se observaron con microscopía electrónica de barrido antes de esterilizarse, después de esterilizarse y después de la prueba de fatiga. AF Rotary resistió más la fatiga que AF F One y S One, con diferencia estadísticamente significativa, y ningún sistema mostró diferencias significativas al comparar distintos ciclos de esterilización entre sí. Los autores explican el mejor desempeño de AF Rotary por la suma de dos factores: el diseño de su sección transversal geométrica y una aleación metálica más flexible. Además, sugieren que los ciclos repetidos de esterilización no inciden en la resistencia a la fatiga, por lo que la fractura del instrumento parece deberse más a la fricción y al estrés dentro del conducto radicular que al desgaste producido por la desinfección entre pacientes (60).

h. Este estudio, de tipo aplicado y explicativo, buscó determinar la diferencia en la resistencia cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en Arequipa, 2022, con un diseño experimental, longitudinal, descriptivo, de corte transversal, prospectivo y observacional. Se probó la resistencia a la fatiga de 24 instrumentos divididos en dos grupos de 12, introducidos en un conducto artificial de acero inoxidable con una curvatura de 90º, un radio de 3 mm y un ángulo de inserción de 0º respecto al orificio de entrada; la resistencia a la fatiga se determinó registrando el tiempo hasta la fractura. Se encontró una diferencia notable: los instrumentos AFTM F One llegaron a un tiempo máximo de fractura de 156 segundos y un mínimo de 45, mientras que las limas X3 NiTi Engine File alcanzaron un máximo de 76 segundos y un mínimo de 17. Los autores concluyen que los instrumentos AFTM F One resisten notablemente más la fatiga que las limas X3 NiTi Engine File al trabajar en un conducto artificial de aluminio, y que también hay diferencias en el tiempo y en la longitud del fragmento (61).

4. HIPÓTESIS

Dado que, el sistema en corte de sección en S completa tiene tratamiento térmico comprobado durante su fabricación; en tanto que, el sistema análogo incompleto tiene un tratamiento térmico parcial:

Es probable que, exista diferencia en el efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta.

CAPÍTULO II:
PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

II.- PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. TÉCNICA, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

1.1. Técnica

a. Especificación

Para la recolección de información relacionada con la resistencia a la fatiga, se empleó la técnica de observación en laboratorio.

b. Esquematización

Tabla 2. Esquematización de la variable

VARIABLE	TÉCNICA	INSTRUMENTO
Resistencia a la fatiga	Observación laboratorial	Ficha de recolección de datos

***** Elaboración propia.

c. Descripción de la técnica

Elaboración y acondicionamiento del conducto radicular artificial

- Inicialmente, se diseñó y fabricó un dispositivo metálico personalizado que incorporó un conducto radicular simulado con una curvatura de 90°, un radio de 3 mm y cuyo centro de curvatura se ubicó a 5 mm del extremo apical. Este conducto simulado fue elaborado a partir de la obtención de una impresión en un bloque de cera, tomando como referencia una lima reciprocante con conicidad constante de 0.08 y sección transversal íntegra. Asimismo, se realizaron ajustes destinados a disminuir la tensión mecánica sobre la lima, mediante un ligero incremento en el diámetro del conducto. El conducto radicular simulado fue diseñado con una conicidad específica de 0.08, en concordancia con las características de los instrumentos endodónticos evaluados en el estudio, permitiendo reproducir con mayor fidelidad las

condiciones clínicas durante las pruebas. El dispositivo metálico que contenía el conducto fue fijado de manera estable a una base de madera, garantizando rigidez y uniformidad experimental. Además, se incorporó una tapa de vidrio removible y ajustable, la cual permitió sellar herméticamente el conducto artificial del dispositivo y, al mismo tiempo, posibilitó la observación detallada del movimiento del instrumento rotatorio dentro del conducto artificial.

Fijación y activación del endomotor

- Para la pieza de mano del motor (VDW Silver reciproc endo motor), se utilizó 3 sujetadores acolchonados fijando la pieza de mano específicamente el cabezal del contraángulo a la base de madera. Este soporte fue configurado con una altura y dirección fijas en relación con el conducto artificial, asegurando una posición constante y reproducible, lo cual resultó esencial para garantizar estabilidad y precisión en la evaluación experimental de los instrumentos endodónticos. De igual forma, la ubicación del sujetador fue marcada permanentemente sobre la base de madera como punto de referencia, con el fin de evitar variaciones entre instrumentos, considerando que la pieza de mano debía movilizarse entre cada ensayo, ya sea para el recambio de instrumentos o para su inserción en movimiento dentro del dispositivo. Todo ello permitió que las condiciones experimentales se mantuvieran uniformes en todos los casos, reduciendo el riesgo de distorsión en los resultados.

Procedimiento experimental

- Cada instrumento fue colocado en el contraángulo de la pieza de mano y programado de acuerdo con las recomendaciones del fabricante en el caso de los grupos no esterilizados. Las limas evaluadas fueron configuradas en modo de movimiento “rotatorio”. Antes del inicio de la rotación del instrumento dentro del dispositivo, se aplicó aceite sintético formulado para la lubricación de componentes mecánicos hasta el extremo apical del conducto, empleando una punta fina y flexible para asegurar una aplicación precisa. Cada instrumento fue sometido a rotación continua durante un tiempo estandarizado de 120 segundos, finalizando el ensayo, se evaluó el estado del instrumento,

clasificándolo como de resistencia alta (sin deformación), resistencia media (como deformación visible) o resistencia baja (fractura).

Monitoreo y registro de datos

- De forma simultánea, todo el procedimiento, desde la inserción del instrumento en el dispositivo hasta la visualización del estado de dicho instrumento, fue monitorizado cuidadosamente mediante una cámara montada en un trípode, con el propósito de garantizar una observación detallada. Una vez detectada la separación del instrumento, se retiró la pieza de mano junto con su sujetador y posteriormente se extrajo el instrumento del contraángulo. Luego, se desajustó y desplazó la tapa del dispositivo para retirar el fragmento separado, el cual fue medido con una regla endodóntica. Para obtener mayor precisión, todas las mediciones fueron registradas fotográficamente con una cámara profesional (Nikon D5300). Este procedimiento se realizó de manera idéntica para cada uno de los instrumentos incluidos en el estudio.

- De manera concurrente con cada ensayo, los datos fueron consignados en formularios de recolección diseñados específicamente para este propósito.

Nota importante

- Se deja constancia que la verdadera variable estímulo de este experimento es la rotación continúa generada por el endomotor, dado que, por definición la variable estímulo es un factor dinámico y activado deliberadamente el investigador. El diseño en este caso ya viene preestablecido y se ejercita merced al influjo funcional previo del endomotor. Por tanto, la rotación contínua producida por el endomotor debe ser considerada como la variable estímulo y no el diseño de la lima. Es más, lo que se somete a comparación no es el estímulo dado que es único, sino la resistencia a la fatiga de los sistemas de limas.

1.2. Instrumentos

a. Instrumento documental

a.1 Especificación

Se empleó una **FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS**, para consignar la información de la variable operacionalizada.

a.2 Estructura del instrumento

Tabla 3. Estructuración del instrumento

VARIABLE	EJES	INDICADORES	SUBEJES
Resistencia a la fatiga	1	• Alta (estabilidad)	1.1
		• Media (deformación)	1.2
		• Baja (fractura)	1.3

***** Elaboración propia.

a.3 Modelo del instrumento

Figura en anexos.

b. Instrumentos mecánicos

- Dispositivo metálico con conductos artificiales
- Pinzas
- Prensa de mesa
- Trípode o soporte para cámara
- Cámara NIKON D3500
- Esterilización de autoclave
- Laptop
- Soporte de acrílico para fijar pieza de mano
- Cronometro
- Regla

1.3. Materiales de verificación

- 20 limas Aurora Ultra Flat (DLC)
- 20 limas Aurora
- Aceite sintético
- Punta fina para aplicar irrigante
- Base de madera
- Barbijo
- Jeringa de 5ml
- Guantes descartables
- Útiles de escritorio

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

2.1. Ubicación espacial

a. Ámbito general

El estudio fue realizado en la ciudad de Arequipa.

b. Ámbito específico

Consulta privada.

2.2. Ubicación temporal

La presente investigación fue ejecutada durante el semestre académico impar del año 2026.

2.3. Unidades de estudio

a. Opción

Grupos.

b. Identificación de los grupos

G1: Limas del sistema rotatorio en corte de sección S completo

G2: Limas del sistema rotatorio en corte de sección S incompleto

c. Criterios para igualar los grupos

c.1. Criterios de inclusión

- Instrumentos de níquel titanio con tratamiento térmico
- De 25 mm de longitud
- Cinemática oscilatoria (rotatoria): RPM de 350
- Torque: 2.5 Newton
- Diámetro 25 mm
- Conicidad: taper de 6%
- Instrumentos nuevos
- Tiempo de rotación continua: estándar 120 seg.

c.2. Criterios de exclusión

- Instrumentos de acero inoxidable
- Cinemática reciprocante
- Cinemática rotatoria antihoraria
- Instrumentos de diámetro distinto a 25 mm
- Conicidad o taper mayor o menor de 6%
- Usados
- Esterilizados.

d. Tamaño muestral

Criterios estadísticos

- P_2 (proporción esperada para el sistema completo) = 0.40 (valor tomado de antecedentes investigativos)
- $P_1 – P_2$ (diferencia esperada) = 0.35
- α (bilateral) = 0.05 (decidido en un rango de 0.01 a 0.10)
- β = 0.10 (decidido en un rango de 0.05 a 0.20)

Tabla 4. Tamaño de la muestra por grupo de dos proporciones

Cifra superior : α = 0.05 (unilateral) o α = 0.10 (bilateral); β = 0.20
Cifra intermedia: α = 0.025 (unilateral) o α = 0.05 (bilateral); β = 0.20
Cifra inferior : α = 0.025 (unilateral) o α = 0.05 (bilateral); β = 0.10

P1 o P2 (el menor de los dos)*	Diferencia esperada entre P1 y P2									
	0.05	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	**0.35**	0.40	0.45	0.50
0.35	1157	295	133	75	48	33	24	18	14	11
	1469	375	169	96	61	42	31	23	18	14
	1966	502	226	128	82	56	41	30	23	18
0.40	1206	305	136	76	48	33	24	17	13	10
	1532	387	173	97	61	42	30	22	17	13
	2050	518	231	129	82	55	**40**	29	22	17
0.45	1231	308	136	75	47	32	23	16	12	9
	1563	387	173	96	60	41	29	21	16	11
	2092	518	231	128	801	54	38	28	21	15

***** Extraído de Dawson & Sounders. (62)

Estuvo conformado por 20 limas por grupo de estudio. Con objeto en la tabla biproporcional se cruzó el valor de P_2 = 0.40 con el valor de la diferencia esperada de 0.35. En la intercepción de ambas exigencias se determinó un tamaño muestral de 40 limas, estimado a partir de un error α (bilateral) de 0.05 y un error β de 0.10. Luego el tamaño muestral antes mencionado fue dividido en 20 unidades de estudio por grupo.

e. Formalización de los grupos

Tabla 5. Formalización de las unidades de estudio

Grupos	**Nº**
G1: Limas del sistema rotatorio en corte de sección S completo	20
G2: Limas del sistema rotatorio en corte de sección S incompleto	20

***** Elaboración propia.

3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

3.1. Organización

- Se solicito autorización a la Facultad de Odontología para realizar la investigación
- Autorización de docentes asignado
- Coordinación
- Se preparó las unidades de estudio
- Se realizó prueba piloto
- Se recolectó los datos

3.2. Recursos

a. Recursos Humanos

a.1. Investigador : C.D. Carlos Arturo Carpio Guevara

a.2. Asesor : Dr. Javier Lucho Valero Quispe

b. Recursos Físicos

Estuvieron representados por las condiciones ambientales y la disponibilidad de infraestructura del laboratorio.

c. Recursos Económicos

Los gastos derivados del estudio fueron cubiertos en su totalidad por el investigador.

3.3. Prueba piloto / validación del instrumento

Al tratarse de un estudio observacional, no se necesitó validar instrumentos; en su lugar se hizo una prueba piloto. Esta sirvió para verificar el diseño metodológico de la investigación: con ella se evaluó si las técnicas de recolección de datos, el muestreo, el procesamiento de la información y el análisis estadístico eran adecuados. Para esto se armó una muestra piloto equivalente al 10% de cada grupo de estudio.

4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS

4.1. Plan de procesamiento de los datos

El procesamiento de los datos se hizo tanto de forma manual como con el programa estadístico IBM SPSS Statistics. Primero se clasificó la información y se organizó en una matriz de registro y control para manejarla con más facilidad. Después se codificó: se asignaron códigos a la variable y a sus indicadores según lo que pedía el software. Luego se contaron los datos con matrices de recuento, lo que ayudó a sistematizar toda la información. Con eso hecho, se tabuló en tablas de doble entrada, para poder comparar los resultados entre las variables del estudio. Por último, se elaboraron gráficas de barras dobles, que dieron una visualización comparativa más clara de los hallazgos.

4.2. Plan de análisis de datos

La variable resistencia a la fatiga se trató como cualitativa, categorizada en una escala ordinal de tres niveles: alta, media y baja, así que no requería una medición numérica estricta al no ser la variable dependiente de tipo numérico. Para el análisis descriptivo se usaron frecuencias absolutas y porcentuales, lo que ayudó a organizar y presentar los resultados. Para la comparación entre grupos, dado el carácter categórico de la variable, se aplicó la prueba U de Mann-Whitney para dos grupos independientes.

CAPITULO III:
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

1. RESULTADOS

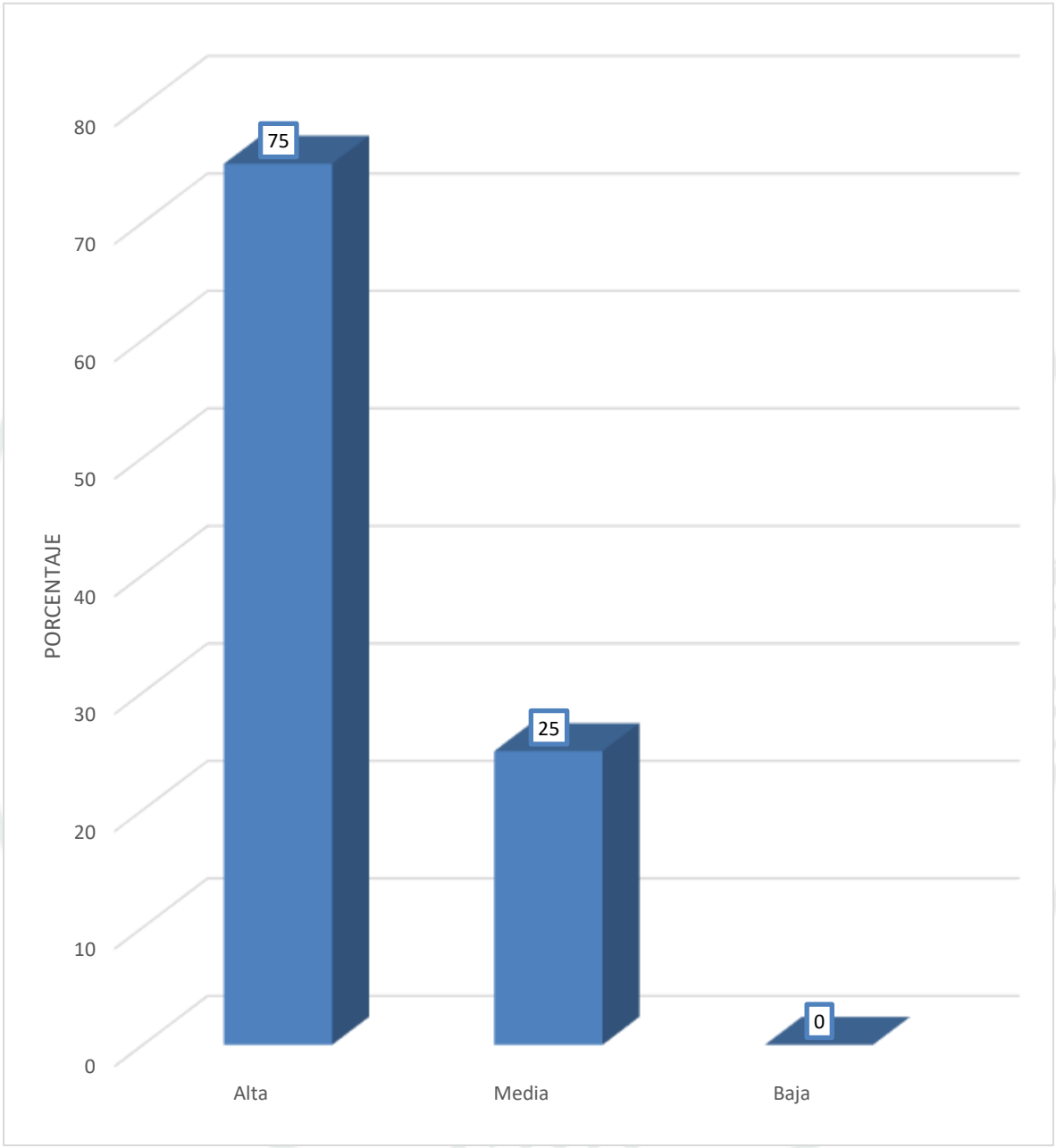
Tabla 6. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa

RESISTENCIA	Nº	%
Alta	15	75,00
Media	5	25,00
Baja	0	0,00
TOTAL	**20**	**100,00**

***** Elaboración propia.

Al analizar las limas con sección S completa bajo rotación continua, los resultados fueron ampliamente favorables. Tres de cada cuatro instrumentos (75%) mantuvieron su estructura impecable, demostrando una alta tolerancia al desgaste por fatiga. El 25% restante mostró un nivel de resistencia intermedio al presentar deformaciones visibles, mientras que ninguna de las unidades evaluadas llegó a fracturarse.

Figura 1. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa



***** Elaboración propia.

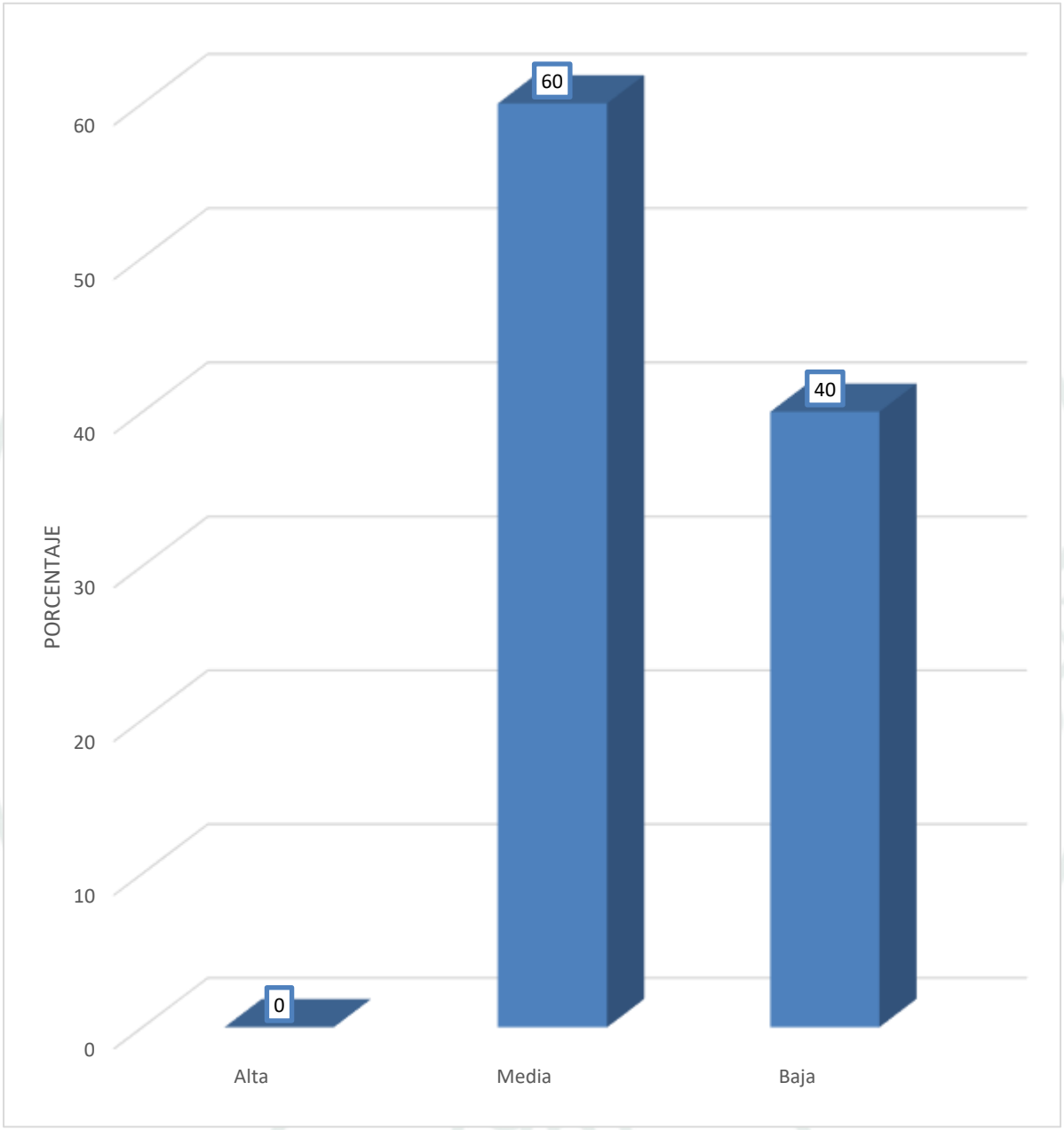
Tabla 7. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S incompleta

RESISTENCIA	Nº	%
Alta	0	0,00
Media	12	60,00
Baja	8	40,00
TOTAL	**20**	**100,00**

***** Elaboración propia.

El comportamiento en las limas de sección S incompleta difirió de forma clara. Ninguno de estos instrumentos alcanzó una resistencia alta; la mayoría (60%) se ubicó en un rango medio tras sufrir deformaciones físicas durante la prueba. El 40% restante exhibió un desempeño deficiente, terminando en la fractura total de la lima.

Figura 2. Efecto de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S incompleta



***** Elaboración propia.

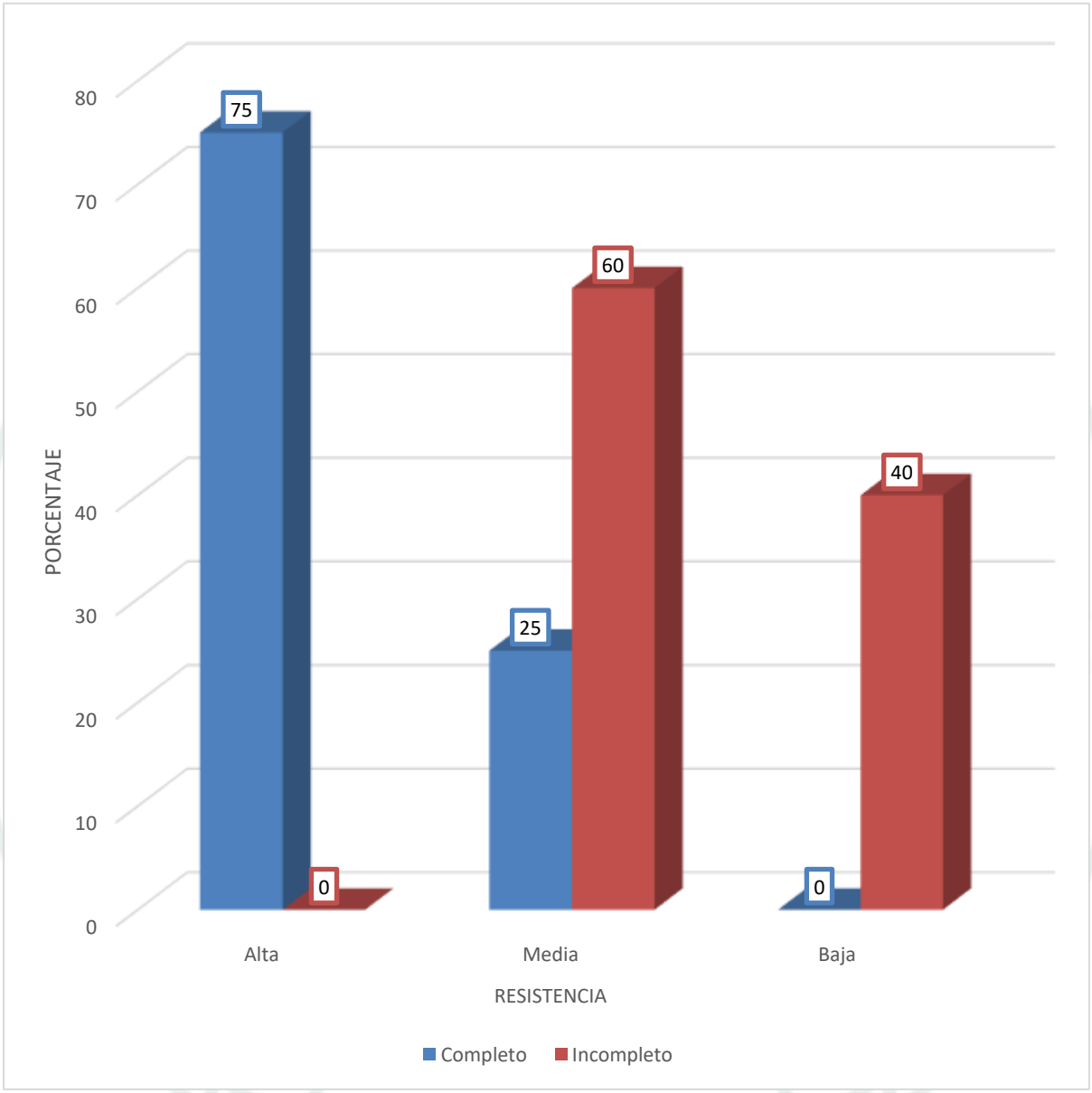
Tabla 8. Efecto comparativo de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa e incompleta

SISTEMA ROTATORIO	RESISTENCIA						TOTAL	
	Alta		Media		Baja			
	Nº	%	Nº	%	Nº	%	Nº	%
Completo	15	75,00	5	25,00	0	0,00	20	100,00
Incompleto	0	0,00	12	60,00	8	40,00	20	100,00

***** Elaboración propia.

El cotejo entre ambas geometrías pone en evidencia una disparidad marcada en la durabilidad del instrumental. Mientras la sección S completa sobresale por su solidez al concentrar la mayoría de sus casos en la categoría de alta resistencia (75%) y no registrar fallas catastróficas, la variante incompleta se desplaza hacia el extremo opuesto, repartiéndose únicamente entre deformaciones moderadas (60%) y rupturas (40%).

Figura 3. Efecto comparativo de la rotación continúa generada por el endomotor en la resistencia a la fatiga en limas de corte en sección S completa e incompleta



* Elaboración propia.

Tabla 9. Prueba de hipótesis nula

COMBINACIÓN	O	E	O-E	$(O-E)^2$	$X^2 = \frac{\sum(O-E)^2}{E}$
C-E	15	7,5	7,5	56,25	7,50
C-D	5	8,5	3,5	12,25	1,44
C-F	0	4,0	4,0	16,00	4,00
I-E	0	7,5	7,5	56,25	7,50
I-D	12	8,5	3,5	12,25	1,44
I-F	8	4,0	4,0	16,00	4,00
TOTAL	**40**				$\boldsymbol{X^2}$ **=25,88**

***** Elaboración propia.

- Gl = (c-1) (f-1) = (3-1) (2-1) = 2 x 1 = 2
- NS = 0.05
- VC = 5.99
- X^2 = 25.8 > VC: 5.99

El análisis estadístico confirmó que estas diferencias no son casuales. Dado que el valor del Chi-cuadrado calculado (chi2 = 25,88) superó notablemente al valor crítico (5,99), se descartó la hipótesis nula con un nivel de significancia del 5% (p < 0,05). Esto demuestra de forma contundente que el diseño de la sección (completa o incompleta) influye de manera determinante en la capacidad del instrumental para tolerar la fatiga cíclica bajo rotación continua.

2. DISCUSIÓN

Los hallazgos evidenciaron una diferencia estadística significativa de la resistencia a la fatiga entre limas de níquel-titanio de corte seccional en S completa e incompleta en base a la prueba X^2 de homogeneidad, en razón a que el primer sistema mostró mayormente una alta resistencia con el 75%, y menormente una resistencia media con el 25%; en cambio el segundo sistema exhibió mayormente una resistencia media, con el 60%, y con menor frecuencia una resistencia baja a la rotación continua generada por el endomotor.

En un estudio relativamente similar se encontró que las limas reciprocantes fueron más resistentes que sus análogas rotatorias, aunque no siempre en conductos de topografía complicada (54). En la presente tesis las limas de níquel-titanio de corte seccional en S completas mostraron, sin embargo, mayormente una alta resistencia que, si bien no se comparó con un sistema reciprocante sino rotatorio, se debe considerar importante el hallazgo.

Estos hallazgos coinciden con un estudio in vitro que evaluó la resistencia a la fatiga de diferentes limas rotatorias de níquel-titanio en conductos curvos simulados, donde se reportaron diferencias significativas en el número de ciclos hasta la fractura entre los instrumentos analizados (55). Dicho antecedente concluyó que las modificaciones en el diseño del instrumento, así como el tratamiento térmico de la aleación, influyen directamente en su comportamiento mecánico, lo cual respalda la interpretación de que la configuración del corte seccional en S constituye un factor determinante en la mayor resistencia observada en el primer sistema.

De igual forma, los hallazgos obtenidos guardan concordancia con una investigación comparativa in vitro en la que se analizaron tres sistemas rotatorios de níquel-titanio sometidos a diferentes radios de curvatura en conductos simulados. En ese estudio se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas evaluados, demostrando que tanto las características estructurales del instrumento como el tratamiento termomecánico del níquel-titanio condicionan su resistencia frente a tensiones repetitivas (56). En relación con ello, el predominio de alta resistencia en el sistema con corte seccional en S completa sugiere que esta geometría podría favorecer una distribución más uniforme del estrés durante la rotación, en contraste con la sección incompleta, la cual presentaría una menor capacidad para soportar las cargas cíclicas acumulativas.

Asimismo, los resultados del presente estudio se sustentan en una revisión sistemática enfocada en la fatiga de instrumentos rotatorios de níquel-titanio utilizados en endodoncia,

en la cual se estableció que la fractura de estos instrumentos ocurre principalmente por la acumulación progresiva de tensiones cíclicas durante la instrumentación en conductos curvos (57). En dicha revisión se señaló además que los instrumentos con diseños estructurales optimizados y tratamientos térmicos específicos presentan mayor resistencia a la fatiga, incrementando la seguridad clínica y la predictibilidad del tratamiento endodóntico. En ese sentido, la mayor frecuencia de alta resistencia encontrada en el sistema con sección en S completa refuerza la idea de que la geometría transversal del instrumento desempeña un papel decisivo en su durabilidad y comportamiento frente a la fatiga.

Finalmente, los resultados también pueden interpretarse a la luz de un estudio que evaluó la resistencia a la fatiga de instrumentos rotatorios de níquel-titanio en conductos artificiales con doble curvatura en forma de "S", donde se observó que los instrumentos presentaban menor resistencia en anatomías más complejas debido al incremento del estrés mecánico generado por la curvatura (58). Aunque el presente trabajo no comparó tipos de curvatura del conducto, este antecedente resulta relevante porque demuestra que la respuesta del instrumento frente a la fatiga depende en gran medida de su capacidad estructural para tolerar tensiones repetidas. Por ello, el mejor desempeño del sistema con corte seccional en S completa podría representar una ventaja biomecánica importante, ya que una configuración más favorable del diseño transversal contribuiría a reducir el riesgo de fractura y a mejorar el comportamiento del instrumento en condiciones de mayor exigencia mecánica.

En relación con el antecedente que comparó los sistemas AF TM F One y WaveOne Gold Primary, los resultados del presente estudio guardan concordancia, ya que en ambas investigaciones se identificó que un sistema rotatorio presentó mayor resistencia a la fatiga con diferencia estadísticamente significativa frente al otro (59). En dicho antecedente, AF TM F One mostró una resistencia superior atribuida a la rotación continua a 500 rpm y a una aleación más flexible; de manera similar, en la presente investigación el sistema de corte seccional en S completo evidenció un mejor desempeño, al registrar un 75% de resistencia alta, lo que sugiere que, además de la aleación y la cinemática, el diseño estructural del instrumento también constituye un factor determinante en su capacidad para soportar esfuerzos cíclicos sin deformarse ni fracturarse.

Respecto al antecedente en el que se evaluaron los sistemas AF F One, AF Rotary y S One, también se observa concordancia con los hallazgos obtenidos, dado que en ambos estudios se comprobó que existen diferencias significativas entre sistemas rotatorios frente a la

fatiga. En aquella investigación, AF Rotary presentó la mayor resistencia en comparación con AF F One y S One, atribuyéndose este comportamiento a la combinación de una sección transversal geométrica favorable y una aleación con mayor flexibilidad (60). De forma semejante, en el presente estudio, el sistema de corte seccional en S completo mostró una mayor proporción de resistencia alta, mientras que el sistema incompleto presentó predominantemente resistencia media y, en menor frecuencia, resistencia baja; ello refuerza la idea de que la geometría de la sección transversal y la configuración del instrumento desempeñan un papel clave en la distribución de tensiones y en la resistencia a la fatiga.

En cuanto al antecedente desarrollado en Arequipa 2022, donde se compararon los sistemas AFTM F One y X3 NiTi Engine File, los resultados también respaldan lo encontrado en la presente investigación, ya que en ambos casos se evidenció que un sistema rotatorio presentó un comportamiento mecánico superior frente a otro bajo condiciones experimentales controladas. En ese estudio, AFTM F One registró mayores tiempos hasta la fractura y diferencias en la longitud del fragmento separado, lo que demostró una resistencia superior frente a X3 NiTi Engine File (61). Aunque en la presente investigación la variable fue valorada de manera categórica en niveles de resistencia (alta, media y baja), los hallazgos son consistentes, pues el sistema de corte seccional en S completo mostró una clara superioridad al alcanzar un 75% de resistencia alta, mientras que el sistema incompleto concentró sus resultados en resistencia media y baja, confirmando que las diferencias en el diseño y estructura del instrumento repercuten significativamente en su resistencia a la fatiga.

Si bien el diseño transversal constituye un elemento importante en el comportamiento mecánico de los instrumentos, la resistencia observada también puede estar influenciada por otros factores descritos en la literatura, tales como el tratamiento térmico de la aleación, la composición del níquel-titanio, el recubrimiento superficial DLC, el diámetro del núcleo y las dimensiones del instrumento, factores que no han sido motivo directo de investigación en el presente estudio. En consecuencia, estos factores deben ser más bien controlados adecuadamente en la medida de la posibilidad, a efecto de que el único estímulo que influya en la resistencia a la fatiga de las limas sea la rotación contínua generada por el endomotor, con el fin de asegurar la necesaria validez interna del experimento.

CONCLUSIONES

PRIMERA:

Las limas de níquel-titanio de corte seccional en S completa presentaron predominantemente una alta resistencia a la fatiga, alcanzando el 75%; mientras que, en menor proporción, evidenciaron una resistencia media con el 25% al efecto de la rotación continúa generada por el endomotor.

SEGUNDA:

Las limas de níquel-titanio de corte seccional en S incompleta mostraron principalmente una resistencia media a la fatiga, correspondiente al 60%; en tanto que, con menor frecuencia, registraron una resistencia baja en el 40% de los casos, al efecto de la rotación continua antes mencionada.

TERCERA:

De acuerdo con la prueba de Chi cuadrado (X^2), se evidenció una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fatiga entre las limas de níquel-titanio de corte seccional en S completa e incompleta frente a la rotación continúa generada por el endomotor, con un nivel de significancia de $p < 0.05$. En consecuencia, se rechazó la hipótesis nula y se aceptó la hipótesis alterna o de investigación.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda a futuros investigadores replicar el presente estudio, incorporando como variable de análisis el tiempo transcurrido hasta la aparición de deformación o fractura del instrumento después de ser sometido a una instrumentación controlada.

2. Se sugiere evaluar el índice de deformación estructural de los sistemas rotatorios analizados a distintos grados de temperatura, con el propósito de determinar la influencia de la esterilización repetida sobre la estabilidad morfológica y dimensional de las limas.

3. Se considera pertinente investigar el efecto de los irrigantes intraconducto, tanto con instrumentación controlada como sin ella, sobre la resistencia a la fatiga, a fin de identificar posibles similitudes o diferencias en el comportamiento geométrico de los instrumentos.

4. Asimismo, se recomienda analizar el efecto combinado del calor y la torsión, en comparación con la instrumentación y los irrigantes, sobre la forma y dimensiones de los sistemas rotatorios empleados, con el fin de determinar los posibles cambios estructurales que puedan experimentar.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Marquis V, Dao T, Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S. Treatment outcome in endodontics: the Toronto Study. Phase III: initial treatment. J Endod. 2006 abril; 32(4): p. 299-306.

2. Lynch C, O'Sullivan V, McGillycuddy C. Pierre Fauchard: the 'father of modern dentistry. British dental Journal. 2006; 201(12): p. 779-81.

3. Mustafa M. Historical Perspective in Surgical Endodontics. Advances in Dentistry & Oral Health. 2016; 3(2): p. 1-7.

4. Camejo Suarez M. Respuesta pulpar ante el recubrimiento pulpar directo - Revisión de la literatura. Acta Odontológica Venezolana. 1999; 37(3).

5. Kakehashi S. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1965 setiembre; 20(3): p. 340-49.

6. Segura Egea J. Obturación del sistema de conductos radiculares I. Objetivos. Principios. Materiales. [Online].; 2020 [cited 2026 abril 2. Available from: https://personal.us.es/segurajj/documentos/PTD-III/Temas%20PTD-III/Leccion%209.%20Obturacion%20I.pdf.

7. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou G. Assessment of elemental composition, microstructure, and hardness of stainless steel endodontic files and reamers. Journal of endodontics. 2004; 30(7): p. 523-6.

8. Goel A, Rastogi R, Rajkumar B, Manisha T, Boruah L, Gupta V. An Overview of Modern Endodontic Niti Systems. International Journal Of Scientific Research. 2015; 4: p. 595-7.

9. John M. Percentage Taper Variation in Endodontic Files-A review. International journal of Environmental Science and Technology. 2020; 1(2): p. 1643-46.

10. Faus-Llacer V, Hamoud-Kharrat N, Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Faus-Matoses V. The Effect of Taper and Apical Diameter on the Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Endodontic Files Using an Experimental Electronic Device. Applied Sciences. 2021; 11(5): p. 863.

11. Roda-Casanova V, Pérez-González A, Zubizarreta-Macho A, Faus-Matoses V. Influence of Cross-Section and Pitch on the Mechanical Response of NiTi Endodontic Files under Bending and Torsional Conditions-A Finite Element Analysis. J Clin Med. 2022 mayo; 11(9): p. 2642.

12. Agarwal S, Nagpal R. NiTi Endodontics: Contemporary Views Reviewed. Austin J Dent. 2018; 5(4): p. 1112.

13. Grande N, Plotino G, Butti A, Buono L. Modern endodontic NiTi systems: Morphological and technical characteristics part I: «New generation» NiTi systems. Endod Ther. 2005; 5: p. 11-6.

14. Dziedzic A, Talik E, Patrycja G. Comparative study of the microstructure and chemical composition of selected Ni-Ti endodontic instruments systems. Journal Endodontic. 2012; 2(1).

15. Correia S, Nogueira M, Silva R, Lopes L, Braz Fernandes F. Phase Transformations in NiTi Endodontic Files and Fatigue Resistance. Austin Journal of Dentistry. 2009.

16. Martins S, Dornelas S, Garcia P, Viana A, Buono V, Santos L. Influence of cyclic loading in NiTi austenitic and R-phase endodontic files from a finite element perspective. Clinical Oral Investigations. 2022; 26(5): p. 3939-3947.

17. Ruddle C, Machtou P, West J. The shaping movement: fifth-generation technology. Dent Today. 2013 abril; 32(4): p. 96-9.

18. Pregled V, Zivković S, Bajić M, Jovanović-Medojević M, Nešković J. Single-file endodontic treatment -a perspective endodontic concept. Vojnosanitetski pregled. 2021; 79(22).

19. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande N, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. Int Endod J. 2015 noviembre; 48(11): p. 1043-50.

20. Fernández Ponce de León Y, Mendiola Aquino C. Evolución de los sistemas rotatorios en endodoncia: propiedades y diseño. Rev Estomatol Herediana. 2014 agosto; 21(1): p. 5.

21. Pereira E, Gomes R, Leroy A, Singh R, Peters O, Bahia M, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. Dent Mater. 2013 diciembre; 29(12): p. e318-24.

22. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel- Titanium Shape Memory Alloy

Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. Journal of endodontics. 2012; 38: p. 105-7.

23. Gambarra-soares T, Lopes H, Souza L, Vieira V, Oliveira J, Elias C. Twisted File® Seems to be a Safer Endodontic Instrument. Pan European Region Meeting (Helisinki, Finland). 2012.

24. Ibarra Rodríguez E. Evaluación de dos diferentes técnicas de instrumentación rotatoria: Twisted Files y Bio Race. Tesis para optar por Grado en Maestría en Ciencias Odontológicas con orientación en Endodoncia. Nuevo León: Universidad Autónoma de Nuevo; 2014.

25. Caicedo R, Clark S. HyFlex CM rotary files: An excellent innovation for endodontic treatment. Endod Pract. 2012; 4(1): p. 10-7.

26. Gutiérrez Barreto J, Cajamarca Medina D, Monroy Navas J. Alteraciones de la estructura de la lima primaria posterior a su uso / Structural Alterations of Primary File after Use. Pontificia Univesidad Javeriana. 2015; 34(73).

27. Yared G. Reciproc blue: The new generation of reciprocation. Giornale Italiano di Endodonzia. 2017; 31(4).

28. Zambrano J, Pérez F. Desgaste coronal de los sistemas waveone gold y reciproc blue revisión sistemática. Trabajo de grado-Especialización. Colombia: Universidad de Cartagena; 2022.

29. Singh H, Kapoor P. Hyflex CM and EDM Files: Revolutionizing the Art and Science of Endodontics. J Dent Health Oral Disord Ther. 2016; 5(7).

30. Davis Schottlander & Davis Limited. Fifth Avenue. XP-Endo Shaper. [Online].; 2020 [cited 2026 abril 3. Available from: https://www.schottlander.com/product/endodontics/xp-endo-shaper/xp-endo-shaper.

31. Terrazas Ríos T, González Pérez G, Liñán Fernández M, Ortiz Villagómez M. Accidentes de procedimiento endodóntico. Presentación de un caso. Rev. Odont. Mex. 2011 julio-setiembre; 15(3): p. 183-188.

32. Walton R, Torabinejad M. Endodoncia principios y práctica; accidentes de procedimiento. segunda ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 1997.

33. Pires-Acevedo J, Margusino C. Enfisema subcutáneo tras manipulación odontologica. Galicia-clinica. 2019 OCTUBRE; 80(4): p. 82.

34. Gutmann J, Lovdahl P. Problems encountered in tooth isolation and access to the pulp chamber space. In: Gutmann JL, Dumsha TC, Lovdahl PE, Hovland EJ, editors. Problem solving in endodontics Missouri: Mosby; 1997.

35. Grossman L. Endodontic practice. Octava ed. Filadelfia: Lea & Febiger; 1974.

36. Dandeka N, Winnier J. Ingestion and Retrieval of protaper endodontic file in a 9 year old child. International Journal of Current Research. 2017 noviembre; 9(11).

37. Kim S. Principles of endodontic microsurgery. Dental clinics of North America. 1997; 41(3): p. 481-97.

38. Marion J, Duque T, Gardin B, Manhães F. Accidents and complications in Endodontics caused by sodium hypochlorite: literature review. J Dental Press Endodontics. 2013 mayo-agosto; 3(2).

39. Botia K, Maldonado E, Fang L, Covo Morales E. Accidente con hipoclorito de sodio durante la terapia endodóntica. Revista Cubana de Estomatología. 2018; 55(2).

40. Pruett J, Clement D, Carnes D. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of endodontics. 1997; 23(2).

41. Kwak S, Shen Y, Liu H, Kim H, Haapasalo M. Torque Generation of the Endodontic Instruments: A Narrative Review. Materials (Basel). 2022 enero; 15(2).

42. Çapar I, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2016 febrero; 49(2): p. 119-35.

43. Columbia University. Endodontics: Stepback Shaping of the Root Canal. Endodontics: Stepback Shaping of the Root Canal (Maxillary Central Incisor). [Online].; 2006 [cited 2026 abril 1. Available from: https://ccnmtl.columbia.edu/projects/virtechs2006/pdfs/endostepbackshaping.pdf.

44. El-Kishawi M, Khalaf K. An Update on Root Canal Preparation Techniques and How to Avoid Procedural Errors in Endodontics. The Open Dentistry Journal. 2021; 15: p. 318-24.

45. Hurtt C, Rossman L. The sterilization of endodontic hand files. J Endod. 1996 junio; 22(6).

46. Venkatasubramanian R, Jayanthi D, Bhatnagar S. Comparison of the effectiveness of sterilizing endodontic files by 4 different methods: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2010 enero-marzo; 28(1): p. 2-5.

47. Costa T, Silva E, Caetano P, Resende L, Machado A. Corrosion resistance assessment of nickel-titanium endodontic files with and without heat treatment. Restor Dent Endod. 2021; 46(1).

48. Han-Hsing L, Karabucak B, Lee S. 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): p. 738-43.

49. Nino-Barrera J, Sanchez-Aleman J, Acosta-Humanez M, Gamboa-Martinez L, Cortes-Rodriguez C. Shot peening increases resistance to cyclic fatigue fracture of endodontic files. Scientific reports. 2021; 11(1): p. 12961.

50. Singh K, Bindra S, Singh G, Kaur H. Endodontic rotary systems – A Review. J Adv Med Dent Scie Res. 2016; 4(4): p. 62-6.

51. Plotino G, Grande N, Porciani P. Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. International Endodontic Journal. 2015; 48(2): p. 199-205.

52. Silva E, Oliveira de Lima C, Vieira V, Antunes H, Lima Moreira E, Versiani M. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Four Martensite-Based Nickel Titanium Reciprocating Instruments. European endodontic journal. 2020; 5(3): p. 231-5.

53. Ribeiro Camargo C, Bittencourt T, Hasna A, Palo R, Talge Carvalho C, Valera M. Cyclic fatigue, torsional failure, and flexural resistance of rotary and reciprocating instruments. Journal of Conservative Dentistry. 2020; 23(4): p. 364-9.

54. De Pedro-Muñoz A, Rico-Romano C, Sánchez-Llobet P, Montiel-Company J, Mena-Álvarez J. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary versus Reciprocating Endodontic Files: A Systematic Review and Meta-Analysis. J Clin Med. 2024 febrero; 13(3).

55. Greco K, Paolone G, Cicero G, Tetè G, Cantile N, Sberna M, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Four Heat-Treated Nickel-Titanium Files in Severely Curved Simulated Canals: An In Vitro Study. Journal of Clinical Medicine. 2024; 13(19).

56. Hamid T, Malik A, Kumar A, Anjum S. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of thermomechanically treated NiTi rotary instruments in simulated curved canals with two different radii of curvature: An in vitro Study. J Conserv Dent Endod. 2024 abril; 27(4): p. 393-99.

57. Abdellatif D, Iandolo A, Scorziello M, Sangiovanni G, Pisano M. Cyclic Fatigue of Different Ni-Ti Endodontic Rotary File Alloys: A Comprehensive Review. Bioengineering. 204; 11(5): p. 499.

58. Al-Sudani D, Grande N, Plotino G, Pompa G, Di Carlo S, Testarelli L, et al. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. J Endod. 2012 julio; 38(7): p. 987-9.

59. Cervantes-Pérez V, Andaracua-García S, De Alba-Valdivia R, Zavala-Vargas L. Resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas de instrumentación de lima única en curvaturas severas. Rev Odontol Latinoam. 2021; 13(2): p. 31-7.

60. De Alba Valdivia R. Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica en 3 instrumentos rotatorios con tratamientos térmicos de nueva generación. Tesis de Especialidad en Endodoncia. México: De Alba Valdivia; 2020.

61. Ccorahua Mollo F. Diferencia de la resistencia cíclica entre dos sistemas rotatorios de niquel titanio Arequipa. Tesis para optar por el Título Profesional. Arequipa: Universidad Alas Peruanas ; 2022.

62. Dawson , Sounders. Bioestadística Médica México D.F.: El Manual Moderno; 1994.

ANEXOS

Anexo 1:

Ficha de Recolección de Datos

FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Ficha Nº …….

SISTEMA ROTATORIO	RESISTENCIA A LA FATIGA		
	Alta	**Media**	**Baja**
Sección en S completa			
Sección en S incompleta			

Anexo 2:

Matriz de datos

UE	RESISTENCIA A LA FATIGA	
	SISTEMA COMPLETO	SISTEMA INCOMPLETO
1.	Alta	Media
2.	Media	Baja
3.	Alta	Media
4.	Media	Baja
5.	Alta	Media
6.	Alta	Baja
7.	Alta	Media
8.	Alta	Baja
9.	Media	Media
10.	Alta	Media
11.	Alta	Media
12.	Media	Media
13.	Alta	Baja
14.	Alta	Media
15.	Alta	Baja
16.	Alta	Media
17.	Alta	Baja
18.	Alta	Media
19.	Alta	Baja
20.	Alta	Media

Anexo 3:

Dictamen del Comité de Ética

Universidad Católica de Santa María

Sentimiento Santamariano

Comité Institucional de Ética de la Investigación

Campus Central
Urb. San José s/n Umacollo
Arequipa – Perú
(+54) — 382038

UCSM.EDU.PE

Investigador/a/es/as
Carpio Guevara, Carlos Arturo

Arequipa, 15 de junio de 2026

De mi especial consideración.

Me dirijo a usted/es para hacerle/s llegar el resultado de la evaluación de su proyecto de investigación y dictamen del Comité Institucional de Ética de Investigación.

TÍTULO: "Comparación in vitro de la resistencia a la fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta, Arequipa, 2026".

INVESTIGADOR/A/ES/AS: Carpio Guevara, Carlos Arturo.

TIPO Y DISEÑO: Cuantitativo, observacional, prospectivo, transversal, comparativo, laboratorial, no experimental.

OBJETIVO: La investigación tiene como objetivo: Comparar la resistencia a la fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio en corte de sección en S completa e incompleta.

PROCEDIMIENTOS: Observación laboratorial.

SUJETOS DE ESTUDIO: Limas del sistema rotatorio en corte de sección S completo e incompleto.

RIESGO DEL ESTUDIO: Mínimo.

OBSERVACIONES, SUGERENCIAS: Debe proteger confidencialidad de la data sensible.

DICTAMEN:

UCSM

DICTAMEN FAVORABLE 377- 2026 CIEI-UCSM

VIGENCIA: La aprobación tiene vigencia desde la emisión del presente dictamen hasta el 15 de junio de 2027.

Agueda Muñoz Del Carpio Toia
Comité Institucional de Ética de la Investigación UCSM

Arequipa, 15 de junio de 2026

Anexo 4:

Evidencia fotográfica



Foto 1: CÁMARA NIKON



Foto 2: ENDO MOTOR VDW SILVER RECIPROC



Foto 3: PLATAFORMA DE TRABAJO



Foto 4: SISTEMAS A COMPARAR

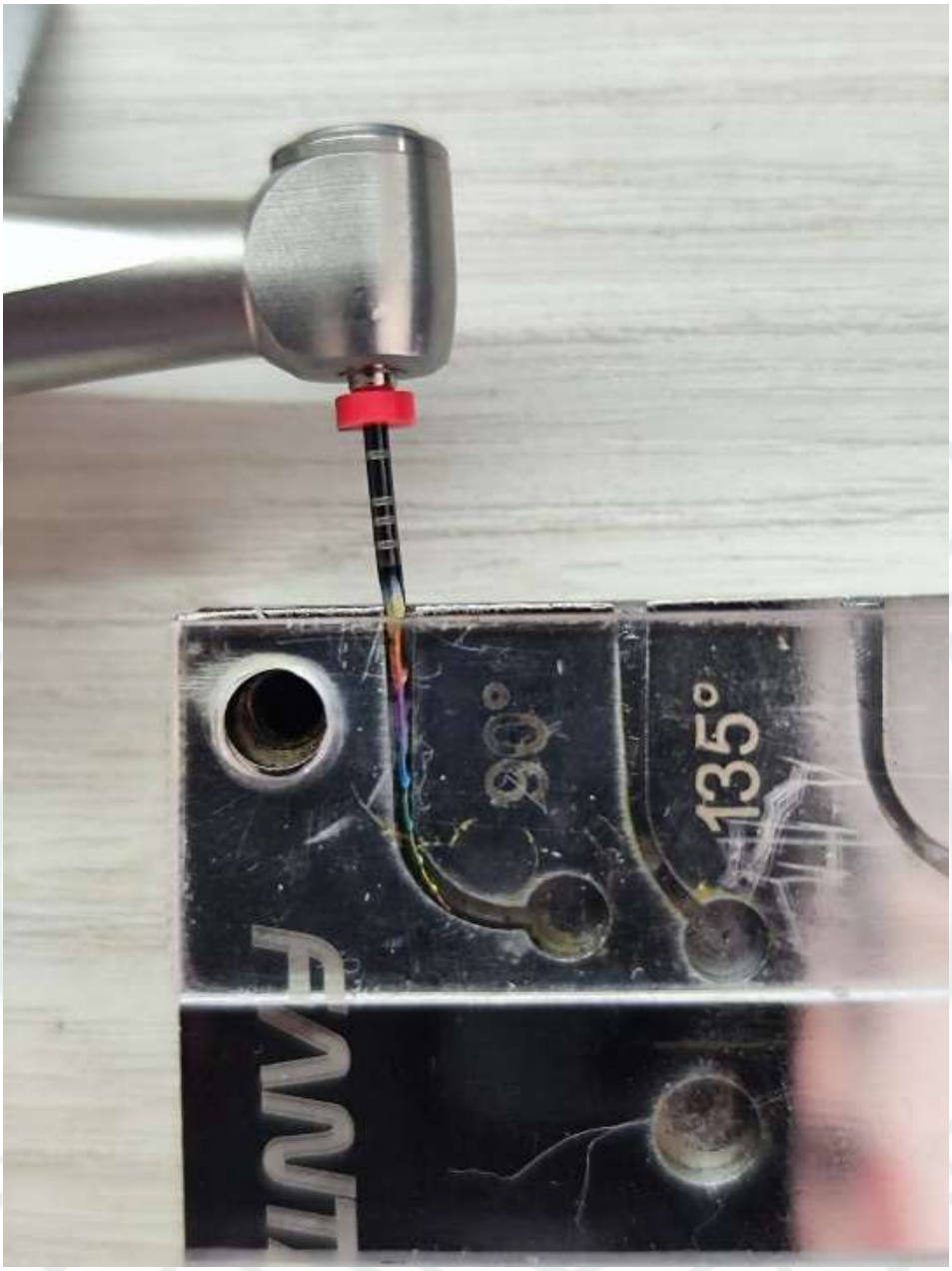


Foto 5: EXPERIMENTO