

C.D KRISNA LORENA SANDINO LACAYO

RESISTENCIA A LA FATIGA CICLICA DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS  
INFANTILES AF BABY ROTARY Y CM-WIRE BY DENJOY, EN CONDUCTOS  
CURVOS SIMULADOS

2023



**Universidad Autónoma de Querétaro**

**Facultad de Medicina**

**“RESISTENCIA A LA FATIGA CICLICA DE LOS SISTEMAS  
ROTATORIOS INFANTILES AF BABY ROTARY Y CM-WIRE BY  
DENJOY”**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Diploma de la

**ESPECIALIDAD EN ODONTOPEDIATRIA**

Presenta:

C.D Krisna Lorena Sandino Lacayo

Dirigido por:

C.D.E.O Laura Celeste Herrera Alaniz.

Querétaro, Qro. a 12 de diciembre de 2023



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales  
de Información



Resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios  
infantiles AF baby rotary y CM-WIRE by Denjoy en  
conductos curvos simulados.

**por**

Krisna Lorena Sandino Lacayo

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons  
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

**Clave RI:** MEESC-309418



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Odontopediatría

“Resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios infantiles AF BABY  
ROTARY y CM-WIRE by Denjoy, en conductos curvos simulados”

### **Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la  
Especialidad en Odontopediatría

#### **Presenta:**

C. D Krisna Lorena Sandino Lacayo

#### **Dirigido por:**

C.D.E.O Laura Celeste Herrera Alaniz

C.D.E.O Laura Celeste Herrera Alaniz  
Presidente

Dr. Guillermo Ortiz Villagómez  
Secretario

C.D.E.O Claudia Mérida Ruiz  
Vocal

Mtra. Mónica Clarisa Ortiz Villagómez  
Suplente

C.D.E.O Cynthia Castro Martínez  
Suplente

Centro Universitario,  
Querétaro, Qro. 12 de diciembre de 2023.  
México

## Resumen

**Introducción:** Las lesiones en pulpa de la dentición decidua es uno de los principales motivos de consulta en Odontopediatría. El éxito de un tratamiento de conductos depende de una correcta limpieza y obturación. Las limas rotatorias NiTi ofrecen mayor flexibilidad, sin embargo, su resistencia a la fatiga cíclica continúa siendo una limitante para su uso, debido a que la deformación del metal pasa desapercibida, lo que dificulta la prevención de la separación del instrumento.

**Objetivo:** Determinar cuál sistema rotatorio infantil AF baby rotary o el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy, tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados.

**Material y métodos:** Diseño experimental *in vitro*, se utilizaron 40 limas rotatorias, 20 del sistema AF baby rotary y 20 del sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy. Se diseñó una platina de acero inoxidable con conductos curvos con angulación de 60°, para determinar el tiempo de fractura en segundos y medir los segmentos separados en milímetros. Se realizó la prueba U de Mann Whitney, considerando una diferencia estadísticamente significativa con valor de  $p < 0.05$ .

**Resultados:** El sistema AF baby rotary presentó mayor resistencia a la fatiga cíclica que el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy ( $< 0.0001$ ).

**Conclusiones:** El sistema AF baby rotary presentó mayor resistencia a la fatiga cíclica que el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy, resistiendo 216 segundos en promedio, esto se puede atribuir a las características que presenta el sistema, desde su fabricación, su estructura y diseño de lima.

**Palabras clave:** Fatiga cíclica, AF baby rotary, CM-WIRE

## Summary

**Introduction:** Pulp lesions in the deciduous dentition are one of the main reasons for consultation in Pediatric Dentistry. The success of a root canal treatment depends on proper cleaning and sealing. NiTi rotary files offer greater flexibility, however, their resistance to cyclic fatigue continues to limit their use, metal deformation goes unnoticed, making it difficult to prevent instrument separation. **Objectives:** To determine which AF baby rotary system or the CM-WIRE (i3 gold) by denjoy system has greater resistance to cyclical fatigue in simulated curved canals. **Material and methods:** Experimental *in vitro* design, 40 rotary files were used, 20 of the AF baby rotary system and 20 of the CM-WIRE (i3 gold) by denjoy system. A stainless-steel plate with curved canals with 60° angulation was designed to determine the fracture time in seconds and measure the separated segments in millimeters. The U Mann Whitney test was performed, considering a statistically significant difference with a p value <0.05. **Results:** The AF baby rotary system presented greater resistance to cyclic fatigue than the CM-WIRE (i3 gold) by denjoy system (<0.0001). **Conclusions:** The AF baby rotary system presented greater resistance to cyclic fatigue than the CM-WIRE (i3 gold) by denjoy system, resisting 216 seconds on average, this can be attributed to the characteristics that the system presents, from its manufacture, its structure and design of lime.

**Keywords:** Cyclic fatigue, AF baby rotary, CM-WIRE

## **Dedicatoria**

Dedico este trabajo a mis padres y hermana, quienes a pesar de la distancia siempre han sido mi pilar y motivación para seguir adelante, por quienes cuyo esfuerzo hoy puedo culminar uno de mis más grandes sueños.

A mi esposo, quien siempre estuvo a mi lado para darme una palabra de aliento dentro de todo el caos que pudiera estar sucediendo siempre supo cómo animarme y a quien agradezco el hecho de hoy terminar esta etapa.

## **Agradecimientos**

Agradezco principalmente a Dios, a mi Virgen del Carmen por siempre darme la sabiduría, resiliencia y sobre todo la fortaleza necesaria para poder hoy estar culminando esta etapa de mi vida.

Quiero agradecer a todas las personas que ayudaron a mi formación profesional, en quienes siempre encontré una palabra de ánimo para continuar, y a quienes siempre les estaré agradecida porque además de enseñanza académica me brindaron una mano amiga.

A mis padres; Augusto Sandino, Martha Lacayo; mi hermana, Katherine Sandino; a mi esposo y compañero de vida, Jorge Zepeda; por ser mi sostén y guías de vida, sin quienes no hubiese podido cumplir este sueño.

Quiero agradecer a mis maestros de la Universidad Autónoma de Querétaro que siempre estuvieron dispuestos a dar un consejo profesional y de vida cuando lo necesité, en especial a nuestra coordinadora y directora de tesis, Dra. Laura Herrera, por siempre crearme capaz, incluso en contra de mis propios pensamientos limitantes; al Dr. Rubén Domínguez, sin quien no hubiese podido realizar este trabajo de tesis, gracias por transmitir sus conocimientos; a la Dra. Ana Isabel Soza, mi amiga y colega, sin su ayuda no hubiese podido concluir este proyecto.

Para concluir, quiero agradecer a todos y cada uno del personal de áreas clínicas, administrativo y coordinación, por adoptarme y ayudarme estos años de formación académica.

## Índice

<b>I. Introducción</b> .....	1
<b>II. Antecedentes</b> .....	4
<b>III. Fundamentación teórica</b> .....	11
III.1 Pregunta de investigación.....	11
III.2 Justificación .....	11
<b>IV. Hipótesis</b> .....	12
IV. 1 Hipótesis de trabajo .....	12
IV.2 Hipótesis nula.....	12
<b>V. Objetivos</b> .....	13
V.1 Objetivo general.....	13
V.2 Objetivos específicos.....	13
<b>VI. Material y métodos</b> .....	14
VI.1 Tipo de investigación .....	14
VI.2 Población o unidad de análisis.....	14
VI.3 Muestra y tipo de muestra .....	14
VI.3.1 Criterios de selección .....	14
VI.3.2 Variables estudiadas .....	15
VI.4 Técnicas e instrumentos.....	16
VI.5 Procedimientos .....	16
VI.5.1 Análisis estadístico .....	19
VI.5.2 Consideraciones éticas .....	20
<b>VII. Resultados</b> .....	21
<b>VIII. Discusión</b> .....	22
<b>IX. Conclusiones</b> .....	25
<b>IX. Propuestas</b> .....	26
<b>X. Bibliografía</b> .....	27
<b>XI. Anexo</b> .....	32
X1.1 Hoja de recolección de datos .....	32



## **I. Introducción**

Pese a los esfuerzos del fomento de la higiene dental, las lesiones en pulpa de los dientes deciduos continúan siendo uno de los principales motivos de consulta odontopediátrica, así como la pérdida de éstos en edades al no recibir el tratamiento correcto. Por lo cual la eliminación de la pulpa cameral y radicular, conocida como pulpectomía, es correcta emplearla en casos de pulpitis irreversible y necrosis pulpar (Ahmed, 2013).

El tratamiento de conductos radiculares en la dentición decidua es un tratamiento indispensable en la práctica de la odontopediatria, cuya finalidad es la preservación de la función de los órganos dentales, siendo la instrumentación y desinfección correcta, en el menor tiempo posible, un desafío; para evitar estrés en el paciente, padres y el clínico (Ríos Vilca, 2019).

Fue Cvjan en los años 70, quien sugirió el uso de la aleación níquel titanio (NiTi) para los dispositivos endodónticos, ya que esta aleación presentaba características ventajosas como lo es ser altamente flexibles, no alteran la curvatura apical, poca facilidad para fracturarse, no crean escalones (Buchanan 2001).

Por la singular morfología de los conductos radiculares en los órganos dentales deciduos y manejo especial de los pacientes pediátricos, las limas rotatorias son un gran apoyo en el tratamiento de pulpectomías. Actualmente se utiliza con más frecuencia la instrumentación mecanizada en odontopediatria, siendo los instrumentos de Níquel-Titanio los más utilizados (Morankar et al. 2017), gracias a su gran flexibilidad y eficiencia, pero su fractura o separación puede pasar desapercibida debido a la fatiga cíclica del instrumento dentro del canal radicular (Gutiérrez et al., 2013).

El operador puede no detectar el instante en el que un instrumento NiTi, llega a obtener una imperfección previa a su separación, dado a que la torsión de este no es visible. Existen diferentes tipo de fracturas de un instrumento NiTi: fractura a la flexión, producida como consecuencia de una preparación en un conducto radicular curvo complejo; y fractura a la torsión, presentándose cuando una parte del dispositivo queda atrapado dentro del conducto, pero persiste rodando en el mismo (Parashos et al, 2004). Se han realizado exhaustivas investigaciones sobre los factores que conllevan a la fractura por fatiga cíclica, mencionándose las revoluciones por minutos utilizadas, fabricación de los sistemas rotatorios, procedimientos de la superficie metálica y consecuencias del uso de las soluciones irrigantes (Plotino et al., 2009).

Las paredes irregulares de los conductos radiculares de la primera dentición han mostrado una mejor limpieza con limas NiTi, gracias a su movimiento en sentido a las agujas del reloj, que logra remover de manera eficiente el remanente de tejido pulpar; otra ventaja es la conicidad que presentan las limas, permitiendo que la pasta obturadora logre entrar sin mayor esfuerzo y se disminuye el riesgo de extrusión del material (Coleman et al, 1995).

El sistema rotatorio infantil AF baby rotary posee un diseño de sección transversal triangular; presenta una resistencia reformada a la fatiga cíclica, debido a su aleación de NiTi mejorada. Tienen un proceso de punta avanzado y evita la formación de escalones; y posee un diseño especial para dientes deciduos. Presentan fase tanto austenita como martensítica (Fanta Dental, 2020).

El sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy presenta limas de NiTi con diseño transversal de corte en forma triangular, punta con extremo redondeado que facilita la preparación y minimiza la desviación del canal. Su aleación de NiTi tiene una tecnología avanzada de activación térmica, lo que hace al sistema más flexible (DENJOY ®, 2019).

Actualmente existen muy pocos sistemas rotatorios diseñados específicamente para realizar pulpectomías de la dentición primaria, y existe muy poca información sobre las propiedades metalúrgicas de cada instrumento; siendo de vital importancia conocer las diferencias físicas en metales, ya que la selección de los instrumentos rotatorios a utilizar no solo debe de ser criterio del clínico, si no, también del conocimiento de propiedades de los metales de los instrumentos utilizados (Mitchell et al., 1983).

La presente investigación comparó la resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas rotatorios infantiles (AF baby rotary y CM-WIRE i3 gold by Denjoy) y así conocer el tiempo de vida útil que tienen tomando en cuenta la variable de curvatura radicular.

## II. Antecedentes

Una de las principales preocupaciones en odontopediatría es la pérdida temprana de los molares deciduos, que perdieron la vitalidad pulpar, debido al impacto que tiene en el desarrollo del complejo esquelético facial, del complejo dental, la oclusión y soporte de tejidos blandos; es deber del odontopediatra hacer todo lo posible para preservar la dentición decidua hasta el momento de su exfoliación (Mehlawat et al., 2019).

En los casos de afectación pulpar, la pulpectomía, definida como la eliminación del tejido pulpar de los conductos radiculares y de la cámara pulpar; sigue siendo el tratamiento de elección. Uno de los pasos más desafiantes en el tratamiento de pulpectomía es la preparación del conducto, cuyo principal objetivo es dar forma y limpiar el sistema de conductos de manera efectiva manteniendo la configuración original, sin crear efectos iatrogénicos (Mehlawat et al., 2019),

La instrumentación de los sistemas de conductos se realiza con escariadores, limas, fresas, instrumentos ultrasónicos, limas manuales y actualmente las limas de los sistemas rotatorios infantiles son una excelente opción. En numerosos estudios se ha señalado que la preparación manual de los conductos conlleva a un mayor consumo de tiempo y posibles errores iatrogénicos, por lo que las limas NiTi han tenido mayor interés para el uso de la instrumentación de los sistemas de conductos de dientes deciduos (Walton et al. 2002).

El éxito del tratamiento de conductos está dado por un correcto diagnóstico, acceso, limpieza y conformación y una correcta obturación tridimensional. Hoy en día la instrumentación con un sistema rotatorio disminuye considerablemente el tiempo de trabajo (Anon, 2009).

Debido a la singular forma de los conductos radiculares en la dentición decidua y patrón de conducta de los pacientes infantiles, los sistemas rotatorios son de gran ayuda en el tratamiento de conductos radiculares. En la actualidad es más habitual la utilización de sistemas rotatorios en odontopediatría, siendo los NiTi los más utilizados (Morankar et al. 2017).

En 1938, Maynar crea el primer dispositivo en endodoncia, utilizando un resorte de reloj, posteriormente en 1955 John Ingle crea la posibilidad de fabricar dispositivos endodónticos con un tamaño estándar a medida que se va aumentando el diámetro del instrumento (Ostrander, 1967).

Fue hasta 1962, cuando la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E) autoriza la intervención de Ingle y Levine, considerándose uno de los mayores avances en mejorar, simplificar y racionalizar la instrumentación de los conductos radiculares (Ingle, 1958).

Las preparaciones de los conductos radiculares se han realizado convencionalmente con limas manuales, esta técnica requiere mucho tiempo y son propensas a errores iatrogénicos como salientes, bloqueo apical y transporte de canal (Mehlawat et al., 2019). Las limas manuales brindan correcta resistencia a la fractura, no se oxidan, se puede pre curvar, pero no pueden someterse a rotaciones de 3600 rpm a lo interno de un conducto radicular, especialmente si presentan anatomía compleja como es el caso de la dentición decidua (Lopes et al., 2013).

La introducción de los instrumentos rotatorios ha facilitado al operador, realizar tratamientos de conductos radiculares sin demasiada fatiga, porque se ha demostrado que se requieren tiempos de tratamientos más cortos para completar el procedimiento de desbridamiento en las preparación de las paredes del conducto (Mehlawat et al., 2019).

Buheler describe el uso de un metal llamado níquel – titanio (Ni-Ti), llamando a la aleación nitinol, ni por níquel, ti de titanio y nol por Naval Ordnance Laboratory (Thompson, 2000). La aleación de NiTi tiene la característica de ser capaz de recuperar su forma original luego de ser sometido a grandes alteraciones a su forma, por medio de aumento de la temperatura, esta característica es conocida como memoria de forma o eliminación de la carga, atribuyéndole el efecto de súper elástico (Ye et al., 2012).

La aleación NiTi que se utiliza en la elaboración de dispositivos para la instrumentación de los sistemas de conducto, contiene 55% de níquel y 44% de titanio. Algunas aleaciones sustituyen un pequeño porcentaje de níquel (<2%) por cobalto (Thompson, 2000).

La aleación NiTi vuelve a los dispositivos de endodoncia más resistente que los elaborados con acero inoxidable, proporcionándoles mayor flexibilidad, sin exceder sus límites de elasticidad, brindando una mejor preparación para los conductos curvos, haciendo menos recurrente la presencia de transportación de foramen y aumentando la resistencia a la fatiga cíclica. Cuando se habla de fatiga cíclica, nos referimos a la cantidad de vueltas que el dispositivo resiste antes de que se dé la fractura de este. Los instrumentos NiTi, poseen de dos a tres mayor flexibilidad y resistencia en comparación a los elaborados con acero inoxidable, pero presentan como desventaja, mayor posibilidad de separación, lo que puede llegar a predisponer al fracaso la terapéutica (Harmeet et al. 1988). Tu et al. (2008) comprobó que los sistemas rotatorios preservan mejor la curvatura de los conductos en comparación con el sistema manual.

El diseño y la alta flexibilidad de las limas rotatorias de NiTi, le permite al instrumento seguir la curvatura anatómica de los sistemas de conductos (George et al., 2016). Morankar et al., (2017) en su estudio encontraron que la separación de instrumentos rotatorios en los sistemas de conductos curvos fue una de las complicaciones del tratamiento de pulpectomía, y que se presentó en menor cantidad en los conductos trabajados con sistema rotatorio (6.7%); por lo que consideran importante conocer las causas y complicaciones de la separación de instrumentos en conductos de dentición decidua, para que puedan ser evitadas, para aumentar el éxito del tratamiento.

Peng et al. 2005, reportaron en su estudio que los dispositivos se separaban por una falla de la resistencia a la flexión, concluyendo que la fatiga es una de las principales causas de la separación de instrumentos.

(Cheung et al., 2005) concluye de igual forma que en el estudio realizado el 93% de los dispositivos presentaron algún tipo de falla debido a la presencia de fatiga por flexión, presentando grietas al someter el dispositivo al microscopio de barrido. Esto se debe en gran medida a que la presencia de grietas es más común que se presente en la aleación NiTi, que, en otro tipo de aleaciones, al ser sometidas a la misma fuerza (Dauskardt, 1989).

Sattapan et al. (2000) señalaron que la separación de los instrumentos por una fuerza torsional se dio en el 55.7% de los instrumentos separados, y la separación por fatiga flexional fue de 44.3%. Los resultados obtenidos indican que la separación por una fuerza torsional puede ser ocasionada por una fuerza apical muy alta en la preparación de los sistemas de conductos o por elementos preexistentes en los mismos, como lo es el diámetro del conducto o la curvatura. Alapati et al. (2005) plantearon una teoría de que la separación de los dispositivos rotatorios de NiTi, era causada por presencia de sobrecarga única durante la preparación de los sistemas de conductos, en lugar de ser por el resultado de la fatiga de aleación después de ser utilizados en repetidas ocasiones.

La maleabilidad de las limas con la característica de memoria controlada (CM), mejora las características de la aleación NiTi y hace que su resistencia a la fátiga cíclica y resistencia a fuerzas torsionales aumente (Chang et al. 2016).

Los informes varían en cuanto a la cantidad de veces que un dispositivo rotacional puede ser utilizado antes de que se dé la separación. Las casas comerciales siempre indican un uso único de los dispositivos, sin embargo, Yared et al. (1999) plantean que los dispositivos se pueden utilizar en más de una ocasión, tomando en cuenta la habilidad del clínico y torque con el que se activan. Estudios demuestran que las alteraciones de la superficie de los dispositivos llegan a ocasionar alteración en su estabilidad estructural, llevando a una fractura del instrumento.

El sistema rotatorio infantil AF baby rotary posee un diseño de sección transversal triangular; presenta una resistencia mejorada a la fatiga cíclica, debido a su aleación de NiTi mejorada. Tienen un proceso de punta avanzado y evita la formación de escalones; y posee un diseño especial para dientes deciduos. Presentan fase tanto austenita como martensítica (Fanta Dental 2020).

El sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy presenta limas de NiTi con diseño transversal de corte en forma triangular, punta con extremo redondeado que facilita la preparación y minimiza la desviación del canal. Su aleación de NiTi tiene una tecnología avanzada de activación térmica, lo que hace al sistema más flexible (Denjoy ® 2019).

Actualmente no existen estudios que comparen la resistencia a la fatiga cíclica en sistemas rotatorios infantiles AF baby rotary y CM-WIRE (i3 gold) by denjoy; sin embargo, existen estudios en sistemas rotatorios endodónticos que comparten características en cuanto a su aleación, conicidad, termo activación y control memory; los que serán tomados como referencia para realizar y comparar los resultados del presente estudio.

Al-Sudani et al. (2012) plantean uno de los primeros estudios de la resistencia a la fatiga cíclica de los dispositivos rotatorios al ser sometidos a la instrumentación en sistema de conductos con doble curvatura. Sus conclusiones fueron que los dispositivos VX ® se separaron antes.

Chang et al. (2016) concluye en su estudio de la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas V taper H2 y V taper2, que el sistema V taper H2 presentó la mejor resistencia a la fatiga y fuerzas de torsión en comparación con el sistema V taper2, aludiendo este resultado al efecto del estrés interno, la temperatura y fase martensita que estos presentan.



Topçuoğlu et al. (2016) en su estudio de la resistencia a la fatiga cíclica, concluyen que el sistema Protaper universal y Protaper Next, presentó un número mayor de resistencia a la fatiga cíclica en los sistemas de conductos con doble curvatura en comparación con el sistema One shape y Hyflex CM.

En el estudio de Bhagabati et al. (2012) comparan 3 dispositivos rotatorios (Profile ®, K3 ® y TF ®) con longitud de 25mm y una conicidad de 0.6. Los sistemas fueron sometidos a la instrumentación en 2 conductos artificiales con una curvatura de 45° y 90°, concluyendo que el grupo TF ® presentó mejor resistencia a la fatiga cíclica al ser sometidos a la instrumentación en ambas angulaciones.

Bouska et al. (2012) en su estudio para determinar la resistencia a la fatiga cíclica con dispositivos con un calibre 30 y conicidad 0.6, los sistemas estudiados fueron ProFile Vortex ®, TF ®, GTX ®, ProFile ® y EndoSequence ®, que fueron activado siguiendo las indicaciones de cada casa comercial dentro de un sistema de conductos prefabricado, alcanzando un NCF mayor para GTX ®, TF ® y ProFile Vortex ®, que fueron fabricados con los avances más actuales en su proceso de fabricación de las aleaciones NiTi, este cambio pudo haber influido y colaborado en los resultados obtenido en cuanto a su resistencia a la fatiga cíclica.

En la actualidad no existe una prueba estándar para poder determinar la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios, idealmente estas pruebas se deberían de realizar en dientes naturales con cierto grado de curvatura, pero un órgano dental únicamente se puede utilizar una vez y los sistemas de conductos cambian después de la instrumentación, lo que hace que no se pueda estandarizar la prueba en órganos dentales extraídos. Resultado de esto se ha propuesto realizar los estudios en platinas de vidrio o metal (Plotino et al., 2009), pero se continúa sin tener un estándar internacional para dar a conocer la resistencia a la fatiga cíclica (Zhao et al. 2016). En la presente investigación se utilizó una platina de acero inoxidable, con dos conductos curvos con medidas estandarizadas, teniendo como principal objetivo determinar el tiempo de separación de los instrumentos de ambos sistemas rotatorios. Se eligió acero inoxidable para la fabricación de la platina ya

que es de los materiales con mayor resistencia y presenta menos desgaste al someterlo a la instrumentación.

### **III. Fundamentación teórica**

La instrumentación radicular en dentición decidua se ha realizado de manera manual por muchos años. En la actualidad existen sistemas rotarios de instrumentación para dentición decidua que indican tener mejor resultado, en menor tiempo de trabajo; sin embargo, existe muy poca información acerca de los sistemas rotarios AF BABY y CM- WIRE (i3 gold) by denjoy, y su resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados.

#### **III.1 Pregunta de investigación**

¿Cuál sistema rotatorio AF baby rotary o CM-WIRE (i3 gold) by denjoy presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados?

#### **III.2 Justificación**

La evaluación de la resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados entre los sistemas rotatorios pediátricos AF Baby Rotary y CM-WIRE (i3 gold) ayudará al clínico a optar por la alternativa más segura. Esta decisión incidirá directamente en la capacidad del profesional para proporcionar tratamientos pulpares de alta calidad en un período de trabajo más corto, lo que se traducirá en citas más breves y un pronóstico más favorable para el paciente pediátrico. Asimismo, contribuirá a una experiencia menos estresante para el clínico.

## **IV. Hipótesis**

### **IV. 1 Hipótesis de trabajo**

El sistema rotatorio infantil AF baby rotary presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados, al ser comparado con el sistema rotatorio infantil CM-WIRE (i3 gold) by denjoy.

### **IV.2 Hipótesis nula**

El sistema rotatorio infantil AF baby rotary presenta menor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados, al ser comparado con el sistema rotatorio infantil CM-WIRE (i3 gold) by denjoy.

## **V. Objetivos**

### **V.1 Objetivo general**

Determinar cuál sistema rotatorio infantil AF baby rotary o el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy, tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos curvos simulados.

### **V.2 Objetivos específicos**

- Determinar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio AF baby rotary en conductos curvos simulados.

- Determinar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio CM- WIRE (i3 gold) by denjoy en conductos curvos simulados.

- Medir la longitud de fragmento fracturado del sistema rotatorio infantil AF baby rotary.

- Medir la longitud del fragmento fracturado del sistema rotatorio infantil CM-WIRE (i3 gold) by denjoy.

- Comparar los resultados de ambos sistemas infantiles en conductos curvos simulados.

## **VI. Material y métodos**

### **VI.1 Tipo de investigación**

El diseño del presente trabajo es Experimental *in vitro*.

### **VI.2 Población o unidad de análisis**

Limas rotatorias del sistema AF baby rotary y del sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy, que presentaran un calibre de 25/.04 y longitud de 16mm cada lima, estandarizando el estudio con la lima rotatoria número 25 de cada sistema, para ser sometida a prueba.

### **VI.3 Muestra y tipo de muestra**

Las limas se dividieron en dos grupos, de 20 limas cada sistema, teniendo como muestra 40 limas rotatorias.

#### **VI.3.1 Criterios de selección**

Podían pertenecer al grupo de estudio, limas rotatorias con calibre 25/.04, longitud de 16mm, que estuvieran nuevas, extraídas del blíster.

### VI.3.2 Variables estudiadas

#### VARIABLES DEPENDIENTES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Tiempo hasta la fractura	Segundos que le toma a un instrumento rotatorio sufrir una fractura por fatiga cíclica	Cantidad en segundos que le toma al instrumento rotatorio fracturarse, medido con un cronómetro	Cuantitativa	Continua	Segundos
Longitud del segmento separado	Extensión de una línea o de un cuerpo considerado su extensión en línea recta	Extensión del instrumento rotatorio medido en milímetros con una regla	Cuantitativa	Continua	Milímetros

#### VARIABLES INDEPENDIENTES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Sistema rotatorio infantil AF BABY ROTARY	Instrumentos rotatorios de NiTi con diseño de sección transversal triangular, resistencia mejorada a la fatiga cíclica, proceso de punta avanzado lo que evita formación de escalones, diseño especial para dientes deciduos.	Instrumento rotatorio de 16mm de longitud accionado a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que demore en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	-----
Sistema rotatorio infantil CM-WIRE (i3 gold) by DENJOY	Instrumento rotatorios de NiTi con diseño transversal de corte en forma triangular, punta con extremo redondeado que facilita la preparación y minimiza la desviación del canal.	Instrumento rotatorio de 16mm de longitud accionado a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo	Cualitativa	Nominal	-----

		que demore en fracturarse.			
--	--	----------------------------	--	--	--

Mediante un cronómetro se registró el número en el cual se separó el instrumento, obteniendo así el valor en base al tiempo, con una regla milimétrica se midió el fragmento que corresponde al tercio apical, obteniendo la longitud; ambos valores se fueron registrando en una base de datos, para su posterior análisis en un software estadístico, del cual se obtuvieron tablas y gráficos.

#### **VI.4 Técnicas e instrumentos**

#### **VI.5 Procedimientos**

El experimento se dividió en 4 fases:

1. Diseño y fabricación de platina de acero inoxidable.
2. Medición del tiempo para determinar tiempo de fractura a la fatiga cíclica.
3. Medición de lo que corresponde al tercio apical del fragmento separado de las limas rotatorias.
4. Recolección de resultados, elaboración de base de datos y su procesamiento estadístico.

Fase1: Se diseñó platina con una longitud de 95mm por 55mm de ancho y 14mm de alto, para posteriormente proceder a su fabricación, se elaboró la platina con acero inoxidable, por medio de una fresadora se crearon los dos conductos simulados, uno para cada sistema, ambos tenían una curvatura de 60 grados, con radio de 2.5mm y longitud de 17mm. Estas medidas se realizaron en base a los características facilitadas por Schenider y Prudent (Schneider, 1971). Se elaboraron 40 tapas de acrílico de la misma longitud y ancho de la platina, teniendo un grosor de 10mm, lo que permitió observar el instrumento rotando hasta el momento de la separación de este, en el conducto simulado.



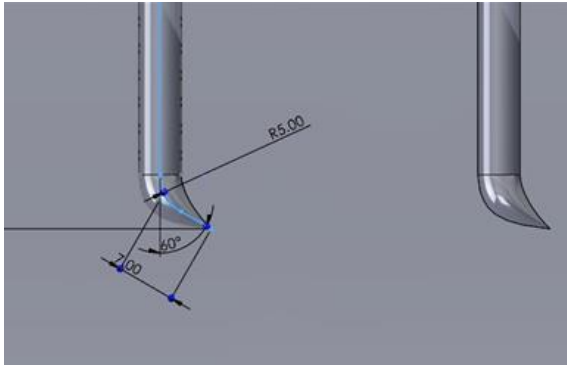


Figura 1. Diseño digital de la platina.

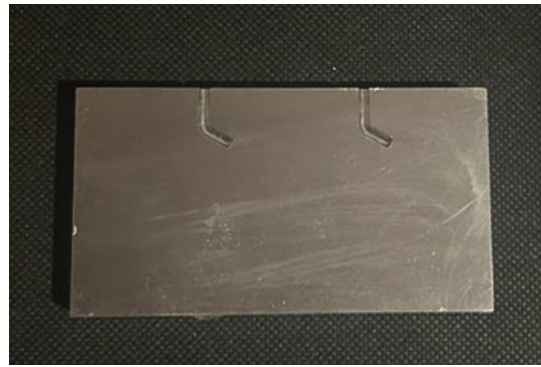


Figura 2. Platina de acero inoxidable

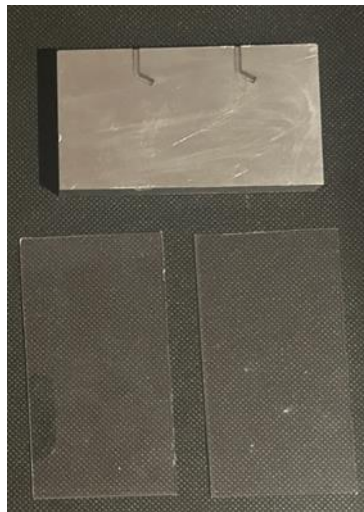


Figura 3. Platina de acero inoxidable con tapas de acrílico para visualizar el momento exacto de la separación del instrumento.

Fase 2: En esta fase se llevó a cabo el experimento, donde se introdujeron las limas rotatorias en el conducto simulado asignado para cada sistema, donde se tomó como punto final la longitud de trabajo en milímetros (16mm). Se utilizaron ambos sistemas según las indicaciones del fabricante, donde el sistema AF baby rotary trabajó a 350rpm y un torque de 2N; y el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy se trabajó a 350rpm y con un torque de 1.6N. El tiempo de trabajo se tomó desde el momento en el que se encendió el micromotor E-extreme (Eighteeth, China) a las revoluciones y torque indicadas por cada fabricante, y se instrumentó hasta su

fractura. El tiempo que le tomó al instrumento fracturarse se registró con un cronómetro 1:1000seg.

La instrumentación se realizó por el mismo clínico para reducir sesgo y para acortar la fricción excesiva se lubricó con aceite la platina, entre lima y lima.



Figura 4. Programación de motor según indicaciones del fabricante



Figura 5. Realización del experimento

Fase3: Una vez que se obtuvieron los tiempos de fractura, se procedió a medir la porción del instrumento que corresponde a la parte apical, se separaron los fragmentos según la casa comercial, y se midieron con una regla milimétrica.



Figura 6. Medición de los fragmentos separados

Fase 4: Se anotaron los resultados de manera organizada, se realizó la base de datos, donde la fatiga cíclica se registró en segundos y la medición del fragmento se registró en milímetros. Posteriormente se llevó la hoja de datos de recolección al software para realizar su análisis estadístico.

#### **VI.5.1 Análisis estadístico**

Se realizó análisis estadístico en software GraphPad Prism 9.5., por ser variables cuantitativas no pareadas, con distribución no normal de acuerdo con la prueba Shapiro-Wilk y debido a que el análisis se realizó entre 2 grupos, se realizó la prueba estadística U de Mann Whitney para obtener valores de p.

### **VI.5.2 Consideraciones éticas**

El presente estudio es de tipo experimental in vitro y no contempló la utilización de sujetos humanos ni animales, se realizó en materiales inertes de uso odontológico.

## VII. Resultados

En el cuadro 1 se presenta el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios infantiles CM-WIRE (i3 gold) by denjoy y AF baby rotary. Se puede observar un cambio significativo en el grupo AF baby rotary al ser colocado y activado en los conductos curvos simulados, el cual resultó con mayor resistencia a la fatiga cíclica comparado con el sistema CM-WIRE (i3 gold).

**Cuadro 1.** Tiempo de resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios pediátricos CM- WIRE y AF baby rotary.

Grupo	CM-WIRE (i3 gold) by denjoy (n=20)	AF baby rotary (n=20)	Valor de p
	X ± DE (Rango)		
Tiempo a la fractura (seg.)	65.05 ± 15.32 (37-94)	216 ± 34.98 (164-268)	<0.0001

*X: promedio, DE: desviación estándar. Prueba U de Mann Whitney.*

En el cuadro 2 se presenta la comparativa entre la longitud de los fragmentos separados de los sistemas rotatorios infantiles CM-WIRE (i3 gold) y AF baby rotary. Se puede observar una diferencia significativa en el grupo AF baby rotary, el cual presentó el mayor promedio de longitud en comparación al grupo del sistema CM-WIRE (i3 gold).

**Cuadro 2.** Comparación de las longitudes de los fragmentos separados de los sistemas rotatorios pediátricos CM-WIRE (i3 gold) y AF baby rotary.

Grupo	CM-WIRE (i3 gold) by denjoy (n=20)	AF baby rotary (n=20)	Valor de p
	X ± DE (Rango)		
Longitud de fragmentos fracturados (mm)	7.25 ± 2.79 (4.5-13.5)	9.12 ± 2.78 (2-14)	0.0370

*X: promedio, DE: desviación estándar. Prueba U de Mann Whitney.*

## VIII. Discusión

En este estudio las diferencias obtenidas entre el tiempo requerido para producir una separación por fatiga cíclica con una angulación de 60°, fueron estadísticamente significativas. Donde el sistema AF baby rotary presentó mayor tiempo para que se diera la separación de la lima, y el sistema CM-WIRE (i3 gold) presentó el menor tiempo.

Este resultado puede ser atribuido a las características que presenta cada uno de los sistemas rotatorios, desde su proceso de elaboración, su estructura y el diseño de las limas de cada sistema. (Aminsoblani et al., 2015).

El tratamiento clínico de los dientes temporales varía considerablemente por factores como longevidad de dentición temporal, integridad de la estructura, anatomía y morfología del conducto radicular, lo que hace que el tratamiento de pulpectomía un desafío (Ahah. et al., 2021).

Los sistemas rotarios tienen como ventaja el poder realizar el tratamiento de pulpectomía en una cita, previniendo la contaminación o recolonización bacteriana; el tiempo también reduce el costo del tratamiento, y se espera sea menos estresante para el paciente pediátrico. Estos sistemas son eficientes en la creación de formas cónicas predeterminadas con la mínima cantidad de riesgo (Ahah et al., 2021).

Las limas rotatorias de NiTi no solo conservan la forma inicial de los conductos curvos, sino que también reducen los percances como la superplasticidad, la memoria de forma y la resistencia (Ahah et al., 2021).

Uno de los inconvenientes de los odontopediatras es el utilizar sistemas rotatorios convencionales, no exclusivo para la dentición decidua, siendo alguna de sus preocupaciones, las perforaciones laterales y la separación de instrumentos rotatorios, cuestionándose con qué frecuencia sucede con las limas rotatorias pediátricas. En 2017, el 66% de los dentistas necesitaban una lima rotatoria pediátrica exclusiva para una mejor accesibilidad y una preparación más rápida, limitando el uso de cada lima a 1 paciente, por la falta de información de la frecuencia o tiempo que le toma a un instrumento endodóntico separarse. (Lavanya et al., 2017).

Debido a la falta de estudios de la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios pediátricos, nos basamos en instrumentos que comparten características metalúrgicas con los dos sistemas estudiados en el presente trabajo.

En el estudio elaborado por Shen et al., (2018) donde utilización limas con conicidad y calibre 20/06, teniendo como resultado una mejor resistencia a la fatiga cíclica por torsión en comparación a los demás sistemas rotatorios que presentaban una conicidad y calibre diferente.

Young et al., (2007) mostró que los dispositivos que presentan CM (control memory) son de 300% a 800% más resistente a la fractura por fatiga cíclica, que los instrumentos realizados con aleación NiTi convencional por la presencia de menor cantidad de microfracturas; lo que no concuerda con el presente estudio, donde las limas CM-WIRE fueron las que presentaron menor tiempo de separación de instrumento a comparación del sistema AF baby rotary.

La desinfección, correcta instrumentación y obturación de un tratamiento de pulpectomía, es indispensable de realizarlo de la manera correcta. La separación de un instrumento durante la instrumentación afecta de manera directa el pronóstico del tratamiento. (Cohen et al, 2002).

El factor que, si se puede sobrepasar o retirar el fragmento separado, es de suma importancia, ya que, en el caso de los dientes deciduos, el material obturador debe de tener tres requisitos: que sea biocompatible, bactericida y que sea reabsorbibles, las limas no son un material reabsorbible, por lo que es aún más indispensable conocer las características metalúrgicas de los instrumentos que se están utilizando, (Mohsen et al., 2015).

En el presente trabajo el sistema rotatorio AF baby rotary presentó la longitud más larga al momento de separarse la lima, teniendo un promedio de 9.12mm, lo que facilitaría su remoción durante un tratamiento, además de dar un buen tiempo de trabajo hasta su fractura por fatiga cíclica (216 segundos en promedio). Lo que lo hace un sistema más seguro al momento de trabajar.

El sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy presentó una longitud de 7.25mm en promedio, lo que es una longitud buena, si se ve desde el punto de vista para facilitar su remoción, pero el tiempo de resistencia la fatiga cíclica fue muy baja (65.05 segundos en promedio), lo que no nos daría la seguridad de trabajar, especialmente si se utiliza en órganos dentales multirradiculares, situación que en el caso de los molares temporales presentan una anatomía muy compleja, donde los conductos accesorios son muy comunes. (Ziya et al., 2019).



## **IX. Conclusiones**

El sistema rotatorio AF baby rotary presentó mayor resistencia a la fatiga cíclica que el sistema CM-WIRE (i3 gold) by denjoy, resistiendo 216 segundos en promedio, durante su sometimiento a instrumentación en los sistemas de conductos correspondiente a la platina de acero inoxidable; de igual forma el fragmento separado de mayor tamaño fue presentado por este mismo sistema, teniendo una longitud promedio de 9.12mm; haciéndolo el sistema más seguro para trabajar, tanto a su resistencia a la fatiga cíclica así como la longitud de fragmento separado, facilitando su extracción en caso que ocurra un accidente, gracias a la facilidad de enroscamiento dentro del sistema de conducto.

## **IX. Propuestas**

Actualmente no se cuenta con un producto estandarizado para obtener la resistencia a la fatiga cíclica, diferentes experimentos se han realizado en platinas de vidrio, acrílico o metal, para simular los sistemas de conductos. Se debería de realizar este mismo experimentos en los diferentes materiales antes mencionados para asegurar que los resultados obtenidos no se vean influenciados por el material elegido para realizar los conductos curvos simulados.

## **X. Bibliografía**

Ahah. Heeral Sureshkumar, Patil, V. M., Kamath, A. P., & Mathur, A. A. (2021). Comparative Evaluation of instrumentation time, obturation time, and radiographic quality of obturation using two rotary systems and manual technique for primary molar pulpectomies - In vivo study. *Contemporary Clinical Dentistry*.

Ahmed, H. M. A. (2013). Anatomical challenges, electronic working length determination and current developments in root canal preparation of primary molar teeth. In *International Endodontic Journal*.

Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2005). SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use.

Al-Sudani, D., Grande, N. M., Plotino, G., Pompa, G., di Carlo, S., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2012). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *Journal of Endodontics*.

Aminsoblani, M., Meraji, N., & Sadr, E. (2015). Comparison of Cyclic fatigue resistance of five Nickel Titanium rotary files Systems with different Manufacturing techniques. *Journal of Dentistry of Thran Unversity of Medical Sciencies*.

Bhagabati, N., Seema, Y., & Sangeeta, T. (2012). An in vitro cyclic analysis of different endodontic nickel - titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*.

Bibiana Rodríguez Gutiérrez, S., Marcela, C., Romero, D., Fernando Gamboa Martínez, L., Laureano, J., & Barrera, N. (2013). Evaluación in vitro de la Fractura de los instrumentos toratorios Mtwo y Protaper.

Bouska, J., Justman, B., Williamsom, A., DeLong, C., & Quian, F. (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics*.

Chang, S. W., Shim, K. S., Kim, Y. C., Jee, K. K., Zhu, Q., Perinpanayagam, H., & Kum, K. Y. (2016). Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files. *Scanning*.

Cheung, G. S. P., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination.

Civjan, S., Eugene, F. H., & Laszlo B, D. (1975). Potential applications of certain nickel - titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*.

Coleman, C. L., Svec, T. A., Rieger, M. R., Wang, M., & Suchina, J. A. (1995). RS 23 Stainless steel vs. nickel - titanium K- files: Analysis of instrumentation in curved canals. *Journal of Endodontics*.

Dauskardt, R. H. (1989). Effect of in Situ Phase on Fatigue - Crack Propagation in Ni-Ti Shape Memory Alloy. *International Meeting on Advance Materials*.

DENJOY. (2019). CM-WIRE BY DENJOY. <http://denjoy.cn/snakelike-ni-ti-rooy-canal-files-freefile-html>

Fanta Dental. (2020). Fanta Dental Materials. Instrumentos de Preparación. Limas Rotatorias y Manuales. [farmaentrega.com.mx/fanta-dental/](http://farmaentrega.com.mx/fanta-dental/)

George, S., Anandaraj, S., Issac, J. S., John, S. A., & Harris, A. (2016). Rotary endodontics in primary teeth - A review. In *Saudi Dental Journal*.

Guideline on Pulp Therapy for primary and Immature Permanent Teeth. (2009). *American Academy of Pediatric Dentistry*.

Harmeet, W., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files. *Journal of Endodontics*.

Ingle, J. (1958). The Need for Uniformity of Endodontic Instruments, Equipment, and Filing Materials. In the Transactions of the Second International Congress on Endodontics.

Lavanya, G., Ganesh, J., & EMG, S. (2017). Knowledge and practice of rotary instrumentation in primary teeth among indian dentist: A questionnaire survey. *Journal of International Oral Health*.

Lopes, H. P., Carvalho, B. C. Q. de, Gois, R. B. de, Inojosa, I. de F. de A. J., Elias, C. N., Vieira, V. T. L., & Souza, L. C. de. (2013). Influência de diferentes métodos de fabricação no comportamento mecânico de instrumentos endodônticos de níquel-titânio. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria e Clínica Integrada*.

Lsmann, M. H., O V E A, P., & Paul, M. H. D. (2005). La Preparación Mecánica de Los Conductos Radiculares: Objetivos de Conformación, Las Técnicas y Medios.

Mehlawat, R., Kapoor, R., Gandhi, K., Kumar, D., Malhotra, R., & Ahuja, S. (2019). Comparative evaluation of instrumentation timing and cleaning efficacy in extracted primary molars using manual and NiTi rotary technique – Invitro study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*.

Mitchell, B. F., Garth A., J., & Russell C., N. (1983). The effect of autoclave sterilization on endodontics files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*.

Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., & Yoneyama, T. (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. In *International Endodontic Journal*.

Mohsen, A., Naghmeh, M., & Ehsan, S. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of five Nickel Titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*.

Morankar, R., & Goyal, A. (2017a). Rotary Instrumentation in Primary Teeth: A Review. *International Healthcare Research Journal*.

Ostrander, F. D. (1967). *The Practice of Endodontics: Past, Present, Future*. *Journal of Dental Education*.

Parashos, P., & Messer, H. H. (2004). Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. In *International Endodontic Journal*.

Peng, B., Shen, Y., Cheung, G. S. P., & Xia, T. J. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination.

Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. In *Journal of Endodontics*.

Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E. A., & Messer, H. H. (2000). Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use.

Schneider, S. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.

Shen, Y., Wei, Q., Ahmed, H., Zhejun, W., & Haapasalo, M. (2018). Effect of torsional and fatigue preloading on hyflex EMD files. *Journal of Endodontics*.

Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. In *International Endodontic Journal*.

Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Akti, A., & Düzgün, S. (2016). In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. *Journal of Endodontics*.

Tu, M.-G., Chen, S.-Y., Huang, H.-L., & Tsai, C.-C. (2008). Endodontic Shaping Performance Using Nickel-Titanium Hand and Motor ProTaper Systems by Novice Dental Students. In *J Formos Med Assoc*.

Walton, R. E., & Mahmoud, T. (2002). Diagnosis and treatment planning. *Principles and practice of endodontics*.

Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., & Machtou, & P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. In *International Endodontic Journal*.

Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*.

Young, G. R., Parashos, p, & Messe, H.-H. (2007). The principles od techniques form clianing root canals . *Australian Dental Journal*.

Zhao, D., Shen, Y., Peng, B., & Haapasalo, M. (2016). Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *International Endodontic Journal*.

Ziya, M., Yuksel, B., & Sari, S. (2019). Root canal morphology of mandicular primary molars: A micro - ct study. *Cumhuriyet Dental Journal*.

**XI. Anexo**

**X1.1 Hoja de recolección de datos**

*SISTEMA*

AF BABY

CM-WIRE (i3 gold)

<b>NUMERO DE MUESTRA</b>	<b>Tiempo hasta fractura (seg.)</b>	<b>Fragmento separado (mm)</b>	<b>Tiempo hasta su fractura (seg.)</b>	<b>Fragmento separado (mm)</b>
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				



