

Universidad Católica de Santa María
Facultad de Odontología
Segunda Especialidad en Cariología y Endodoncia



“ESTUDIO IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO, 2SHAPE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y S ONE BLUE (SECCIÓN TRANSVERSAL EN S) EN UN CONDUCTO ARTIFICIAL METÁLICO AREQUIPA – 2020”

Tesis presentada por el C.D.:

Rendulich Gallegos Jorge Franjo

**Para optar el Título de Segunda
Especialidad en Cariología y
Endodoncia**

Asesor:

Dr. Gallegos Vargas Herbert Mario

Arequipa – Perú

2020



A Dios, por la vida y haberme guiado por este camino.

A mis padres Jorge y Eleana por su ejemplo de vida, su apoyo incondicional y su paciencia.

DR. (A) ENRIQUE HAIR SALAS BELTRÁN

**BOLETA DE DICTAMEN BORRADOR DE TESIS
ESPECIALIDAD EN CARIELOGÍA Y ENDODONCIA**

Vista la solicitud que presenta don (ña) **C.D. JORGE FRANJO RENDULICH GALLEGOS**, de la Segunda Especialidad en Cariología y Endodoncia, sobre dictamen del Borrador de Tesis titulado "**COMPARACION IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NIQUEL - TITANIO, 2SHARE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y F ONE BLUE (SECCIÓN TRANSVERSAL "FLAT") AREQUIPA - 2019**", y en concordancia con la Ley Universitaria 30220 y el Reglamento Específico de Titulación de la Segunda Especialidad de la Facultad de Odontología, se nombra JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso establecido, se sirva evaluar y emitir dictamen del indicado Borrador de Tesis:

DR. (A) ENRIQUE HAIR SALAS BELTRÁN
DR. (A) CARLOS ALBERTO QUIROZ HUERTA
DR. (A) ALBERTO ARMANDO ALVARADO ACO

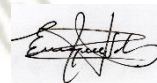
ASESOR (A) DR. (A): HERBERT GALLEGOS VARGAS

Arequipa, 27 de agosto 2020

DICTAMEN

Luego de haber revisado el presente borrador de tesis, luego de haber encontrado algunos errores que han sido corregidos satisfactoriamente por el tesista. Puedo decir que el presente borrador de tesis está listo para ser sustentado.

Arequipa, 2020 ____ 03 de Setiembre ____



Dr. Enrique Hair Salas Beltrán
Cod. 2086

DR. (A) CARLOS ALBERTO QUIROZ HUERTA

**BOLETA DE DICTAMEN BORRADOR DE TESIS
ESPECIALIDAD EN CARIELOGÍA Y ENDODONCIA**

Vista la solicitud que presenta don (ña) **C.D. JORGE FRANJO RENDULICH GALLEGOS**, de la Segunda Especialidad en Cariología y Endodoncia, sobre dictamen del Borrador de Tesis titulado "**COMPARACION IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NIQUEL - TITANIO, 2SHARE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y F ONE BLUE (SECCIÓN TRANSVERSAL "FLAT") AREQUIPA - 2019**", y en concordancia con la Ley Universitaria 30220 y el Reglamento Específico de Titulación de la Segunda Especialidad de la Facultad de Odontología, se nombra JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso establecido, se sirva evaluar y emitir dictamen del indicado Borrador de Tesis:

DR. (A) ENRIQUE HAIR SALAS BELTRÁN
DR. (A) CARLOS ALBERTO QUIROZ HUERTA
DR. (A) ALBERTO ARMANDO ALVARADO ACO

ASESOR (A) DR. (A): HERBERT GALLEGOS VARGAS

Arequipa, 27 de agosto 2020

DICTAMEN
Sr. Dr. Herbert Gallegos Vargas
Decano de la Facultad de Odontología de la UCSM.

Una vez revisado el presente borrador de tesis "**COMPARACION IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NIQUEL - TITANIO, 2SHARE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y F ONE BLUE (SECCIÓN TRANSVERSAL "FLAT") AREQUIPA - 2019**", presentado por C.D. JORGE FRANJO RENDULICH GALLEGOS. Después de las correcciones el título del presente borrador es: "**ESTUDIO IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CICLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NIQUEL-TITANIO, 2SHAPE (SECCION TRANSVERSAL ASIMETRICA) Y S ONE BLUE (SECCION TRANSVERSAL EN S) EN UN CONDUCTO ARTIFICIAL METALICO AREQUIPA - 2020**" y realizadas las correcciones pertinentes indicadas el dictamen es el siguiente:

FAVORABLE.

Por lo tanto, procede la sustentación del mismo.

Arequipa, 2020 septiembre 09



Mgter. Carlos Alberto Quiroz Huerta
Docente Dictaminador
COD. 2161

DR. (A) ALBERTO ARMANDO ALVARADO ACO

**BOLETA DE DICTAMEN BORRADOR DE TESIS
ESPECIALIDAD EN CARIELOGÍA Y ENDODONCIA**

Vista la solicitud que presenta don (ña) C.D. **JORGE FRANJO RENDULICH GALLEGOS**, de la Segunda Especialidad en Cariología y Endodoncia, sobre dictamen del Borrador de Tesis titulado "**COMPARACION IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NIQUEL - TITANIO, 2SHARE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y F ONE BLUE (SECCIÓN TRANSVERSAL "FLAT") AREQUIPA - 2019**", y en concordancia con la Ley Universitaria 30220 y el Reglamento Específico de Titulación de la Segunda Especialidad de la Facultad de Odontología, se nombra JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso establecido, se sirva evaluar y emitir dictamen del indicado Borrador de Tesis:

DR. (A) ENRIQUE HAIR SALAS BELTRÁN
DR. (A) CARLOS ALBERTO QUIROZ HUERTA
DR. (A) ALBERTO ARMANDO ALVARADO ACO

ASESOR (A) DR. (A): HERBERT GALLEGOS VARGAS

Arequipa, 27 de agosto 2020

DICTAMEN

**UNA VEZ HECHAS LAS CORECCIONES DEL PRESENTE BORRADOR
DE TESIS SE DA PASO PARA SU SUSTENRACION**

Atte



Dr. ALBERTO ALVARADO ACO
Docente Dictaminador

Arequipa, 2020 11 de Septiembre

RESUMEN

El objetivo del presente trabajo de investigación es medir y comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios de Níquel-Titanio “S One” y “2Shape” en un conducto artificial con curvatura de 90° y 3 mm de radio trazado en un dispositivo metálico personalizado. Se utilizaron un total de 40 muestras divididas en dos grupos de estudio “S One” (20 instrumentos 25/.06) y “2Shape” (20 instrumentos 25/.06), de acuerdo con los criterios de inclusión y exclusión que se tomaron en cuenta para este trabajo.

Primero se diseñó y elaboró un dispositivo metálico, con un conducto radicular simulado de una curvatura de 90°, un radio de 3 mm y el centro de la curvatura a 5 mm del final. El conducto se hizo en base a un instrumento rotatorio número 25 con “taper” o conicidad constante de .06 y de una sección transversal completa; además se consideró aliviar el estrés de la lima aumentando ligeramente el diámetro del conducto. Dicho dispositivo se fijó en una base de vidrio y se colocó una tapa de vidrio removible y ajustable para cerrar el dispositivo y poder observar el movimiento del instrumento dentro del dispositivo hasta el momento preciso de su separación.

Cada instrumento se colocó en el contra ángulo de la pieza de mano, y se programó revoluciones por minuto promedio para cada sistema en el motor, de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. De tal manera que se programó 2Shape a 330 RPM y S One a 380 RPM, el torque para ambos casos se fijó en 2.6 Ncm.

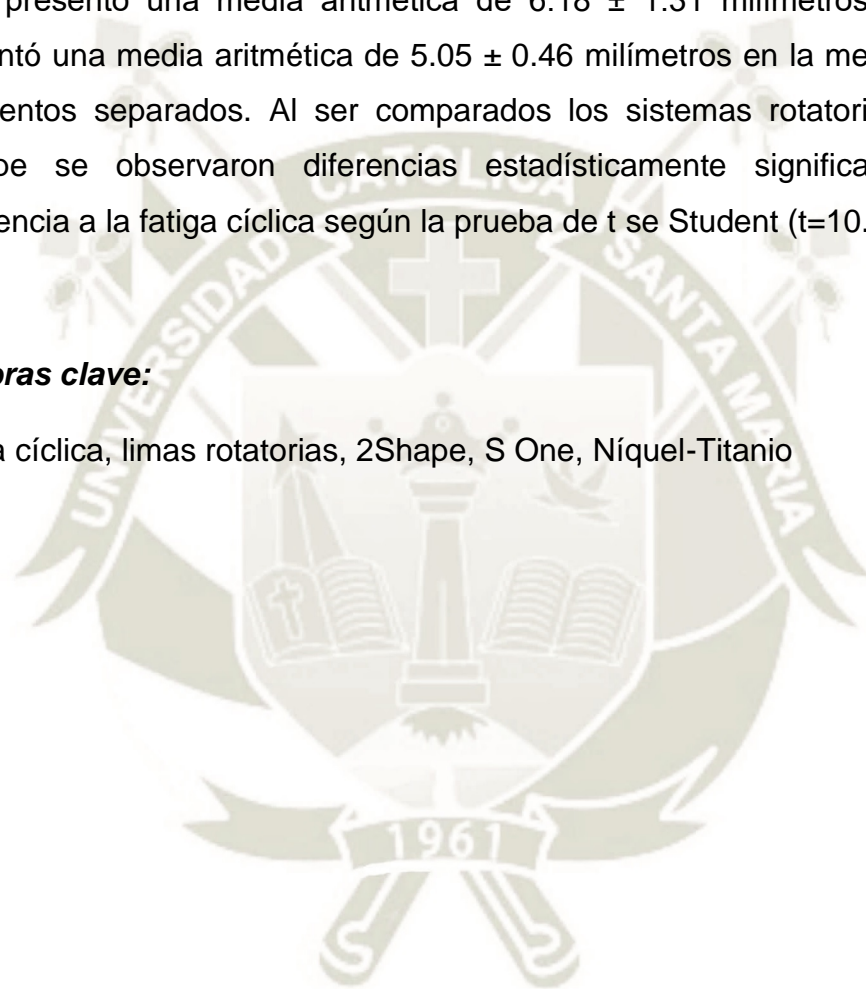
Antes de rotar el instrumento dentro del dispositivo se inyectó en toda la longitud del conducto aceite sintético diseñado para lubricar partes mecánicas (Super Oil; Singer Co Ltd, Elizabethport, NJ, USA) con una punta fina y flexible. El tiempo de separación de cada instrumento fue controlado con un cronómetro y a la vez se monitoreó al detalle cada instrumento, desde su ingreso al dispositivo hasta su separación con la ayuda de una cámara montada en un trípode. Este procedimiento se realizó de igual manera para cada lima utilizada en este estudio.

Paralelamente a cada prueba se registraron los datos en fichas de recolección de datos personalizadas. Las variables para su procesamiento han requerido de la prueba de t de Student con un nivel de significancia del 5%.

Los resultados del grupo experimental “S One” presentaron una media de 1314.77 ± 396.88 Número de Ciclos hasta Fractura (NCF) y en el de “2Shape” presentaron una media de 421.40 ± 86.02 NCM. También se demostró que “S One” presentó una media aritmética de 6.18 ± 1.31 milímetros y “2Shape” presentó una media aritmética de 5.05 ± 0.46 milímetros en la medición de los fragmentos separados. Al ser comparados los sistemas rotatorios S One y 2Shape se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga cíclica según la prueba de t se Student ($t=10.56$).

Palabras clave:

Fatiga cíclica, limas rotatorias, 2Shape, S One, Níquel-Titanio



ABSTRACT

The aim of the present research work is to measure and compare the cyclic fatigue resistance of the Nickel-Titanium rotating systems "S One" and "2Shape" in an artificial duct with 90° bend and 3 mm radius tracing in a customized metallic device. A total of 40 samples divided into two study groups "S One" (20 instruments 25/.06) and "2Shape" (20 instruments 25/.06) were used, according to the inclusion and exclusion criteria taken into account for this work.

First, a metal device was designed and developed, with a simulated root canal with a 90° curve, a 3 mm radius and the center of the curve 5 mm from the end. The canal was made on the basis of a number 25 rotary instrument with a constant taper of .06 and a complete cross-section; in addition, it was considered to relieve the stress on the file by slightly increasing the diameter of the canal. This device was fixed on a glass base and a removable and adjustable glass lid was placed to close the device and to be able to observe the movement of the instrument inside the device until the precise moment of its separation.

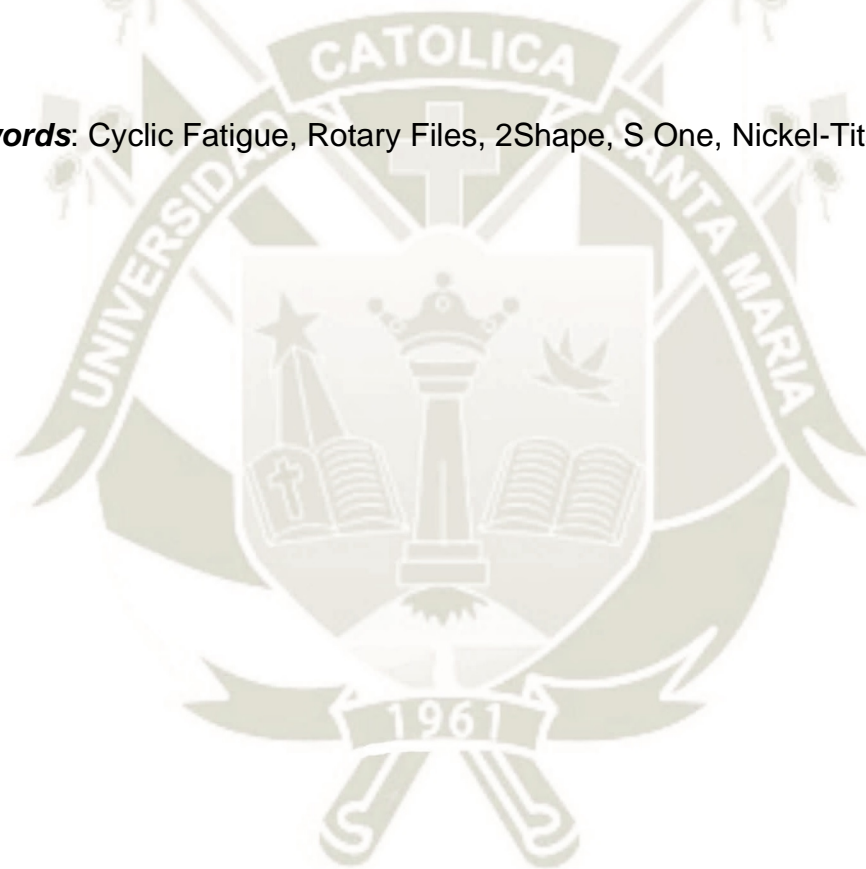
Each instrument was placed on the counter-angle of the handpiece, and average rpm was programmed for each system on the engine, according to the manufacturer's recommendations. So 2Shape was programmed at 330 RPM and S One at 380 RPM, the torque for both cases was set at 2.6 Ncm.

Before rotating the instrument inside the device, synthetic oil designed to lubricate mechanical parts (Super Oil; Singer Co Ltd, Elizabethport, NJ, USA) was injected along the entire length of the duct with a fine, flexible tip. The separation time of each instrument was controlled with a timer and at the same time each instrument was monitored in detail from its entry into the device to its separation with the help of a tripod mounted camera. This procedure was performed in the same way for each file used in this study.

Parallel to each test, data were recorded on customized data collection sheets. The variables for processing have required the student t test with a significance level of 5%.

The results of the experimental group "S One" presented an average of 1314.77 \pm 396.88 Number of Cycles to Fracture (NCF) and in the one of "2Shape" they presented an average of 421.40 \pm 86.02 NCM. It was also demonstrated that "S One" presented an arithmetic mean of 6.18 \pm 1.31 millimeters and "2Shape" presented an arithmetic mean of 5.05 \pm 0.46 millimeters in the measurement of the separated fragments. When comparing the S One and 2Shape rotating systems, statistically significant differences were observed in the cyclic fatigue resistance according to the t se Student test ($t=10.56$).

Keywords: Cyclic Fatigue, Rotary Files, 2Shape, S One, Nickel-Titanium



ÍNDICE

RESUMEN	V
ABSTRACT	VII
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	3
PLANTEAMIENTO TEÓRICO	3
1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	4
1.1. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA	4
1.2. ENUNCIADO:	4
1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA:	5
1.3.1. Área del conocimiento	5
1.3.2. Operacionalización de Variables	5
1.3.3. Interrogantes Básicas	5
1.3.4. Taxonomía de la investigación	6
1.4. Justificación	6
1.4.1. Relevancia pragmática	6
1.4.2. Novedad	6
1.4.3. Relevancia contemporánea	6
1.4.4. Viabilidad	7
2. OBJETIVOS	7
3. MARCO TEÓRICO	8
3.1. MARCO CONCEPTUAL	8
3.1.1. PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE CONDUCTOS RADICULARES	8
3.1.1.1. Tratamiento endodóntico	8
3.1.1.2. Limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares	9
3.1.1.2.1. Definición	9
3.1.1.2.2. Objetivos mecánicos:	9
3.1.1.2.3. Objetivos biológicos:	10
3.1.1.3. Fases técnicas de la “limpieza y conformación” del sistema de conductos radiculares	10
3.1.1.3.1. <i>Acceso coronal</i>	10
3.1.1.3.2. <i>Acceso radicular / Desgaste compensatorio</i>	10
3.1.1.3.3. <i>Negociación del canal y creación de glidepath</i>	11
3.1.1.3.4. <i>Determinación de longitud de trabajo</i>	12
3.1.1.3.5. <i>Preparación del canal radicular</i>	13
3.1.2. Instrumentos endodónticos	14
3.1.2.1. <i>Historia</i>	14
3.1.2.2. <i>Níquel-titanio en odontología</i>	16
3.1.2.3. <i>Instrumentos de Níquel-Titanio</i>	17
3.1.2.4. <i>Tratamiento térmico</i>	20
3.1.2.5. <i>Componentes de las limas</i>	21
3.1.2.5.1. <i>Punta del instrumento</i>	21

3.1.2.5.2.	<i>Conicidad (taper)</i>	22
3.1.2.5.3.	<i>Estrías</i>	23
3.1.2.5.4.	<i>Borde (Cortante) Guía</i>	23
3.1.2.5.5.	<i>Apoyo o superficie radial o "land"</i>	23
3.1.2.5.6.	<i>Angulo helicoidal</i>	24
3.1.2.5.7.	<i>Configuración de los bordes cortantes</i>	25
3.1.2.5.7.1.	<i>Angulo de inclinación o de ataque (rake angle):</i>	25
3.1.2.5.7.2.	<i>El ángulo de corte o ángulo de ataque eficaz:</i>	25
3.1.2.5.7.3.	<i>El ángulo de cuña:</i>	26
3.1.2.5.7.4.	<i>El ángulo libre o de despeje:</i>	26
3.1.2.5.8.	<i>Núcleo:</i>	26
3.1.2.5.9.	<i>Paso de rosca o Pitch:</i>	27
3.1.2.5.10.	<i>Chip space</i>	28
3.1.3.	<i>Desarrollo de sistemas rotatorios de NiTi</i>	28
3.1.4.	<i>Fractura o separación de los instrumentos</i>	29
3.1.4.1.	<i>Mecanismo de fractura de instrumentos rotatorios</i>	30
3.1.4.1.1.	<i>Fractura por fatiga cíclica o flexural</i>	30
3.1.4.1.2.	<i>Fractura torsional</i>	31
3.1.4.1.2.1.	<i>Causas de torsión:</i>	32
3.1.4.2.	<i>Factores asociados a la fractura o separación del instrumento:</i>	32
3.1.5.	<i>2Shape – MicroMega</i>	33
3.1.5.1.	<i>Diseño</i>	33
3.1.5.2.	<i>Aleación</i>	34
3.1.6.	<i>S One – Fanta Dental Materials</i>	34
3.1.6.1.	<i>Diseño</i>	35
3.1.6.2.	<i>Aleación</i>	35
3.1.7.	<i>Dispositivos para ver la fractura o resistencia</i>	35
3.1.7.1.	<i>Prueba Dinámica o Estática</i>	36
3.1.8.	<i>Determinación de Curvatura (Pruett)</i>	38
3.2.	REVISIÓN DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.	39
3.2.1.	ANTECEDENTES INTERNACIONALES.	39
4.	HIPÓTESIS	43
CAPÍTULO II	44
PLANTEAMIENTO OPERACIONAL	44
1. TÉCNICAS INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN	45
1.1.	<i>Técnica</i>	45
1.2.	<i>Instrumento</i>	47
1.2.1.	<i>Instrumento documental</i>	47
1.2.2.	<i>Instrumento mecánico</i>	47
1.2.3.	<i>Materiales</i>	48
2. CAMPO DE VERIFICACION	48
2.1.	<i>Ubicación espacial:</i>	48
2.2.	<i>Ubicación temporal:</i>	48
2.3.	<i>Unidades de estudio:</i>	48
2.3.1.	<i>Opción</i>	48
2.3.2.	<i>Identificación de los grupos</i>	49
2.3.3.	<i>Criterios para igualar los grupos:</i>	49

2.3.3.1. Igualación cualitativa	49
2.3.4. Asignación de las unidades de estudio a cada grupo:	49
2.3.5. Tamaño de cada grupo.....	49
3. ESTRATEGIAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS	51
3.1. Organización.....	51
3.2. Recursos.....	51
4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS	51
4.1. Plan de procesamiento de los datos	51
4.2. Plan de Análisis de Datos	52
5. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES INVESTIGATIVAS.....	53
CAPÍTULO III	54
RESULTADOS.....	54
DISCUSIÓN.....	65
CONCLUSIONES	68
RECOMENDACIONES	69
REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA.....	70
ANEXOS.....	73

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA N° 1

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 55

TABLA N° 2

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 57

TABLA N° 3

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 59

TABLA N° 4

Comparación de la longitud del fragmento separado por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) 61

TABLA N° 5

Frecuencia de separación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “s”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) de acuerdo con el tercio radicular del conducto artificial 63



ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRAFICO N° 1

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio S One (sección transversal en "S") en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 56

GRAFICO N° 2

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 58

GRAFICO N° 3

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en "S") y 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación 90° y radio de 3 mm. 60

GRAFICO N° 4

Comparación de la longitud del fragmento separado por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en "S") y 2Shape (sección transversal asimétrica) 62

GRAFICO N° 5

Frecuencia de separación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en "s") y 2Shape (sección transversal asimétrica) de acuerdo con el tercio radicular del conducto artificial 64



INTRODUCCIÓN

La instrumentación del sistema de canales radiculares implica el uso de instrumentos endodónticos (limas manuales, rotatorias y reciprocantes) en combinación con soluciones irrigadoras, todo bajo una condición de trabajo aséptica. Todo esto para permitir una correcta eliminación del tejido pulpar, reducir la carga microbiana y finalmente hacer posible una adecuada obturación.

Actualmente para conformar los canales radiculares se utiliza instrumentos de níquel-titanio (Ni-Ti), estos instrumentos han eliminado en gran porcentaje la instrumentación iatrogénica relacionada al tratamiento de conductos realizado con instrumentos de acero inoxidable. Los instrumentos de Ni-Ti son sometidos a tratamientos térmicos lo cual les dan características de gran elasticidad (recupera su forma inicial luego de ser deformada) y de memoria de forma (esto debido a la transición de austenita a martensita, que son 2 posibles fases microestructurales que poseen distintas propiedades mecánicas).

Aun así, dichos instrumentos tienden a fracturarse durante el tratamiento de conductos debido a la fatiga cíclica, esta se da por los ciclos de tensión-compresión a los que se someten los instrumentos cuando son flexionados y rotados en la región de máxima curvatura de los conductos radiculares. Dentro de los principales factores que pueden definir la resistencia a la fatiga cíclica encontramos los factores anatómicos, como lo son el radio y el ángulo de curvatura del conducto radicular. Dentro de estos factores que influyen en la resistencia a la fatiga cíclica también encontramos a las características de los instrumentos (aleación, diámetro y diseño). Además del uso clínico, proceso de esterilización y el contacto del instrumento con soluciones corrosivas que también pueden afectar la resistencia a la fatiga cíclica.

Actualmente los fabricantes lanzan al mercado instrumentos nuevos frecuentemente, cada uno con diseños y tratamientos térmicos propios de cada casa comercial. Lo que se busca en un instrumento es que sea lo más eficiente posible (que nos lleve a la menor cantidad de errores de procedimiento posible) y que su costo / beneficio se adecue a nuestra realidad (siempre bajo parámetros de los protocolos e indicaciones del fabricante).

Este estudio se realiza con los sistemas 2Shape hecho a base de T-Wire con sección transversal asimétrica (Micro-Mega) y S One blue hecho a base de Af-H wire con sección transversal en “S” (Fanta Dental Materials). Ambos sistemas se seleccionaron por sus diseños peculiares y aleación Ni-Ti con tratamiento térmico patentado por cada empresa, el cual ambas aseguran aumenta en gran porcentaje la resistencia a la fractura por fatiga cíclica y este es el motivo por el cual se probaron en un conducto de curvatura abrupta.

La investigación ha sido realizada en tres capítulos. En el capítulo I: se desarrolla el planteamiento teórico, el cual incluye: El problema de investigación, objetivos, marco teórico e hipótesis.

En el capítulo II: se desarrolla el planteamiento operacional, que incluye: las técnicas, instrumentos, materiales de verificación, campo de verificación, estrategia de investigación y estrategia para manejar los datos.

En el capítulo III: se muestran los resultados, la discusión, las conclusiones y las recomendaciones.

Finalmente se muestra la biografía, anexos y la secuencia fotográfica.



CAPÍTULO I

Planteamiento Teórico

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA

La endodoncia o tratamiento de conductos es un procedimiento complejo que se vale de distintos medios (mecánicos y químicos) para lograr éxito a largo plazo. Durante la práctica clínica, una vez establecido el diagnóstico y tomada la decisión junto con el paciente de conservar una pieza dentaria mediante la endodoncia, es en este procedimiento que enfrentamos uno de los mayores errores de procedimiento, que es la separación de un instrumento dentro del conducto radicular durante la conformación de este.

Es por ello que se debe seleccionar los instrumentos adecuadamente para cada caso y en este punto es donde buscamos los instrumentos con mayor resistencia a la fractura principalmente. En el mercado actualmente solo encontramos instrumentos de Ni-Ti, los cuales son altamente elásticos y resistentes a la fractura, pero cada fabricante promociona y vende un tratamiento térmico, diseño y tecnología distinta para sus instrumentos lo cual genera confusión en los clínicos.

Es por ello que el objetivo de este estudio es demostrar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica entre dos instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio (2Shape y S One) en un dispositivo metálico que simula los conductos radiculares con un radio y angulación determinados. De esta manera se quiere evaluar la influencia del diseño y tratamiento térmico del Ni-Ti sobre la resistencia a la fatiga cíclica y comprobar las propiedades y beneficios que los fabricantes afirman.

1.2. ENUNCIADO:

“COMPARACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO, 2SHAPE (SECCIÓN TRANSVERSAL ASIMÉTRICA) Y S ONE (SECCIÓN TRANSVERSAL EN S) EN UN CONDUCTO ARTIFICIAL METÁLICO AREQUIPA – 2020”

1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA:

1.3.1. Área del conocimiento

- **Área General:** Ciencias de la Salud
- **Área Específica:** Odontología
- **Especialidad:** Endodoncia
- **Línea:** Instrumentación de conductos radiculares

1.3.2. Operacionalización de Variables

VARIABLES		INDICADORES	SUBINDICADORES
VE ₁	SISTEMA 2SHAPE	ALEACION / TRATAMIENTO TÉRMICO	
VE ₂	SISTEMA S ONE BLUE	ALEACION / TRATAMIENTO TÉRMICO	
VR	RESISTENCIA A FATIGA CICLICA	TIEMPO DE SEPARACIÓN DEL INSTRUMENTO	SEGUNDOS

1.3.3. Interrogantes Básicas

- ¿Cuál es el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica del sistema de instrumentación rotatorio S One blue en un conducto artificial metálico?
- ¿Cuál es el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica del sistema de instrumentación rotatorio 2shape en un conducto artificial metálico?
- ¿Cuál de los dos sistemas rotatorios 2Shape y S One blue resistió por más tiempo a la fatiga cíclica en un conducto artificial metálico antes de la fractura?

1.3.4. Taxonomía de la investigación

ABORDAJE	TIPO DE ESTUDIO					DISEÑO	NIVEL
	Por la técnica de recolección	Por el tipo de dato	Por el N° de mediciones de la variable	Por el N° de muestras	Por el ámbito de recolección	Cuasi Experimental	Explicativo
Cuantitativo	Experimental	Prospectivo	Transversal	Comparativo	De Laboratorio		

1.4. Justificación

1.4.1. Relevancia pragmática

Se realiza la comparación entre dos sistemas de instrumentación rotatorios, que ofrecen diferentes ventajas ya sea por su diseño y tecnología utilizada en su fabricación. Determinar qué sistema proporcionará una mayor resistencia a la fatiga cíclica nos permitirá elegir un sistema adecuado, ayudándonos a tener un mejor tratamiento de conductos sin complicaciones durante la conformación de estos.

1.4.2. Novedad

La revisión de antecedentes muestra estudios donde se demuestra la resistencia la fatiga cíclica del sistema 2Shape en comparación con otros sistemas del mercado, pero no se han encontrado estudios comparando los sistemas elegidos.

1.4.3. Relevancia contemporánea

El presente estudio es actual ya que los sistemas que se utilizan poseen tratamientos térmicos de última generación específicos de cada marca y también diseños peculiares que aseguran un mejor rendimiento del instrumento durante la conformación.

1.4.4. Viabilidad

Se trata de una investigación viable, ya que se puede conseguir ambos sistemas de instrumentación en nuestro mercado, así como la fabricación del dispositivo para fatigar las limas.

2. OBJETIVOS

- 2.1. Precisar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica antes de la separación del instrumento, del sistema de instrumentación rotatorio S One Blue en un conducto artificial metálico.
- 2.2. Precisar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica antes de la separación del instrumento, del sistema de instrumentación rotatorio 2Shape en un conducto artificial metálico.
- 2.3. Comparar el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica entre ambos sistemas de instrumentación rotatorios en un dispositivo metálico que simula los conductos radiculares con una curvatura de radio y angulación determinados.

3. MARCO TEÓRICO.

3.1. MARCO CONCEPTUAL

3.1.1. PREPARACIÓN BIOMECÁNICA DE CONDUCTOS RADICULARES

3.1.1.1. Tratamiento endodóntico

La terapia endodóntica abarca el tratamiento de pulpas dentales vitales y necróticas para que los pacientes puedan mantener sus dientes naturales en función y estética. Aunque el éxito de la endodoncia depende de muchos factores, uno de los más importantes es la preparación del sistema de canales radiculares. Es esencial porque determina la eficacia de todos los procedimientos subsecuentes. Desafortunadamente, la preparación del canal es adversamente influenciada por la alta variabilidad anatómica del sistema de canales radiculares y la relativa inhabilidad del operador para visualizar esta anatomía en las radiografías(1).

El tratamiento endodóntico está esencialmente dirigido a: curar o prevenir la periodontitis perirradicular (2).

Ha sido bien documentado que la infección bacteriana del conducto radicular es la primera causa de la periodontitis apical; en dientes con periodontitis apical son las bacterias que invaden y colonizan completamente el sistema de canales radiculares, el tratamiento está dirigido hacia la eliminación de los microorganismos del canal radicular y así prevenir la reinfección. La preparación químico-mecánica del canal radicular, a través de la combinación de instrumentación mecánica e irrigación antibacteriana, es la etapa crítica en la desinfección del canal.

Esto es seguido por la colocación de un material de relleno radicular y una restauración coronaria definitiva para sellar potenciales vías de entrada de microorganismos hacia el canal radicular, y para sepultar o enclaustrar cualquier microorganismo remanente para prevenir su proliferación(3).

3.1.1.2. Limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares

3.1.1.2.1. Definición

Los objetivos técnicos de la preparación radicular están dirigidos hacia la conformación del canal radicular para lograr los objetivos biológicos y facilitar la colocación de un material de relleno.

En 1974, Schilder introdujo el concepto de “limpieza y conformación” de los conductos radiculares(2). Donde Limpieza y conformación hace referencia a la remoción de todo el substrato orgánico del sistema de canales radiculares y elaboración de una forma intencionada dentro de cada canal para la recepción de un material de relleno radicular denso y permanente. Este proceso es logrado con instrumentos de diseño específico; instrumentos manuales, rotatorios o reciprocantes. Se logra con principios biológicos claros en mente y con el uso de irrigantes altamente importantes. La “Limpieza” incluye la remoción de todo el debris orgánico que podría servir como substrato para el crecimiento bacteriano o como fuente de la inflamación periapical debido a la filtración de productos de la descomposición proteolítica. La “Conformación” implica el desarrollo de una forma única para cada canal radicular, directamente relacionada no solo a la longitud sino también a la posición y curvatura individual de cada raíz y canal radicular. Todo para lograr objetivos tanto mecánicos como biológicos(4).

3.1.1.2.2. Objetivos mecánicos:

- I. Conicidad constante desde el ápice hasta la cavidad de acceso
- II. El diámetro de la sección transversal debe ser más estrecho en cada punto hacia apical.
- III. La preparación del canal radicular debe fluir o coincidir con la forma del canal original.
- IV. El foramen apical debe mantenerse en su posición original.

V. El foramen apical debe mantenerse tan pequeño como sea posible.

3.1.1.2.3. **Objetivos biológicos:**

- I. Confinamiento de la instrumentación a las raíces mismas.
- II. No forzar restos necróticos fuera del foramen apical.
- III. Remoción de todo el tejido y restos del espacio del canal radicular.
- IV. Creación de suficiente espacio para colocar medicación intracanal.
- V. Realización de la preparación en una cita(5).

3.1.1.3. **Fases técnicas de la “limpieza y conformación” del sistema de conductos radiculares**

Para tratar la enfermedad perirradicular a través de un abordaje ortógrado, se debe acceder a la mitad apical de la raíz para desinfectar la dentina que está en proximidad a los tejidos perirradiculares. El acceso debe ser considerado en dos fases:

3.1.1.3.1. Acceso coronal

El acceso coronal se realiza a través de la corona del diente, con el objetivo de remover el techo de la cámara pulpar y proporcionar una ruta sin obstáculos para la instrumentación de todas las partes del sistema de canales radiculares. La falla en la creación de un acceso coronal adecuado puede dificultar la localización y negociación de los canales radiculares, que a su vez resultará en una limpieza y conformación inadecuadas del sistema de canales radiculares(6).

3.1.1.3.2. Acceso radicular / Desgaste compensatorio

Proceso de pre-ensanchamiento de la parte coronal del canal radicular para facilitar una ruta hacia el tercio apical que es característicamente de anatomía compleja. Típicamente, en

dientes multi radiculares, esto significa la remoción de dentina para eliminar cualquier curvatura en la parte coronal del canal para que las limas subsecuentes que ingresan a la región apical tengan una línea recta de acceso y un camino sin obstáculos.

Una vez que la apertura inicial del canal ha sido creada con limas manuales de acero inoxidable de pequeño calibre, la curvatura coronal puede ser eliminada con instrumentos como fresas Gates Glidden, X-gates (Dentsply Maillefer, Switzerland), Protaper Sx (Dentsply Maillefer, Switzerland) o Endoflare (Micro-Mega, France), si es necesario (Figura 2).

Este abordaje con técnica "Crown-Down" permite una remoción masiva de material infectado al inicio de la preparación. Esto va a reducir el estrés sobre los instrumentos subsecuentes, usados más profundamente en el canal y facilitará un mejor cambio de los irrigantes.

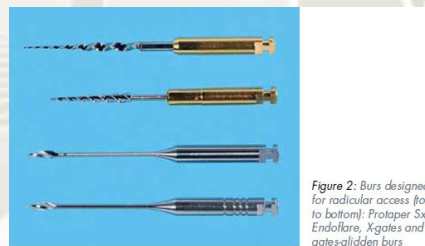


Figure 2: Burs designed for root canal access (top to bottom): Protaper Sx, Endoflare, X-gates and gates-glidden burs

Fuente: Tomson P, Simon S. (2016)

3.1.1.3.3. Negociación del canal y creación de glidepath

La negociación del canal y creación de glidepath con frecuencia puede ser la etapa más difícil en la terapia del conducto radicular. Para prevenir errores iatrogénicos, como la creación de bloqueos, escalones y perforaciones, el operador debe tomar un enfoque (abordaje) metódico. Para preparar un conducto radicular, tiene que negociarse una vía inicial que para luego ser seguida por los siguientes instrumentos. El glidepath es camino liso sin obstáculos, o "abordaje" desde el orificio coronal del canal hasta su fin en el foramen apical, para permitir el paso de instrumentos de mayor

calibre. Esto es generalmente sencillo de realizar, pero puede ser difícil y desafiante en algunos casos.

Para crear glidepath en canales calcificados, estrechos y apretados, se recomienda un abordaje sistemático, con limas manuales pequeñas de acero inoxidable (tamaño 6, 8, 10) utilizadas en movimiento oscilatorio para empezar a abrir el canal. Limas manuales de acero inoxidable de mayor calibre se pueden usar posteriormente (15, 20, 25, etc.); sin embargo, debido al aumento secuencial y significativo en el tamaño de la punta y flexibilidad reducida de estas limas, se debe tener precaución en canales más desafiantes.

Instrumentos rotatorios de NiTi como PathFile (Dentsply Maillefer, Suiza), ProGlider (Dentsply Maillefer, Suiza), ScoutRaCe (FKG Dentaire, Suiza) o G-Files (Micro-Mega, Francia) se han desarrollado para ayudar la creación del glidepath. Estos instrumentos están diseñados de manera similar a sus instrumentos correspondientes para preparación, pero tienen menor conicidad (0.02, 0.03, 0.04) y tamaños de punta (10, 13, 16, 19). Cada sistema mencionado tiene su propio protocolo sugerido para usar.

3.1.1.3.4. Determinación de longitud de trabajo

Para cumplir mejor los objetivos biológicos de “limpieza y conformación” del sistema de conductos radiculares, el operador debe tratar de preparar y obturar el canal en su totalidad. La longitud de un conducto radicular se puede determinar de muchas maneras, incluyendo métodos radiográficos, discriminación táctil y con el uso de un localizador apical electrónico (LAE). Actualmente es ampliamente aceptado por la mayoría operadores que el LAE es una herramienta obligatoria en el arsenal del dentista. No siempre hay concordancia entre los fabricantes de estos dispositivos sobre qué punto anatómico el LAE identificará. Es reconocido por los

usuarios que el punto de referencia más confiable, independientemente del dispositivo, es la lectura a cero. Actualmente los modernos localizadores se consideran muy confiables, es un gran avance en comparación con cuando los operadores tenían que confiar en la radiografía para determinar la longitud. En realidad, esto fue no más que una cruda estimación de la longitud del canal, ya que sabemos que la posición del foramen apical en relación con el ápice radiográfico puede variar enormemente (0-3 mm)(6).

3.1.1.3.5. Preparación del canal radicular

Principios básicos para la preparación del canal:

- Cada canal radicular debe ser abordado individualmente.
- La preparación del canal radicular debe ser planificada a detalle antes de empezar el tratamiento.
- La evaluación cuidadosa de las radiografías es obligatoria(5).

Hay innumerables métodos para preparar los conductos radiculares. Puede ser con limas manuales de acero inoxidable o NiTi, instrumentos ultrasónicos e instrumentos Ni-Ti rotatorios o reciprocantes accionados por el motor(6).

La instrumentación mecánica es un paso importante para reducir la microflora bacteriana en los canales radiculares infectados, por su diseño y simplicidad. Los instrumentos de Ni-Ti se han convertido en un pilar del tratamiento endodóntico(1), debido a su habilidad excepcional para conformar los canales radiculares con pocas complicaciones de procedimiento y errores(2).

3.1.2. Instrumentos endodónticos

3.1.2.1. Historia

Aunque Fauchard, uno de los fundadores de la odontología moderna describió instrumentos para la trepanación dental, preparación de los conductos radiculares y cauterización de pulpas en su libro “El cirujano dentista”, no se encontró una descripción sistemática de la preparación del canal radicular en la literatura de ese tiempo. En una encuesta sobre la instrumentación endodóntica hasta 1800, Lilley concluyó que hasta el final del siglo XVIII sólo había disponibles instrumentos manuales primitivos, excavadores, algunos instrumentos de cauterización de hierro y solo muy pocos instrumentos delgados y flexibles para el tratamiento endodóntico estaban disponibles.

Para 1838 Edward Maynard creó los primeros instrumentos endodónticos manuales. Tallando un alambre circular (al principio con el muelle de un reloj y luego cables de piano) creó pequeñas agujas para extirpar el tejido pulpar. En 1852, Arthur usó limas pequeñas para el ensanchamiento del conducto.

Los textos de mediados del Siglo XIX recomendaban que los conductos radiculares deberían ser ensanchados con “tiranervios”: Pero el mejor método para la conformación de los canales es con una “broca” de tres o cuatro lados, cónica y con una punta afilada. Este instrumento se empleaba para ensanchar el conducto y darle una forma regular. En 1885 las fresas Gates Glidden fueron introducidas y en 1915 se introdujo la lima K(7).

A pesar de que la estandarización de los instrumentos se había propuesto en 1929 por Trebitsch y nuevamente por Ingle en 1958, las especificaciones ISO para los instrumentos endodónticos no fueron publicadas hasta 1974.

La primera descripción de uso de dispositivos rotatorios parece haber sido por Oltramare. Reportó el uso de agujas finas con una sección

transversal rectangular, que podría montarse en una pieza de mano dental. Estas agujas se introducían pasivamente en el conducto radicular hasta el foramen apical y luego comenzaba la rotación. Generalmente se removía el muñón pulpar del conducto radicular inmediatamente y él abogó por el uso de solo agujas finas en conductos radiculares curvos para evitar fracturas de instrumentos.

En 1889 William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica para una preparación del conducto radicular automatizada. Él usó agujas diseñadas especialmente, que fueron montadas en una pieza de mano con una rotación de 360°. Para evitar la fractura del instrumento, la velocidad de rotación se limitó a 100 r.p.m. (Figura 1). En los años siguientes se desarrolló una variedad de sistemas rotatorios utilizando principios similares(7).

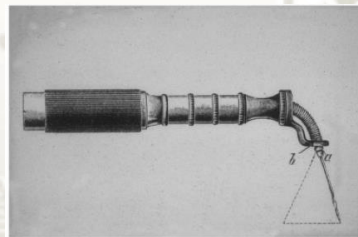


Fig. 1. Endodontic Beutelrock-bur in a handpiece with a flexible angle from 1912. Reprinted from (13) by permission by Quintessence Verlag, Berlin.

Fuente: Hülsmann M, Peters OA, Dummer P. (2005)

Hasta la década de 1960 los instrumentos endodónticos eran hechos de acero al carbono, la mayor desventaja era su considerable baja resistencia a la corrosión, los procedimientos de esterilización causaban cambio físico perjudiciales y corrosión severa (5). Según Oliet & Sorin, muchos instrumentos de acero al carbono parecían cortar de cierta forma y con relativa eficacia y por las razones expuestas tenían mayores posibilidades de sufrir fracturas(8).

El acero inoxidable es considerablemente más resistente a los riesgos de la esterilización. Varios estudios no pudieron demostrar ningún efecto de la esterilización sobre las propiedades de torsión y flexión de estos instrumentos. Inclusive hasta 10 siglos seguidos de

esterilización no ejerció ningún efecto negativo sobre la eficiencia de corte de estos instrumentos(5).

Las limas de acero inoxidable manuales proveen excelente control de manipulación y corte, así como superficies de corte duraderas. Sin embargo, debido a su inherente limitada flexibilidad, la preparación de conductos curvos es un problema para estas limas, ya que su uso mecánico con diseños y grados convencionales del acero inoxidable hay la probable amenaza de fractura del instrumento o transportación del conducto(9).

3.1.2.2. Níquel-titanio en odontología

Buehler y Wiley desarrollaron una serie de aleaciones de níquel-titanio(10) para el programa espacial de Estados Unidos en el laboratorio de artillería naval, en 1963, y se le dio el nombre genérico de "Nitinol".

En odontología, esta aleación fue usada por primera vez en 1971 por Andreasen y Hilleman, para fabricar alambres de ortodoncia, debido a su bajo módulo de elasticidad, efecto de memoria de forma y superflexibilidad(11).

En endodoncia específicamente, Civjan y colaboradores en 1975 por sus estudios preliminares sugirieron una amplia gama de aplicaciones dentales y médicas para las aleaciones de níquel-titanio, 55- y 60-Nitinol(12). Fueron los primeros en conceptualizar los instrumentos endodónticos de esta aleación.

Más tarde, en 1988 Walia, Brantley y Gerstein introdujeron los primeros instrumentos endodónticos manuales de Ni-Ti, fabricados a partir de alambres de ortodoncia. A partir de entonces, los avances tecnológicos en la producción de instrumentos de Ni-Ti permitió que estos sean fabricados por procesos mecanizados con cambios significativos en la configuración de la parte activa, variaciones del ángulo helicoidal y ángulo de corte, además de diferentes aumentos

de conicidad en el mismo instrumento, no siguiendo más los estándares de Ingle de 1958 para instrumentos manuales(11).

En 1994, NT Co. introdujo la primera serie de limas rotatorias de níquel-titanio con múltiples conicidades no convencionales: La serie McXIM, esta tenía 6 conicidades graduales que iban desde 0.02 hasta 0.05 para reducir el estrés limitando el engranaje de la lima durante el ensanchamiento(9). Las limas McXim tenían 6 conicidades que iban de 0.02, 0.03, 0.04, 0.45, 0.05 a 0.055; todas eran de diámetro 25(13).

3.1.2.3. Instrumentos de Níquel-Titanio

Hoy en día, los instrumentos de níquel-titanio se fabrican principalmente a partir de una aleación de 55-NiTi (nitinol equiatómico), por lo que consisten en aprox. 55% de níquel y 45% de titanio en peso. Esta aleación es extremadamente flexible y se demostró que los instrumentos Ni-Ti tienen aproximadamente tres veces mayor flexibilidad en comparación con los instrumentos de acero inoxidable correspondientes(5).

Las propiedades inusuales de la aleación de Ni-Ti resultan de una transformación de la fase cristalina molecular en estructuras cristalinas específicas de las fases austenítica y martensítica de la aleación. Las tensiones externas transforman la forma cristalina austenítica del Ni-Ti en una estructura cristalina martensítica que puede resistir mayor tensión sin aumentar su deformación. Como resultado la lima de Ni-Ti tiene elasticidad transformacional, también conocida como pseudoelasticidad, o la capacidad de retornar a su forma original luego de ser deformada. (Fig. 6-19, B)

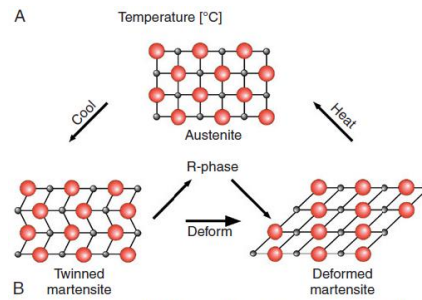


FIG. 6-19 Pseudoelastic behavior of Nickel titanium is based on the two main crystal configurations, martensite and austenite, which depend on temperature (A) and applied strain (B). Formation of the respective configuration initiates at the start temperatures, M_s and A_s .

Fuente: Cohen S. (2015)

Esta propiedad explica porque los instrumentos Ni-Ti son fabricados por tallado y no por torsión; ya que la torsión implica deformación plástica(14).

El calentamiento del metal por encima de 100°C puede llevarlo a una fase de transición, y la propiedad de memoria de forma fuerza al instrumento a regresar a una forma preexistente. Cuando la lima es llevada a un canal curvo, los átomos se reacomodan en una matriz hexagonal muy compacta, y la aleación se transforma en la estructura cristalina martensítica más flexible. Esta transición molecular permite que estas limas se doblen fácilmente en curvas severas sin deformación permanente. Luego de liberar las tensiones, el metal regresa a la fase austenita y la lima recupera su forma original(2).

Las aleaciones superelásticas experimentan una transformación martensítica inducida por el estrés de una estructura principal o madre que es austenita(5). (Figura 20-38)

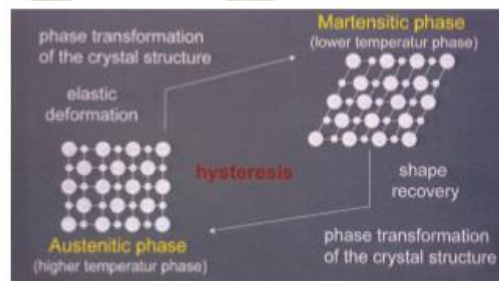


FIGURE 20-38 Stress-induced phase transformation of nickel-titanium from austenite to martensite.

Fuente: Ingle J. (2019)

La aplicación de calor puede resultar en una transformación de fase austenita a martensita y viceversa. Además, las condiciones térmicas durante la producción del alambre pueden utilizarse para modificar sus propiedades, de las cuales la flexibilidad es la más importante. Para los instrumentos endodónticos austeníticos(14), se espera una respuesta de recuperación elástica de hasta 7%. Sin embargo, mientras más martensítico sea un instrumento tendrá un rango elástico menor y serán más propensos a una deformación plástica durante su uso(14).

Debido a la superelasticidad del Ni-Ti, es imposible torcer un alambre de Ni-Ti en sentido antihorario para producir un espiral, ya que estas aleaciones generalmente no sufren deformación permanente. Lo más probable es que el alambre de Ni-Ti se fracture cuando se tuerza mucho para producir un espiral. Por lo tanto, todos los instrumentos de Ni-Ti austenita convencional son instrumentos tallados(mecanizados).

Sin embargo, el tallado de aleaciones a base de titanio es difícil ya que se produce un desgaste considerable del cabezal del fresador en poco tiempo. Esto conduce a defectos estructurales en la superficie, especialmente en los bordes cortantes de los instrumentos Ni-Ti. (Figura 20-41)

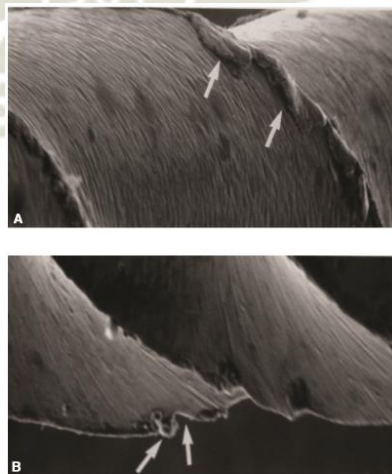


FIGURE 20-41 Scanning electron microscopic image of nickel-titanium hand instruments showing structural defects at their cutting edges (arrows).

Fuente: Ingle J. (2019)

Estos defectos estructurales, junto con la aparente evidencia(5) de que los ciclos repetidos de esterilización tienen un efecto perjudicial sobre la eficiencia de corte, podrían disminuir o restar ventajas de los instrumentos de Ni-Ti.

En general, se puede afirmar que existe evidencia de que los instrumentos Ni-Ti, en comparación con los instrumentos de acero inoxidable, permiten una preparación más rápida, más eficiente y céntrica de canales curvos. Los instrumentos NiTi parecen preparar canales curvos más céntrico y circular que los instrumentos flexibles de acero inoxidable(5).

3.1.2.4. Tratamiento térmico

A pesar de las ventajas de la superelasticidad del Ni-Ti, La fractura de los instrumentos es una preocupación clínica. Las estrategias para aumentar la eficiencia y seguridad de las limas Ni-Ti incluyen mejoras en el proceso de producción. Las propiedades mecánicas y el comportamiento del Ni-Ti varían de acuerdo a su composición química y tratamiento durante la fabricación(11). (Fig. 2)

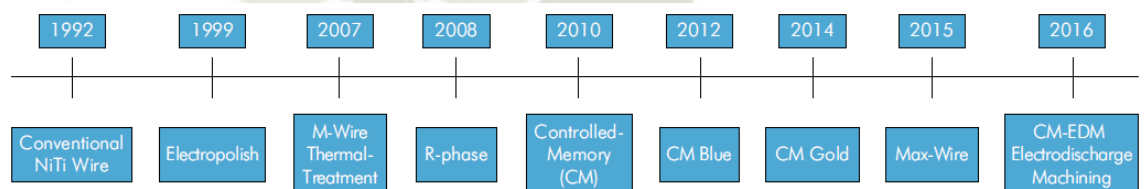


Figure 2. Evolution of NiTi Alloy Treatments

Fuente: Gavini G, dos Santos et al. (2018)

Las aleaciones de Ni-Ti se configuran en diferentes estructuras dependientes de la temperatura. A temperaturas altas el Ni-Ti está en un estado austenítico y a temperaturas bajas se encuentra en una estructura cristalina martensítica; el estado martensítico permite que el material sea deformado en angulaciones y condiciones de trabajo mayores que el Ni-Ti austenítico en las mismas condiciones.

La transformación entre las fases es iniciada por calor y tensión. Los fabricantes han utilizado procedimientos complejos para modificar las temperaturas de transformación de la aleación y consecuentemente mejorar su rendimiento mecánico(15).

Table 2 Overview of NiTi alloy used for the manufacture of endodontic instruments

Alloy	Phase composition/properties	NiTi system
Conventional NiTi alloy	Austenitic: <ul style="list-style-type: none"> • superelastic 	Mtwo OneShape ProFile ProTaper Universal
Electropolishing		RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper
R-phase	Austenitic: <ul style="list-style-type: none"> • superelastic • twisted 	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF (not twisted)
M-Wire	Austenitic with small amounts of R-phase and martensite: <ul style="list-style-type: none"> • superelastic • two stage stress-induced transformation through an R-phase 	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM Wire	Martensitic with varying amounts of austenite and R-phase: <ul style="list-style-type: none"> • controlled memory effect • deformable, pseudoplastic • shape memory effect 	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files V-Taper 2H Hyflex EDM
Gold heat-treated	<ul style="list-style-type: none"> • superior flexibility • enhanced cyclic fatigue resistance • greater angle of rotation at fracture • lower maximum torque 	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
Blue heat-treated		
MaxWire	Martensitic (20 °C), austenitic (35 °C): <ul style="list-style-type: none"> • shape memory effect • superelastic 	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

(16).

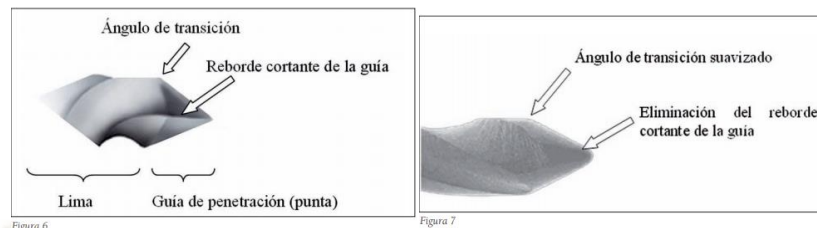
3.1.2.5. Componentes de las limas

3.1.2.5.1. *Punta del instrumento*

La punta tiene dos funciones principales: guiar y penetrar profundamente la lima a través del canal. Una punta cortante activa y la rigidez de la lima determina si la lima es propensa a transportar el canal; pero mientras la lima sea flexible y con punta no cortante o inactiva, la transportación es muy poco probable(17).

La parte activa de la punta, corresponde al llamado “ángulo de transición”, que es la unión de la punta propiamente dicha con la primera espira cortante. Este ángulo, si es agudo, al apoyarse

sobre las paredes de los conductos, ejerce una acción de corte, siendo esta la causa principal del transporte de la pared externa durante la instrumentación. (figura 6 y7)



Fuente: Vidal Tudela C. (2007)

La mayoría de los sistemas rotatorios tienen puntas inactivas, la punta del instrumento tiene el ángulo de transición suavizado, lo que permite seguir la forma original del conducto debido a que sólo puede trabajar de forma lateral.

Sin embargo, la punta inactiva parece dificultar la progresión hacia apical de los instrumentos dentro del conducto, determinando un enlentecimiento de la técnica y una tendencia a producir bloqueos apicales. Para evitar este inconveniente se deben ejercer maniobras de permeabilización intraconducto cuando se utiliza este tipo de instrumento con movimiento de rotación, por ejemplo, en técnica de fuerza balanceada(18).

3.1.2.5.2. Conicidad (taper)

La conicidad es usualmente expresada como la cantidad de diámetro de la lima que aumenta cada milímetro a lo largo de su parte activa, desde la punta hasta el mango(9).

Mientras mayor sea la conicidad, más grande es el diámetro del núcleo y se reduce la flexibilidad(5).

Actualmente las limas se diseñan con conicidad variable, con la intención que cada lima sucesiva se enganche mínimamente en la pared del canal. Por lo tanto, se reduce la resistencia friccional y se necesita menor torque para manejar la lima(2).

3.1.2.5.3. *Estrías*

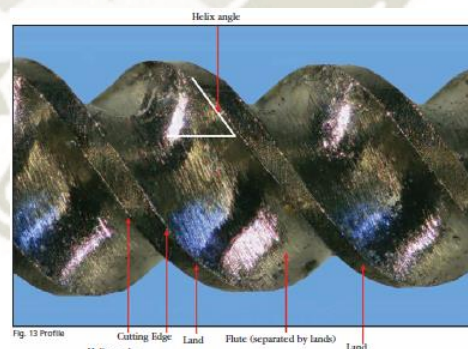
Las estrías son los surcos en la superficie de trabajo que recogen los tejidos blandos y las esquirlas de dentina que se van eliminando de las paredes del conducto. Su eficacia depende de la profundidad, anchura, configuración y acabado de la superficie(14).

3.1.2.5.4. *Borde (Cortante) Guía*

La superficie con mayor diámetro que sigue la ranura (definido como la intersección de la estría y el apoyo o superficie radial o “land”), al rotar forma el borde (cortante) guía u hoja de la lima. Esta forma y arranca esquirlas y restos de la pared del canal radicular y también corta o engancha tejido blando. Su efectividad depende del ángulo de incidencia y afilado.

3.1.2.5.5. *Apoyo o superficie radial o “land”*

Es la superficie que se proyecta axialmente desde el eje central hasta el borde cortante, entre las estrías. Se le conoce también como el ancho marginal. (Fig. 13)



Fuente: McSpadden J. (2007)

Reduce la tendencia de enroscarse o atornillarse de la lima, reduce la transportación del canal y disminuye la propagación de micro-cracks en su circunferencia, da soporte a los bordes cortantes y limita la profundidad de corte. Su posición en relación con el borde cortante opuesto y ancho determinan su efectividad. En algunos casos para aliviar la resistencia friccional o abrasión resultante del

apoyo radial, se reduce parte del área superficial del apoyo radial que gira contra el conducto para formar un alivio (Fig. 14).

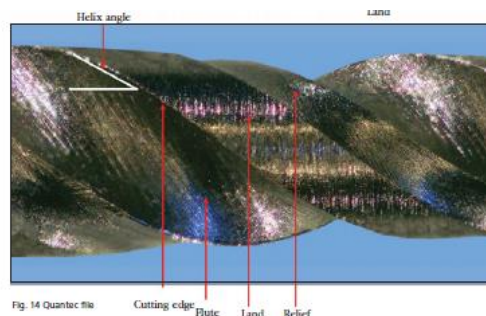


Fig. 14 Quantec file

Fuente: McSpadden J. (2007)

3.1.2.5.6. *Angulo helicoidal*

Es el ángulo formado por el borde cortante con el eje longitudinal de la lima, barrena el debris del conducto recolectado en las estrías(9).

Las limas con ángulo helicoidal constante permiten que el debris se acumule en la parte coronal de la lima. Adicionalmente, las limas que mantienen el mismo ángulo helicoidal por toda la parte activa será más susceptible a atornillarse o enroscarse. Si varía el ángulo de las estrías, el debris será removido de una forma más eficaz y será menos probable que la lima se enrosque en el canal(2). (fig.3.7)

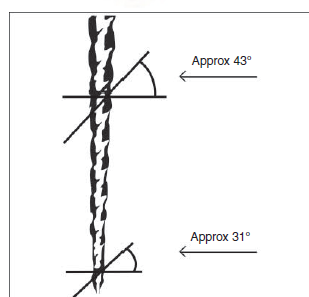


Figure 3.7 Variable helical angle.

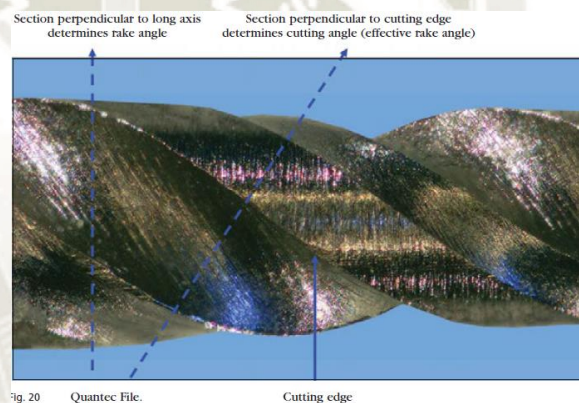
Fuente: Jain P. (2016)

3.1.2.5.7. Configuración de los bordes cortantes

3.1.2.5.7.1. Angulo de inclinación o de ataque (rake angle):

Al seccionar una lima perpendicularmente a su eje longitudinal, el ángulo de ataque (rake angle) es el ángulo formado por el borde cortante y el radio de la lima.

Si el ángulo formado por el borde guía y la superficie a cortar (su tangente) es obtuso, el ángulo de ataque es positivo o cortante. Si este ángulo es agudo, es negativo o rasgador. Sin embargo, es posible que el ángulo de ataque y el ángulo de corte no sean iguales(9).



Fuente: McSpadden J. (2007)

3.1.2.5.7.2. El ángulo de corte o ángulo de ataque eficaz:

Es un mejor indicador de la capacidad de corte de la lima y se obtiene midiendo el ángulo formado por el borde cortante y el radio, cuando la lima se secciona perpendicularmente al borde cortante(9).

También se puede determinar midiendo el ángulo formado por el borde cortante y una tangente a la pared radicular en el punto de contacto(14).

Pequeñas modificaciones de la forma de corte transversal pueden tener grandes consecuencias sobre el comportamiento del instrumento.

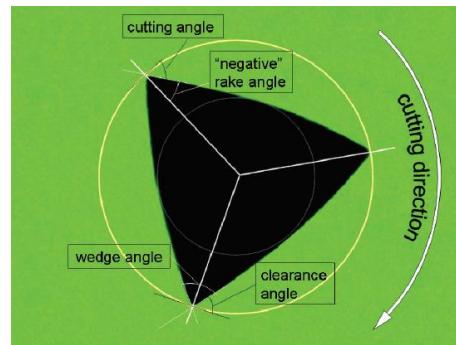


FIGURE 20-31 Cross sectional parameters illustrating the configuration of cutting edges.

Fuente: Ingle J. (2019)

3.1.2.5.7.3. El ángulo de cuña:

Determina la fuerza de las cuchillas de corte del instrumento, mientras más grande es este ángulo más fuerte será la cuchilla.

3.1.2.5.7.4. El ángulo libre o de despeje:

Tiene impacto en la cantidad de fuerza friccional que surge durante el proceso de corte, mientras más pequeño es este ángulo menor es la eficiencia de corte(5).

Este ángulo corresponde al ángulo de corte en borde posterior del instrumento, en caso de instrumentos reciprocantes este se convierte en el ángulo de corte. La suma de ángulo de corte y de ataque es igual a 90° (14).

3.1.2.5.8. Núcleo:

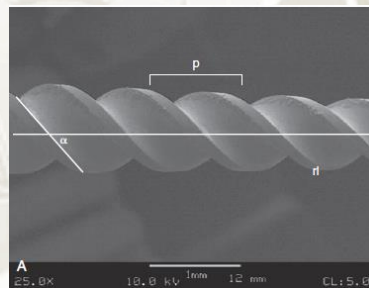
El núcleo es la parte cilíndrica central de una lima, su circunferencia está dada y delimitada por la profundidad de las estrías. Determina parcialmente la flexibilidad y resistencia a la torsión de la lima. La conicidad del núcleo y la conicidad total externa pueden ser diferentes y el diámetro relativo del núcleo, comparado con el diámetro total de la lima, puede variar a lo largo de la parte activa

del instrumento para cambiar la flexibilidad y resistencia a la torsión.

La conicidad del núcleo puede ser menor que la de la lima para así proporcionalmente aumentar la flexibilidad de la lima hacia el mango. Una lima con conicidad de .04 puede tener un núcleo con conicidad de .02, así la lima tiene proporcionalmente menos masa transversal y mayor flexibilidad hacia el mango que si ambas conicidades fueran iguales(9).

3.1.2.5.9. Paso de rosca o Pitch:

El pitch (o distancia entre espiras) de la lima es la distancia entre un punto del borde cortante y el punto correspondiente del borde cortante adyacente, también podría ser la distancia entre dos puntos entre los cuales no se repite el patrón. (Fig.6.13)



Fuente: Cohen S. (2015)

Cuanto más pequeño sea el pitch o más corta la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal(14).

Mientras más pequeño el pitch mayor será el área de contacto entre el instrumento y las paredes del canal, aumentando también el estrés torsional del instrumento(5). (fig. 20-29)

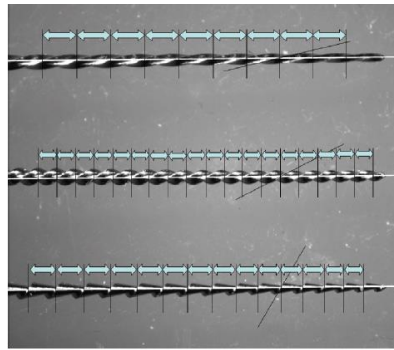


FIGURE 20-29 Helical angle of reamer, K-file and Hedstrom file with their pitch distance.

Fuente: Ingle J. (2019)

Aunque las limas K tienen un pitch constante típicamente en el rango de 1 mm; muchos sistemas Ni-Ti tienen un pitch variable. Cuando se usa un pitch variable, generalmente hay espirales más apretadas cerca a la punta y mayor espacio entre las estrías hacia la parte coronal de la lima(14).

3.1.2.5.10. Chip space

Es la diferencia entre el área de la luz del canal y el área de la sección transversal de un instrumento en particular. Este espacio es directamente relacionado a eficiencia de corte y efectividad de limpieza de cualquier instrumento. En pocas palabras, mientras más grande es el chip space más eficiente es la lima en transportar la dentina y debris fuera del canal. También mientras más grande es el chip space, menor es la sección transversal del instrumento y por lo tanto el instrumento tiene mayor flexibilidad(5).

3.1.3. *Desarrollo de sistemas rotatorios de NiTi*

Desde su introducción, la metalurgia, el diseño, la forma y la filosofía de uso de los sistemas NiTi han cambiado con frecuencia y en un grado considerable. Haapasalo y Chen definieron cinco generaciones distintas de instrumentos NiTi relacionados con la evolución en el diseño:

- 1° Generación: estos instrumentos incluyen sistemas rotatorios de NiTi con conicidad constante y bordes cortantes (superficie radial) y un ángulo de corte neutral o negativo. Los sistemas representativos de esta generación son ProFile, LightSpeed, Quantec, Greater Taper, BioRace y EndoSequence(5).
- 2° Generación: estos instrumentos se caracterizan por tener cuchillas de corte activo sin superficies radiales. Los sistemas representativos son ProTaper, ProTaper U, K3, Mtwo, BioRaCe, FlexMaster y S5.
- 3° Generación: estos instrumentos incluyen sistemas como Twisted Files, Typhoon, HyFlex y Vortex Blue. La aleación clásica de NiTi fue reemplazada por aleaciones mejoradas y pretratadas térmicamente, como el M-wire o CM-wire, lo que aumentó la flexibilidad y la durabilidad de las limas.
- 4° Generación: el modo de acción de estos sistemas NiTi se modificó de una rotación de 360° a movimientos recíprocos con Reciproc y WaveOne como los sistemas más conocidos de esta generación.
- 5° Generación: este grupo más reciente de instrumentos rotativos NiTi muestra un diseño transversal irregular. Incluye LightSpeed LX, OneShape, SAF, Revo-S y ProTaper Next.

Los sistemas NiTi no siempre pueden asignarse claramente a una generación específica. Se esperan desarrollos adicionales en geometría y metalurgia, modo de rotación y filosofía de uso en el futuro cercano(5).

3.1.4. Fractura o separación de los instrumentos

Clasificación de fracturas metálicas En general, la fractura de los metales se puede clasificar frágil o dúctil:

- Fractura frágil; asociada con poca o ninguna deformación plástica, generalmente se dan en metales con poca ductilidad.

- Fractura dúctil; se refiere a la capacidad de un material de sufrir deformación plástica antes de la separación del instrumento.

Generalmente en la superficie del metal hay iniciaciones de cracks (grietas) y si en la base de esas grietas hay concentración de tensiones, se da lugar a la propagación de la grieta. La grieta se comporta, así como un generador de tensión, porque la carga aplicada, en lugar de extenderse sobre una superficie lisa, se concentra en un punto o área. La tensión aplicada será mucho mayor y puede exceder la resistencia a la tracción en ese punto o superficie(19).

3.1.4.1. Mecanismo de fractura de instrumentos rotatorios

3.1.4.1.1. Fractura por fatiga cíclica o flexural

Ocurre cuando un instrumento es utilizado por mucho tiempo. Desafortunadamente la mayoría de los fabricantes se enfocan en el número de canales tratados en lugar de la duración. Un solo canal tortuoso puede, a menudo, requerir una mayor duración superior a la de varios conductos no complicados(5).

Toda la superficie del instrumento a nivel de la fractura es rugosa o irregular, típico de este tipo de fractura. También hay evidencia de coalescencia de microcavidades, (fig. 3). No presenta signos macroscópicos de deformación plástica(19).

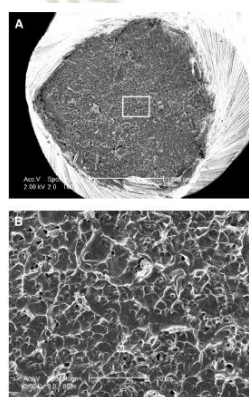


Figure 3. (A) Fracture surface of rotary NiTi instrument demonstrating the characteristic dimpling resulting from flexural (cyclic) fatigue. The dimpling involves the whole fracture surface. Boxed region magnified in (B). (B) Higher magnification of the dimpling. There is also evidence of the presence of microvoids (black dots).

Fuente: Parashos P, Messer HH. (2006)

La lima sufre compresión en la parte interna de la curvatura del canal y en la parte externa sufre tensión. Durante la rotación continua en una curvatura, cada superficie de la lima sufre compresión y tensión hasta que las fallas en la lima comienzan a extenderse y la lima se fatiga. Generalmente mientras mayor es la distancia entre(9) la tensión y compresión, mayor es la carga total sobre el instrumento. Mientras menor es el diámetro de la lima, mayor será el tiempo que puede rotar en la curvatura sin falla por fatiga(9).

3.1.4.1.2. Fractura torsional

Ocurre cuando la punta del instrumento se traba o atasca firmemente dentro del conducto y el motor continúa rotando, entonces el torque excede el límite elástico y el instrumento se separa. También puede ocurrir cuando las estrías del instrumento se cargan de debris, aumentando el torque por encima de un límite crítico(5).

La superficie es lisa en mayor parte, pero presenta una parte rugosa central. Hay presencia de coalescencia de microcavidades (mayormente en la parte central), (fig. 4). Macroscópicamente presenta deformación variable: desenrollado, enderezamiento y torsión inversa del instrumento(19).

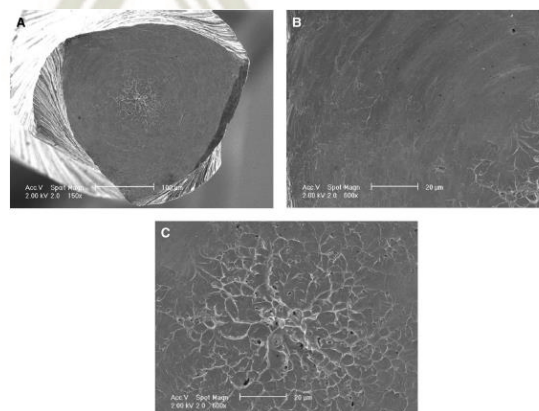


Figure 4. (A) Fracture surface of rotary NiTi instrument demonstrating the characteristic smooth surface [magnified in (B)] and central dimpling [magnified in (C)] resulting from torsional failure. (B) Higher magnification of the smooth surface demonstrating the presence of microvoids. (C) Higher magnification of the central dimpling, again also demonstrating the presence of microvoids.

Fuente: Parashos P, Messer HH. (2006)

3.1.4.1.2.1. Causas de torsión:

- Fuerza de corte; específicamente, que tan efectivamente se forma y desvía los restos de dentina desde la pared del canal.
- Fuerza de atornillamiento debido a las cuchillas en espiral que se atracan en la pared del conducto, sin desviar o sacar los restos de dentina que forma.
- Fuerza de abrasión contra la pared del conducto, por parte la superficie no cortante del instrumento.
- Fuerza de distorsión resultante de la rotación en curvaturas.
- La fuerza ejerce sobre las paredes del conducto, mientras este se va acumulando en las estrías.

Una lima con diámetro mayor puede resistir más torsión que una de menor diámetro(9).

La fractura o separación del instrumento es un riesgo inherente de la preparación del conducto radicular. Se le debe informar al paciente del riesgo y sus consecuencias antes de empezar el tratamiento para evitar (o al menos reducir) consecuencias médico-legales(5).

3.1.4.2. Factores asociados a la fractura o separación del instrumento:

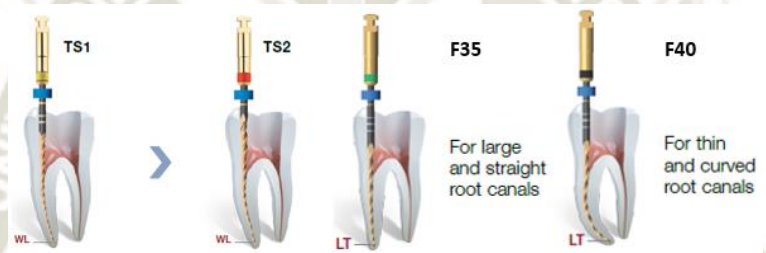
- Frecuencia de uso del instrumento.
- Numero de rotaciones.
- Desgaste compensatorio y pre-ensanchamiento.
- Ángulo y radio de la curvatura.
- Torque
- Esterilización
- RPM
- Experiencia del operador

Se ha reportado que los instrumentos de mayor diámetro muestran un deterioro de calidad más rápido que los instrumentos de menor diámetro(5).

3.1.5. 2Shape – MicroMega

2Shape; Micro-Mega, Besancon. Es un Sistema de limas Ni-Ti de nueva generación que trabaja en movimiento de rotación continua(20).

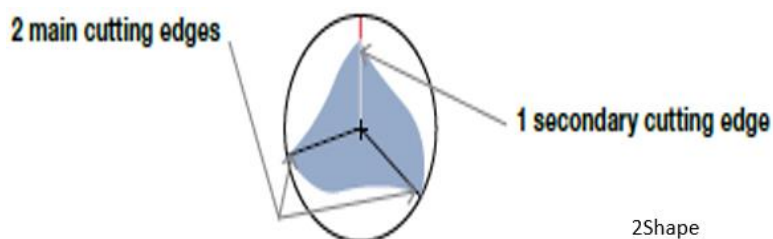
El Sistema está hecho de aleación T-wire con tratamiento térmico y está compuesto por las limas TS1 (25/.04), TS2 (25/.06), F35 (35/.06), F40 (40/.04)(21).



Fuente: MicroMega

3.1.5.1. Diseño

2Shape posee una sección transversal de última generación con una triple-hélice con 2 bordes cortantes principales (para una mejor eficiencia de corte) y 1 borde cortante secundario (para mejorar la remoción del debris)(22).



2Shape

Fuente: MicroMega

La sección transversal asimétrica:

1. Reduce el riesgo de fractura del instrumento.
2. Aumenta la eficacia del movimiento de cepillado circunferencial para una limpieza selectiva eficiente(23).

3.1.5.2. Aleación

2Shape es fabricado con un tratamiento térmico patentado por el fabricante, con el cual el fabricante afirma mejorar la flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos(24). Con esta tecnología T-Wire, el fabricante afirma incrementar la resistencia a la fatiga cíclica hasta en un 40% en comparación a su predecesora One Shape (MicroMega)(22).

La microestructura tradicional del Ni-Ti cambia ligeramente cuando este se expone al tratamiento térmico del T-Wire luego del proceso de fresado del instrumento, dando al instrumento mejores propiedades en comparación con otros instrumentos fabricados con la aleación Ni-Ti tradicional(25).

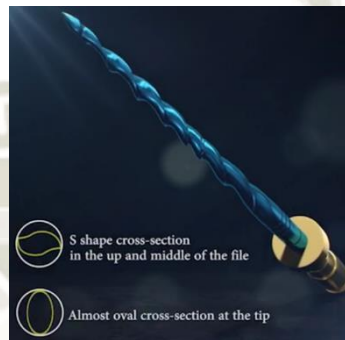
Se cree que el tratamiento térmico de T-Wire usado en la producción de 2Shape podría haber contribuido al aumento de elasticidad de la lima. Tiene alta temperatura de terminación austenita, es por ello que puede tener una estructura más suave a altas temperaturas (35°C)(22).

3.1.6. S One – Fanta Dental Materials

AF S One; Fanta Dental Co., Ltd., Shanghai, China. Es una lima rotatoria nueva, introducida recientemente en el mercado. Encontramos limas 20-25-35/.04 y 20-25-35/.06(26).

3.1.6.1. Diseño

Este instrumento tiene una sección transversal variable en S similar al de M-Two(27); en la parte coronal y media de la lima tiene una sección transversal en S y hacia la punta es casi oval. De esta forma aumenta el espacio para eliminar el debris hacia cervical. Además, posee mínimo contacto radial lo cual, según el fabricante, asegura mejor resistencia y corte.



Fuente: Fanta Dental Materials

3.1.6.2. Aleación

El instrumento presenta un nuevo tratamiento térmico llamado Af-h, el cual, según los estudios internos del fabricante, asegura una lima más flexible y con mayor resistencia tanto flexural y torsional(27). Según el fabricante este tratamiento le da una flexibilidad superior (lo cual incrementa la capacidad de la lima para negociar curvaturas), dureza y resistencia a la fractura. La base de su aleación es hecha con CM wire asociado a un tratamiento de superficie de óxido de titanio(28).

3.1.7. Dispositivos para ver la fractura o resistencia

La especificación N°28 de la “American National Standards Institute/American Dental Association” (ANSI/ADA), prescribe pruebas para medir la resistencia bajo torsión y flexibilidad de limas manuales de acero inoxidable. Las mismas pruebas son adoptadas por el ISO 3630/1, el cual está diseñado para instrumentos con una conicidad ISO de .02. A la fecha, no existe especificación o un estándar internacional para evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios(29).

La especificación ADA N°28 estipula los requerimientos del diseño, procedimientos de prueba y propiedades físicas para los instrumentos endodónticos.

Los instrumentos son fijados en la punta y son retorcidos hasta que fallen para determinar su resistencia a la fractura bajo carga torsional. La deflexión o desviación angular se utiliza para determinar rigidez cuando los instrumentos están doblados en ángulos predeterminados de 30, 45 y 90 grados.

Las pruebas descritas en la especificación ADA N°28 son apropiadas para establecer los requerimientos mínimos de resistencia de los instrumentos manuales Ni-Ti colocados bajo una carga estática, pero esta especificación no es apropiada para evaluar las características dinámicas de los instrumentos rotatorios debido a que estos instrumentos requieren ser activados a una predeterminada RPM antes de ser insertados en el canal. Por lo tanto, para evaluar instrumentos rotatorios(30), la punta no debe estar estática, sino que debe girar libremente. Debido a que esta especificación no considera la geometría del canal, tampoco considera fatiga y fractura de instrumentos rotatorios flexionados mientras preparan canales curvos. La fatiga cíclica se da por una carga repetitiva de tensión-compresión. Cada rotación dentro del canal curvo causa que el instrumento se someta a un ciclo completo de carga de tensión-compresión(30).

3.1.7.1. Prueba Dinámica o Estática

- El movimiento dinámico de la lima simula mejor la tensión que es generada sobre la lima en una situación clínica, ya que el punto máximo de flexión varía a lo largo de lima durante todo el procedimiento de prueba. Sin embargo, las pruebas dinámicas tienen varias desventajas. Dependiendo del tubo utilizado para flexionar el instrumento en la prueba dinámica, la fatiga torsional puede también tensar la metalurgia del instrumento en adición a la fatiga cíclica.

De hecho, las fracturas por fatiga torsional y cíclica no se distinguen claramente en pruebas dinámicas.

Además, una estandarización del movimiento axial de la lima sin ningún movimiento lateral que induzca cargas torsionales es complicada y un movimiento lateral de una lima rotatoria puede llevar a un segundo punto de flexión en el inicio del tubo distorsionando el resultado.

- Las pruebas estáticas pueden dar mejor información sobre la influencia o impacto de varias características de diseño de las limas o pre-tratamiento (calor o tratamiento de superficie) de las aleaciones al ser sometidas fatiga cíclica, lo cual es de mayor interés para el desarrollo y optimización de nuevos instrumentos(31).

En pruebas estáticas de fatiga cíclica, se inserta el instrumento rotando dentro del canal radicular simulado, a cierta profundidad y sin ningún movimiento hasta que ocurra la fractura. El modelo estático genera la mayor tensión flexural en el centro de la curva(31).

El uso de canales artificiales estandarizados para las pruebas, sean dinámicas o estáticas, reduciría la influencia de variables clínicas como longitud, grados de angulación y locación de la curva, así como el diámetro del canal radicular.

Obviamente, hay gran variabilidad con respecto:

- Longitud del tubo
- Material del tubo
- Diámetro y conicidad del tubo
- Longitud de la curvatura
- Radio de la curvatura
- Ángulo de la curvatura
- Temperatura
- Ángulo de inserción del instrumento
- Posición de la curvatura

- Velocidad de rotación
- Líquido usado para lubricar
- Pre-carga de los instrumentos(31)

3.1.8. Determinación de Curvatura (Pruett)

La forma de cualquier curvatura de un canal radicular fue descrita con mayor precisión por Pruett et al, usando 2 parámetros: ángulo de curvatura y radio de curvatura. Para determinar estos parámetros, se dibuja una línea recta a través del eje longitudinal de la porción coronal recta del canal. Una segunda línea se dibuja a través del eje longitudinal de la porción apical recta del canal. Hay un punto en cada una de estas líneas en el cual el canal se desvía para comenzar o terminar la curvatura del canal. La porción curva del canal es representada por un círculo con tangentes en estos dos puntos. El ángulo de la curvatura es el número de grados en el arco del círculo entre estos dos puntos, el ángulo también puede ser definido por el ángulo formado por líneas perpendiculares dibujadas desde los puntos de desviación que se cruzan en el centro del círculo.

La longitud de estas líneas es el radio del círculo y define el radio de la curvatura del canal en milímetros. Este parámetro representa cuan abrupto es el ángulo de la curvatura a medida que el canal se desvía de la línea recta. Mientras más pequeña es el radio de la curvatura, más abrupta es la desviación del canal. Estos dos parámetros son independientes de cada uno(29).

3.2. REVISIÓN DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.

3.2.1. ANTECEDENTES INTERNACIONALES.

3.2.1.1. **Título:** “Resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio de acuerdo con el ángulo de acceso de la lima y radio del canal radicular”

Autor: Eugenio Pedullà, Giusy Rita Maria La Rosa, Chiara Virgillito, Ernesto Rapisarda, Hyeon-Cheol Kim and Luigi Generali

Resumen: El objetivo de este estudio fue comparar la influencia de diferentes ángulos de acceso y radios de curvatura en la resistencia a la fatiga cíclica de limas rotatorias de níquel-titanio.

Métodos: Se utilizaron dos sistemas de limas (2Shape [TS; MicroMega, Besançon, Francia] y HyFlex CM [HCM; Se utilizaron Coltene / Whaledent, Allstatten, Suiza]). Un total de 192 instrumentos de TS #25/.04 (TS1), TS #25/.06 (TS2), HCM #25/.04 y HCM #25/.06 se evaluaron en 3 ángulos de inserción (0, 10 y 20) y 2 radios (5 mm y 3 mm) en canales artificiales de acero inoxidable de 16 mm con una curvatura de 60°. La resistencia a la fatiga cíclica se determinó por el número de ciclos a falla (NCF) usando un dispositivo de prueba personalizado. Los datos fueron analizados estadísticamente con el nivel de significancia establecido en 95%.

Resultados: En el canal de radio de 3 mm, los instrumentos mostraron menor resistencia a la fatiga cíclica que en el canal de 5 mm de radio ($P < .05$). HCM #25/.06 y todos los instrumentos con conicidad .04 tuvieron una reducción significativa de NCF a 20° y 10° en el canal de radio de 3 mm ($P < .05$), mientras que TS2 no mostró diferencias significativas. En la curvatura de 5 mm radio, aunque los instrumentos de conicidad .06 no tuvieron una reducción significativa de NCF para cada ángulo probado, las limas con conicidad .04 exhibieron una reducción significativa de NCF cuando se probaron a 20° ($P < .05$). Comparando los instrumentos del mismo diámetro, HCM tuvo un NCF más alto que TS ($P < .05$). Los instrumentos con conicidad de .04

exhibieron un NCF más alto que los de .06 con el mismo tratamiento térmico ($P < .05$).

Conclusiones: Una inserción inclinada en los canales disminuyó la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos tratados térmicamente con conicidad de .04 en todos los radios de curvatura probados. El efecto sinérgico de una curvatura de pequeño radio y la angulación de acceso de instrumentos tratados térmicamente disminuye su resistencia a la fatiga(32).

3.2.1.2. **Título:** “Resistencia a la fatiga ciclica de Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue y 2shape NiTi en diferentes canales artificiales”

Autor: Taha Özyürek, Mustafa Gündoğar, Gülşah Uslu, Koray Yılmaz, Simone Staffoli, Grande NM, Gianluca Plotino, Antonella Polimeni

Resumen: El objetivo del presente estudio fue comparar las resistencias a la fatiga cíclica de los sistemas Ni-Ti HyFlex EDM (HEDM), WaveOne Gold (WOG), Reciproc Blue (RB) y 2Shape (TS) que tienen diferentes propiedades metalúrgicas. Los instrumentos HEDM, WOG, RB y TS se rotaron en canales artificiales que estaban hechos de acero inoxidable con un diámetro interno de 1.5 mm, ángulos de curvatura de 45° y 90° y un radio de curvatura de 5 mm hasta que se produjo la fractura, el tiempo de fractura (TTF) se registró en segundos. También, se calculó el número de ciclos hasta la fractura (NCF). Los datos se analizaron estadísticamente utilizando Kruskal-Wallis y la prueba t. El nivel de significación estadística se estableció en $P < 0,05$. Al comparar el TTF de todos los instrumentos probados en el canal artificial con una curvatura de 45°, RB tuvo estadísticamente la resistencia a la fatiga cíclica más alta seguida de HEDM y TS ($P < 0.05$), mientras que WOG mostró la resistencia a la fatiga cíclica más baja ($P < 0.05$). En el canal artificial con curvatura de 90°, RB mostró una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor que los otras limas probadas ($P < 0.05$), mientras que no hubo diferencias significativas entre los grupos TS, WOG y HEDM ($P > 0.05$). Cuando se

tomaron en consideración los valores de NCF, HEDM reportó una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor que TS en ambas curvaturas de canal analizadas ($P < 0.05$). Dentro de las limitaciones del presente estudio, las limas Ni-Ti RB mostraron una resistencia a la fatiga cíclica estadísticamente mayor en canales artificiales con 45° y 90° que las otras limas Ni-Ti probadas(33).

3.2.1.3. **Título:** “Resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue y RaCe en canales de única y doble curvatura”

Autor: Amr M. Elnaghy y Shaymaa E. Elsaka

Resumen: El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica de One Curve (OC) en canales de curvatura simple y doble (en forma de S) en comparación con otros níquel-titanio instrumentos rotatorios.

Métodos: Tamaño 25 / .06 de OC, 2Shape (TS), Vortex Blue (VB), ProFile Vortex (PV) y RaCe (RC) se probaron los instrumentos en canales artificiales con una sola curvatura (60° , radio de 5 mm) y doble curvatura (curva coronal, 60° , Radio de 5 mm; y curva apical, 70° y 2 mm de radio) mientras está sumergido en solución salina a $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$. El número de ciclos hasta fallar (NCF) se calculó y se examinó la superficie de la fractura utilizando un microscopio electrónico de barrido. Los datos de NCF y la longitud del fragmento se analizaron utilizando un análisis oneway de varianza y pruebas post hoc de Tukey. La prueba t se realizó entre los datos de longitud del fragmento en diferentes curvaturas. El nivel de significancia se fijó en $p < 0,05$.

Resultados: El instrumento VB tuvo un NCF significativamente más alto en comparación con los otros instrumentos en canales de curvatura doble (en forma de S) y simple ($P < 0,05$). No hubo diferencia significativa entre OC y TS en el NCF en curvatura simple y doble ($P >$

.05). Los valores más bajos de NCF se registraron para el instrumento RC en todas las curvaturas ($P < 0,05$).

Conclusiones: la resistencia a la fatiga de VB fue mayor que la de otros instrumentos. Los instrumentos OC y TS mostraron una resistencia a la fatiga cíclica superior que los instrumentos FV y RC(24).

3.2.1.4. **Título:** “Resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio WaveOne Gold, Protaper Next y 2Shape utilizando un método seguro para medir la temperatura”

Autor: K Olcay, TF Eyüboğlu y E Erkan

Resumen: El propósito de este estudio fue evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos WaveOne Gold (WOG), ProTaper Next (PTN), 2Shape (TS).

Materiales y métodos: 45 limas totalmente nuevas WOG (25 / .07), PTN (25 / .06) y TS (25 / .06) se probaron dentro del canal artificial de un bloque de acero inoxidable hecho a medida, con un diámetro interior de 1,5 mm, un ángulo de 60° y un radio de 5 mm de curvatura. Se introdujo un segmento de lima de 16 mm de largo (desde la punta) y se sumergió en agua a 37°C . El número de ciclos para fracturar (NCF), tiempo para falla (TTF), la longitud del fragmento fracturado (FL) se registró y la fractura La superficie se examinó utilizando un microscopio.

Resultados: WOG > PTN > TS según a los resultados TTF ($P = 0,00$). PTN > TS según los resultados de NCF ($P = 0,00$). El FL los valores no mostraron diferencias significativas ($P = 0,335$).

Conclusiones: El movimiento recíprocante se puede utilizar de forma más segura que la rotación continua debido a la mayor resistencia a la fatiga cíclica(20).

4. HIPÓTESIS

Dado que el sistema 2Shape (MicroMega) tiene una sección transversal mayor que S One blue (Fanta Dental Materials).

Es probable que el sistema S One blue (Fanta Dental Materials) presente mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en un conducto artificial metálico debido a su sección transversal en “S” y tratamiento térmico blue.





CAPÍTULO II

Planteamiento Operacional

1. TÉCNICAS INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

1.1. Técnica

a) Especificación

En el presente estudio la técnica que se utilizó fue la Observación Laboratorial directa, para medir la variable de tiempo de separación de los instrumentos en segundos.

b) Cuadro de coherencia.

VARIABLE EN ESTUDIO	TÉCNICA	INSTRUMENTO
Tiempo de separación del instrumento por fatiga cíclica	Observación Laboratorial directa	Ficha de recolección de datos

c) Procedimiento

Primero se diseñó y elaboró un dispositivo metálico personalizado, con un conducto radicular simulado de una curvatura de 90° , 3 mm de radio y el centro de la curvatura a 5 mm del final. Este conducto radicular simulado se diseñó tomando impresión, en un bloque de cera, de una lima rotatoria con “taper” o conicidad constante de .06 y de una sección transversal completa; además se consideró aliviar el estrés de la lima aumentando ligeramente el diámetro del conducto. Se diseñó el conducto bajo dichas especificaciones ya que ambos instrumentos evaluados en este estudio tienen una conicidad de .06. Dicho dispositivo metálico se fijó en una base de vidrio y se colocó una tapa de vidrio removible y ajustable para cerrar el dispositivo y poder observar el movimiento del instrumento dentro del dispositivo hasta el momento preciso de su separación.

Para realizar este estudio se fijó la base de vidrio del dispositivo a una base de madera estable y uniforme para evitar variaciones entre instrumentos. Para la pieza de mano del motor se fabricó un

sujetador de acrílico para el cabezal del contra ángulo, el cual tenía una altura y dirección fijas en relación al conducto artificial. Así mismo, la ubicación del sujetador se marcó de manera permanente en la base de madera como un punto referencial para evitar variaciones entre instrumentos, ya que la pieza de mano debía moverse entre cada instrumento probado (ya sea para cambiarlos o que ingresen en rotando dentro del dispositivo). Todo esto para que las condiciones sean las mismas con todos los instrumentos y evitar distorsionar los resultados.

Cada instrumento se colocó en el contra ángulo de la pieza de mano, y se programó revoluciones por minuto promedio para cada sistema en el motor, de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. De tal manera que se programó 2Shape a 330 RPM y S One a 380 RPM, el torque para ambos casos se fijó en 2.6 Ncm.

Antes de rotar el instrumento dentro del dispositivo se inyectó hasta el final del conducto aceite sintético diseñado para lubricar partes mecánicas (Super Oil; Singer Co Ltd, Elizabethport, NJ, USA) con una punta fina y flexible. El tiempo de separación de cada instrumento fue controlado con un cronómetro y a la vez se monitoreó al detalle cada instrumento, desde su ingreso al dispositivo hasta su separación con la ayuda de una cámara montada en un trípode.

Una vez que se observaba la separación de cada instrumento se procedía a retirar la pieza de mano con su sujetador y se retiraba el instrumento del contra ángulo. Luego se desajustó y movió la tapa del dispositivo para retirar el fragmento separado, para medirlo en una regla endodóntica. Para obtener mayor precisión se capturó con la cámara todas las mediciones.

Este procedimiento se realizó de igual manera para cada lima utilizada en este estudio. Paralelamente a cada prueba se registraron los datos en fichas de recolección de datos personalizadas.

Todo el procedimiento se dividió en dos grupos, uno exclusivamente de los instrumentos 2Shape y el segundo de S One blue.

1.2. Instrumento

1.2.1. Instrumento documental

a. Precisión del instrumento

Se empleó un solo instrumento de tipo estructurado, denominado “Ficha de Recolección de datos”.

b. Estructura del instrumento

VARIABLE	INDICADORES	SUBINDICADORES	ÍTEM
RESISTENCIA A FATIGA CICLICA	TIEMPO DE SEPARACIÓN DEL INSTRUMENTO	SEGUNDOS	(1)

c. Modelo del instrumento

Será adjuntado en anexos.

1.2.2. Instrumento mecánico

- 20 limas TS2 / 2Shape (25/.06)
- 20 limas S one blue (25/.06)
- Aceite sintético
- Punta fina para aplicar irrigante
- Dispositivo metálico con conductos artificiales
- Pinzas
- Base de madera
- Prensa de mesa
- Trípode o soporte para cámara
- Cámara

- Laptop
- Soporte de acrílico para fijar pieza de mano
- Cronometro
- Regla

1.2.3. Materiales

- Barbijo
- Jeringa de 5 ml.
- Guantes descartables
- Campos descartables
- Materiales de escritorio

2. CAMPO DE VERIFICACION

2.1. Ubicación espacial:

- General: La presente investigación se realizó en la ciudad de Arequipa en el año 2020.
- Ambientes específicos: Laboratorio en consulta privada.

2.2. Ubicación temporal:

El estudio se realizó en el año 2020(entre los meses de Enero y Agosto), lo que indica que es un trabajo de investigación de tipo coyuntural y actual; de desarrollo longitudinal.

2.3. Unidades de estudio:

En el presente trabajo de investigación se tomaron como unidades de estudio: 40 instrumento rotatorios los cuales fueron divididos en dos grupos (2Shape y S One blue) cada uno de 20 unidades de estudio.

2.3.1. Opción

Se optó por la opción de Grupos.

2.3.2. Identificación de los grupos

GE1: 2Shape

GE2: S one blue

2.3.3. Criterios para igualar los grupos:

2.3.3.1. Igualación cualitativa

Criterios de inclusión:

- Instrumentos de Níquel-Titanio con tratamiento térmico.
- Instrumentos de 25 mm de longitud.
- Cinemática rotatoria en sentido horario.
- Instrumentos diámetro 25.
- Conicidad o taper de 6%.
- Instrumentos nuevos.

Criterios de exclusión:

- Instrumentos de Acero Inoxidable.
- Cinemática recíproca.
- Cinemática rotatoria antihoraria.
- Instrumentos de diámetro distinto a 25.
- Conicidad o taper mayor o menor de 6%.
- Instrumentos usados.
- Instrumentos esterilizados.

2.3.4. Asignación de las unidades de estudio a cada grupo:

Las unidades de estudio se asignaron a cada grupo de acuerdo con el tipo de instrumento.

2.3.5. Tamaño de cada grupo

$$n = \frac{[Z\alpha\sqrt{2P(1-P)} + Z\beta\sqrt{P_1(1-P_1) + P_2(1-P_2)}]^2}{(P_1 - P_2)^2}$$

Datos:

- **P2:** (Tamaño del efecto esperado del sistema “S One”): **0.50**
- **P1-P2:** (Diferencia esperada) = **0.40**
 $P1: P2 + (P1-P2) = 0.50 + (0.40) = \mathbf{0.90}$
- $\alpha : 0.05$
- $\beta : 0.20$

Cruce de valores:

TAMAÑO DE LA MUESTRA PARA ESTUDIOS ANALÍTICOS Y EXPERIMENTALES DE VARIABLES DICOTÓMICAS

TABLA C. Tamaño de la muestra por grupo para comparar dos proporciones

Cifra superior : $\alpha = 0.05$ (unilateral) o $\alpha = 0.10$ (bilateral); $\beta = 0.20$
 Cifra intermedia: $\alpha = 0.025$ (unilateral) o $\alpha = 0.05$ (bilateral); $\beta = 0.20$
 Cifra inferior : $\alpha = 0.025$ (unilateral) o $\alpha = 0.05$ (bilateral); $\beta = 0.10$

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
0.05	342	110	59	38	27	21	17	13	11	9
	434	140	75	49	35	27	21	17	14	12
	581	187	100	65	46	35	28	22	19	15
0.10	530	156	78	48	33	25	19	15	12	10
	685	199	99	62	43	31	24	19	16	13
	913	266	133	82	56	42	32	25	21	17
0.15	712	197	95	57	38	28	21	16	13	11
	904	250	120	72	49	35	27	21	17	14
	1210	324	161	96	65	47	35	28	22	18
0.20	860	231	108	64	42	30	23	17	14	11
	1093	293	138	81	54	38	29	22	18	14
	1462	392	184	108	72	51	38	29	23	19
0.25	984	258	119	69	45	32	24	18	14	11
	1249	328	152	88	58	41	30	23	18	14
	1672	439	203	117	77	54	40	30	24	19
0.30	1083	280	128	73	47	33	24	18	14	11
	1375	356	162	93	60	42	31	23	18	14
	1840	476	217	124	80	56	41	31	24	19
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	80	54	38	28	21	15
0.50	1231	305	133	73	45	30	21	15	11	8
	1563	387	160	93	58	35	27	19	14	10
	2092	518	226	124	77	51	35	25	19	14
0.55	1206	295	128	69	42	28	19	13	10	8
	1532	375	162	88	54	35	24	17	13	10
	2050	502	217	117	72	47	32	22	17	13

Formación de grupos:

GRUPO	N
S ONE	19
2SHAPE	19
TOTAL	38

3. ESTRATEGIAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

3.1. Organización

- Se pidió 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.
- Recolección de datos.

3.2. Recursos

a) Recursos Humanos

Investigador: C.D. Jorge Franjo Rendulich Gallegos.

Asesor: Dr. Herbert Gallegos Vargas.

b) Recursos Físicos

Se dispuso del ambiente de un laboratorio.

c) Recursos Económicos

El presupuesto para la recolección fue autofinanciado por el investigador.

4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS

4.1. Plan de procesamiento de los datos

a. Tipo de procesamiento

Computarizado. Se utilizó el Paquete Estadístico SPSS, versión Nº 23.

b. Plan de Operaciones

- ✓ Clasificación: Se realizó el vaciado de la información en una Matriz de Registro y Control.

- ✓ Codificación: Se codificó las variables e indicadores acorde al paquete estadístico.
- ✓ Tabulación: Se elaboró tablas de doble entrada.
- ✓ Graficación: Se confeccionaron gráficas acordes a su respectiva tabla.

4.2. Plan de Análisis de Datos

a. **Tipo:** Cuantitativo, bifactorial, bivariado.

b. **Tratamiento Estadístico**

VARIABLE INVESTIGATIVA	TIPO	ESCALA DE MEDIDA	ESTADÍSTICAS DESCRIPTIVAS	PRUEBA ESTADÍSTICA
Tiempo de separación del instrumento	Cuantitativo	De proporción	Medidas de tendencias Central y de Variabilidad	T de Student

5. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES INVESTIGATIVAS

ACTIVIDADES	2020							
	E	F	M	A	M	J	J	A
Elaboración del proyecto de investigación	X							
Presentación del proyecto de investigación		X						
Aprobación del proyecto de investigación		X						
Trabajo de campo		X	X					
Trabajo de gabinete			X	X				
Preparación del borrador de tesis					X	X		
Presentación del Borrador de tesis							X	
Corrección de observaciones presentación de informe final							X	
Sustentación de tesis								X



CAPÍTULO III

Resultados

TABLA N° 1

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) en un conducto artificial con angulación de 90° y radio de 3 mm.

RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA / SEGUNDOS	S ONE/SEG.
MEDIA	207.60
VARIANZA	3927.00
DESVIACIÓN	62.67
MÁXIMO	353.84
MÍNIMO	76.65
N	20

Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

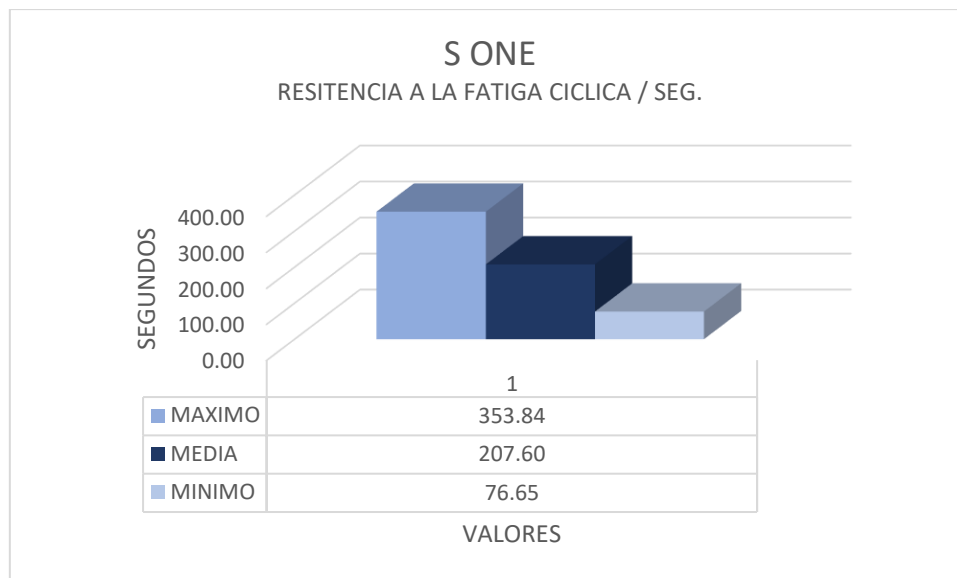
INTERPRETACIÓN:

La tabla N° 1 muestra la media aritmética de 207.60 ± 62.67 segundos de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios “S One” en un conducto artificial.

Así mismo muestra que el valor máximo alcanzado fue 353.84 segundos y el valor mínimo alcanzado fue de 76.65 segundos.

GRÁFICO N° 1

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) en un conducto artificial con angulación de 90° y radio de 3 mm.



Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

TABLA N° 2

Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación de 90° y radio de 3 mm.

RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA / SEGUNDOS	2SHAPE
MEDIA	76.62
VARIANZA	244.61
DESVIACIÓN	15.64
MÁXIMO	109.33
MÍNIMO	54.33
N	20

Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

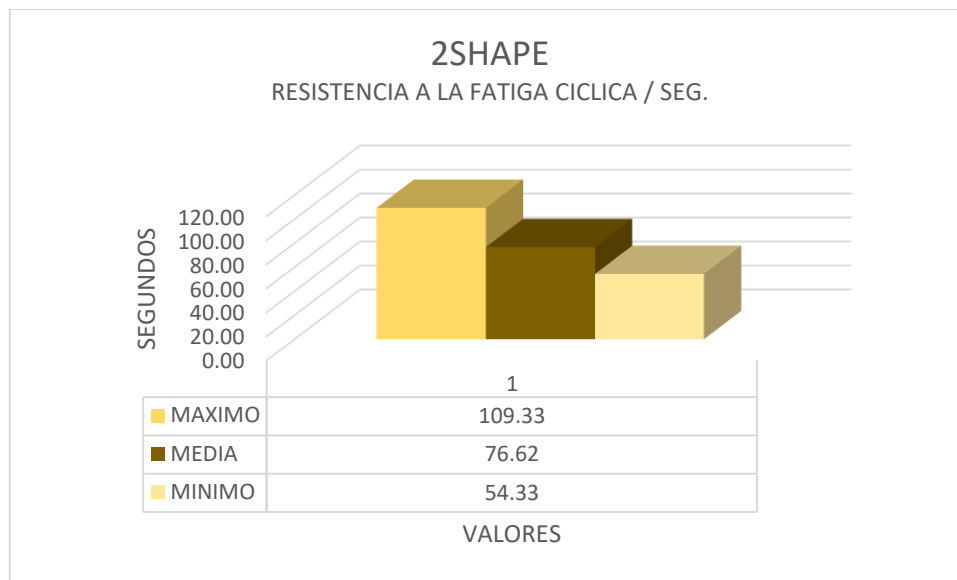
INTERPRETACIÓN:

La tabla N° 2 muestra la media aritmética de 76.62 ± 15.64 segundos de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios “2Shape” en un conducto artificial.

Así mismo muestra que el valor máximo alcanzado fue 109.33 segundos y el valor mínimo alcanzado fue de 54.33 segundos.

GRÁFICO N° 2

**Resistencia a la fatiga cíclica del instrumento rotatorio de níquel-titanio
2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con
angulación de 90° y radio de 3 mm.**



Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

TABLA N° 3

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación de 90° y radio de 3 mm.

RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA / NÚMERO DE CICLOS HASTA LA FRACTURA (NCF)	S ONE	2SHAPE
MEDIA	1314.77	421.40
VARIANZA	157517.26	7399.54
DESVIACIÓN	396.88	86.02
MÁXIMO	2240.99	601.32
MÍNIMO	485.45	298.81
N	20	20

t= 10.56

P<0.05

Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

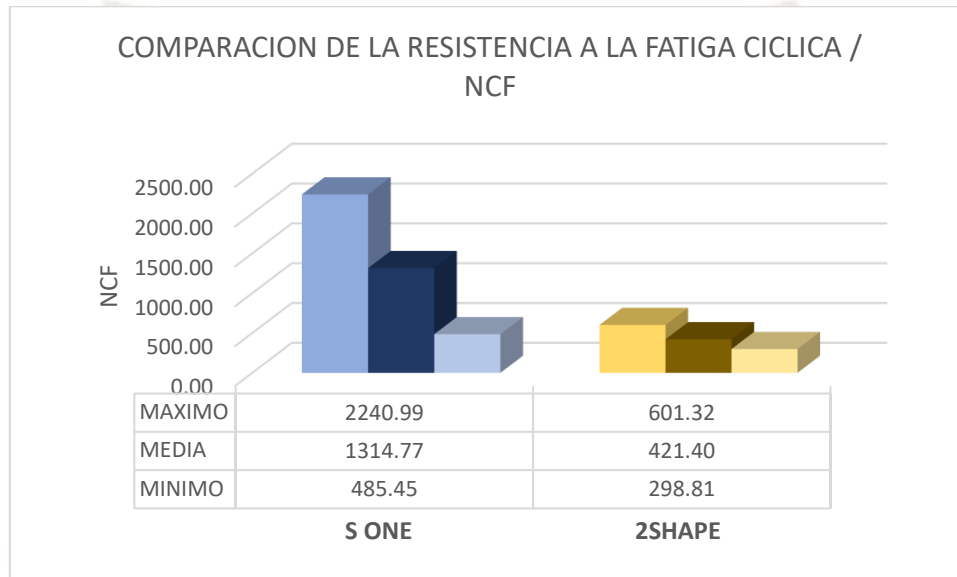
INTERPRETACIÓN:

La tabla N° 3, según la prueba de T de Student (t=10.56), muestra que las medias aritméticas de la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios “S One” y “2Shape” en revoluciones por minuto, presentaron diferencia estadística significativa (P<0.05).

Así mismo, se muestra que “S One” presentó una media aritmética de 1314.77 ± 396.88 NCF y “2Shape” presentó una media aritmética de 421.40 ± 86.02 NCF.

GRÁFICO N° 3

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) en un conducto artificial con angulación de 90° y radio de 3 mm.



Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

TABLA N° 4

Comparación de la longitud del fragmento separado por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica)

LONGITUD DEL FRAGMENTO SEPARADO / MILÍMETROS	S ONE	2SHAPE
MEDIA	6.18	5.05
VARIANZA	1.72	0.21
DESVIACIÓN	1.31	0.46
MÁXIMO	7.00	6.00
MÍNIMO	3.00	4.00
N	20	20

t= 3.47

P<0.05

Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

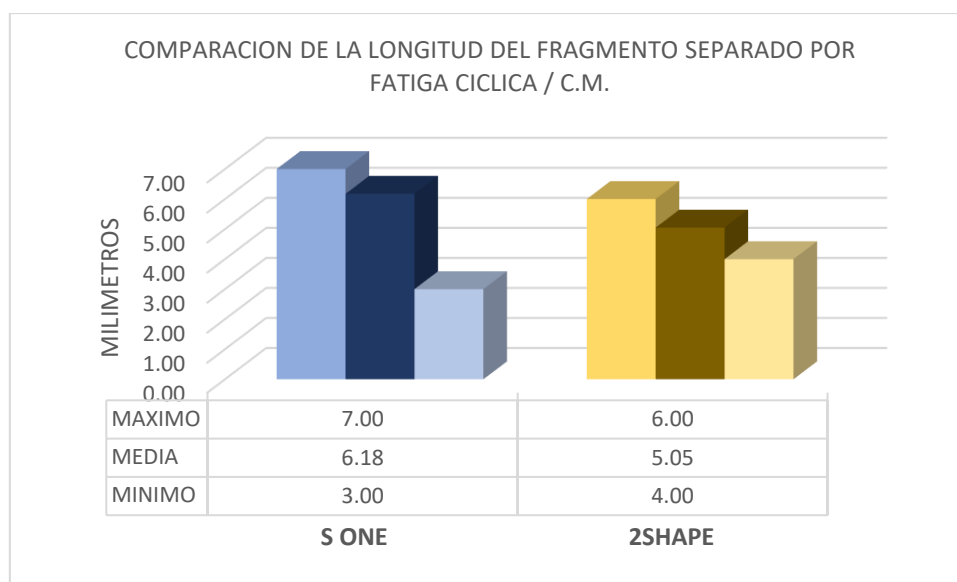
INTERPRETACIÓN:

La tabla N° 6, según la prueba de T de Student (t=3.47), muestra que las medias aritméticas de la longitud de los fragmentos separados por fatiga cíclica de los sistemas rotatorios “S One” y “2Shape” en milímetros, presentaron diferencia estadística significativa (P<0.05).

Así mismo, se muestra que “S One” presentó una media aritmética de 6.18 ± 1.31 milímetros y “2Shape” presentó una media aritmética de 5.05 ± 0.46 milímetros.

GRÁFICO N° 4

Comparación de la longitud del fragmento separado por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “S”) y 2Shape (sección transversal asimétrica)



Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

TABLA N° 5

Frecuencia de separación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “s”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) de acuerdo con el tercio radicular del conducto artificial

TERCIO RADICULAR	S ONE		2SHAPE	
	N°	%	N°	%
1/3 CERVICAL	0	0%	0	0%
1/3 MEDIO	17	85%	1	5%
1/3 APICAL	3	15%	19	95%
TOTAL	20	100%	20	100%

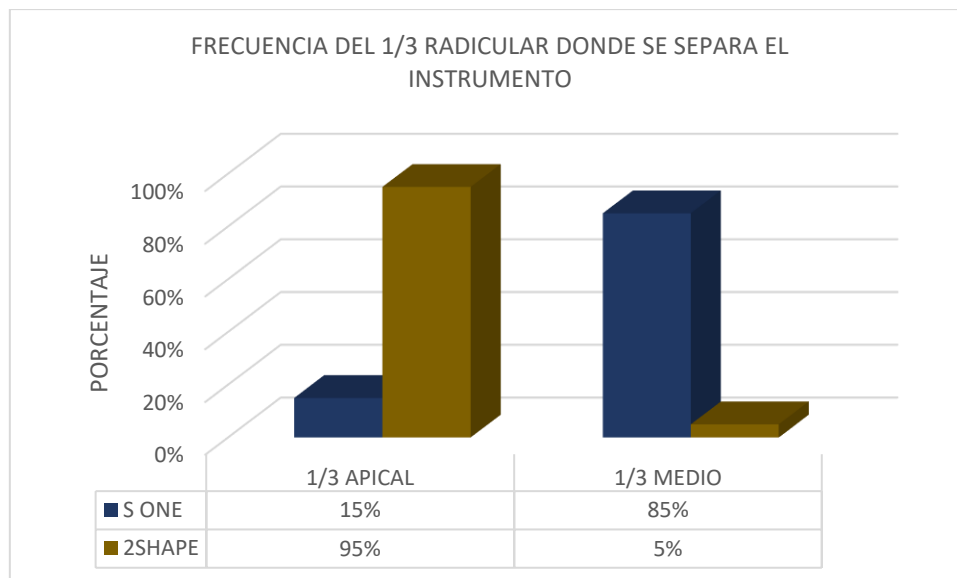
Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

INTERPRETACIÓN:

La tabla N° 7 muestra que los instrumentos rotatorios “S One” se separaron con mayor frecuencia a nivel del 1/3 medio del conducto artificial, representando un 85% de la muestra total. Mientras que los instrumentos “2Shape” se separaron con mayor frecuencia a nivel del 1/3 apical del conducto artificial, representando un 95% de la muestra total.

GRÁFICO N° 5

Frecuencia de separación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio S One (sección transversal en “s”) y 2Shape (sección transversal asimétrica) de acuerdo con el tercio radicular del conducto artificial



Fuente: Elaboración personal (Matriz de datos)

DISCUSIÓN

El diseño y tratamiento térmico de los instrumentos endodónticos mecanizados influyen de manera directa en el comportamiento de estos durante la conformación de los conductos radiculares, ya sea en la calidad corte/remoción dentinaria como evitar errores de procedimiento. El esfuerzo por conseguir una lima “ideal” es permanente desde su aparición hasta la fecha.

En la presente investigación se estudió el comportamiento de dos sistemas de instrumentos rotatorios y se comprobó mayor resistencia a la fatiga cíclica tanto por el diseño como tratamiento térmico. De acuerdo con los resultados al ser comparados los sistemas rotatorios S One y 2Shape se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga cíclica según la prueba de t se Student ($t=10.56$); esto podría deberse a que el sistema S One posee una sección transversal en “S” y que afina hacia la punta del instrumento que le confiere núcleo menor, además del tratamiento térmico “Blue” al Níquel-Titanio que hace que el instrumento sea más martensítico. Así mismo, se muestra que “S One” presentó una media de 1314.77 ± 396.88 Número de Ciclos hasta Fractura. y “2Shape” presentó una media de 421.40 ± 86.02 NCF al comparar la resistencia a la fatiga cíclica entre los sistemas. También se muestra que “S One” presentó una media aritmética de 6.18 ± 1.31 milímetros y “2Shape” presentó una media aritmética de 5.05 ± 0.46 milímetros en la medición de los fragmentos separados.

- Los resultados hallados en la investigación difieren con los de la investigación de Eugenio Pedullà, Giusy Rita Maria La Rosa, Chiara Virgillito, Ernesto Rapisarda, Hyeon-Cheol Kim y Luigi Generali: “Resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio de acuerdo con el ángulo de acceso de la lima y radio del canal radicular” en el que demostraron que los instrumentos poseen menor resistencia a la fatiga cíclica en un canal con curvatura de 60° con 3 mm. de radio que en uno de 5mm. de radio. 2Shape no mostró diferencias significativas en el número de ciclos hasta fractura (NCF) en el canal de 3 mm. de radio de acuerdo con el ángulo de acceso en el conducto de 0° , 10° y 20° ; en la curvatura de 5 mm radio, 2Shape igualmente no tuvo una reducción

significativa de NCF para cada ángulo probado. 2Shape (TS2) tuvo una media de 156 ± 35 , 180 ± 64 y 169 ± 47 NCF para 0° , 10° y 20° de inserción respectivamente.

Las diferencias en los resultados se pueden deber a en que el canal artificial usado tenía una curvatura de 60° y 3 mm. de radio (lo cual si hace que sea una curvatura abrupta como la del presente estudio) y que los instrumentos fueron rotados a 300 RPM. Respecto a la longitud de los fragmentos separados también hubo diferencia ya que la media es de 3 ± 0.1 mm. entre todos los instrumentos rotados en el canal con curvatura de 60° y 3 mm. de radio.

- Se puede observar diferencia al comparar los resultados de la presente investigación con la investigación de Taha Özyürek, Mustafa Gündoğar, Gülşah Uslu, Koray Yılmaz, Simone Staffoli, Grande NM, Gianluca Plotino y Antonella Polimeni: “Resistencia a la fatiga ciclica de Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue y 2shape NiTi en diferentes canales artificiales” en el que demostraron la resistencia a la fatiga cíclica de 2Shape (TS2) rotándola en canales artificiales de acero inoxidable con un diámetro interno de 1.5 mm, los canales tenían una curvatura de 45° y 90° y un radio de curvatura de 5 mm. Los instrumentos TS2 presentaron una media de 558.09 ± 66.96 TTF (tiempo hasta la fractura en segundos) y 2790.47 ± 334.81 NCF en el conducto artificial de 45° ; y 152.81 ± 16.81 TTF 764.34 ± 84.04 NCF en el conducto artificial de 90° .

Las diferencias en los resultados con el canal artificial similar al nuestro se pueden deber a que el de esta investigación tenía una curvatura de 90° y 5 mm. de radio, además que el instrumento fue rotado a 300 RPM y torque de 2.5. Sin embargo, en la longitud de los fragmentos separados no hubo diferencia significativa ya que la media es de 5.63 ± 0.52 mm. entre los instrumentos TS2 rotados en el canal con curvatura de 90° y 5 mm. de radio.

- Nuestros resultados difieren con los de la investigación de Amr M. Elnaghy y Shaymaa E. Elsaka: “Resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue y RaCe en canales de única y doble curvatura” en el que demostraron la resistencia a la fatiga cíclica de 2Shape (TS2) rotándola

en un canal artificial con una sola curvatura (60°, radio de 5 mm) y doble curvatura (curva coronal, 60°, Radio de 5 mm; y curva apical, 70° y 2 mm de radio) mientras estaba sumergido en solución salina a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Los instrumentos TS2 presentaron una media de 358.20 ± 39.70 NCF en el conducto artificial de 60° y radio de 5 mm.

Las diferencias en los resultados se pueden deber principalmente a que el diámetro del canal artificial fue diseñado en base a un instrumento 30/.08 (lo cual puede influir en la fatiga al instrumento durante su movimiento), además que el canal utilizado tenía una curvatura de 60° con 5 mm. de radio y que no se especifica los parámetros en los que el instrumento fue rotado (Torque y R.P.M.). Respecto a la longitud de los fragmentos separados no se detectó diferencia significativa ya que la media es de 5.1 ± 0.1 mm. entre los instrumentos TS2 rotados en el canal de una sola curvatura de 60° y 5 mm. de radio.

- En la investigación de K Olcay, TF Eyüboğlu y E Erkan: “Resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio WaveOne Gold, Protaper Next y 2Shape utilizando un método seguro para medir la temperatura” en el que se estudió la resistencia a la fatiga cíclica de 2Shape (TS2) rotándola en un canal artificial con curvatura de 60° y 5 mm de radio y sumergido en agua a 37°C . Los instrumentos TS2 presentaron una media de 77.73 ± 2.61 TTF y 388.66 ± 13.08 NCF.

Las diferencias encontradas en los resultados se podrían deducir porque el canal artificial presentaba un ancho permanente de 1.5 mm, además que el instrumento fue rotado a 300 RPM y que las pruebas fueron hechas en agua con temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$. Al comparar la longitud de los fragmentos separados no se detectó diferencia significativa ya que la media es de 5.65 mm.

CONCLUSIONES

PRIMERA:

La resistencia a la fatiga cíclica del sistema S One (25/.06) en un conducto con una curvatura de 90° y 3 mm de radio alcanzó un promedio de 207.60 ± 62.67 segundos.

SEGUNDA:

La resistencia a la fatiga cíclica del sistema 2Shape (25/.06) en un conducto con una curvatura de 90° y 3 mm de radio alcanzó un promedio de 76.62 ± 15.64 segundos.

TERCERA:

La resistencia a la fatiga cíclica del sistema S One (1314.77 ± 396.88 Número de Ciclos hasta Fractura) es significativamente superior en un conducto con una curvatura de 90° y 3 mm de radio, cuando es comparada con el sistema 2Shape (421.40 ± 86.02 NCF).

CUARTA:

Según la prueba de t de Student existe diferencia estadística significativa en la resistencia a la fatiga cíclica entre los sistemas comparados en un conducto con curvatura de 90° y 3 mm de radio. Consecuentemente, se rechaza la hipótesis nula de igualdad.

RECOMENDACIONES

PRIMERA:

Se recomienda a los alumnos de la Segunda Especialidad de Cariología y Endodoncia realizar más estudios comparativos de los sistemas S One y 2Shape aplicando un protocolo de esterilización previo a la prueba de resistencia a la fatiga cíclica (ambos sistemas se comercializan sin esterilización de fábrica), para evaluar la influencia de este sobre los instrumentos.

SEGUNDA:

Se recomienda a los alumnos de la Segunda Especialidad de Cariología y Endodoncia realizar estudios de resistencia a la fatiga cíclica con dispositivos que permitan el flujo continuo de un “lubricante” o “irrigante”, para simular con mayor precisión una condición clínica.

TERCERA:

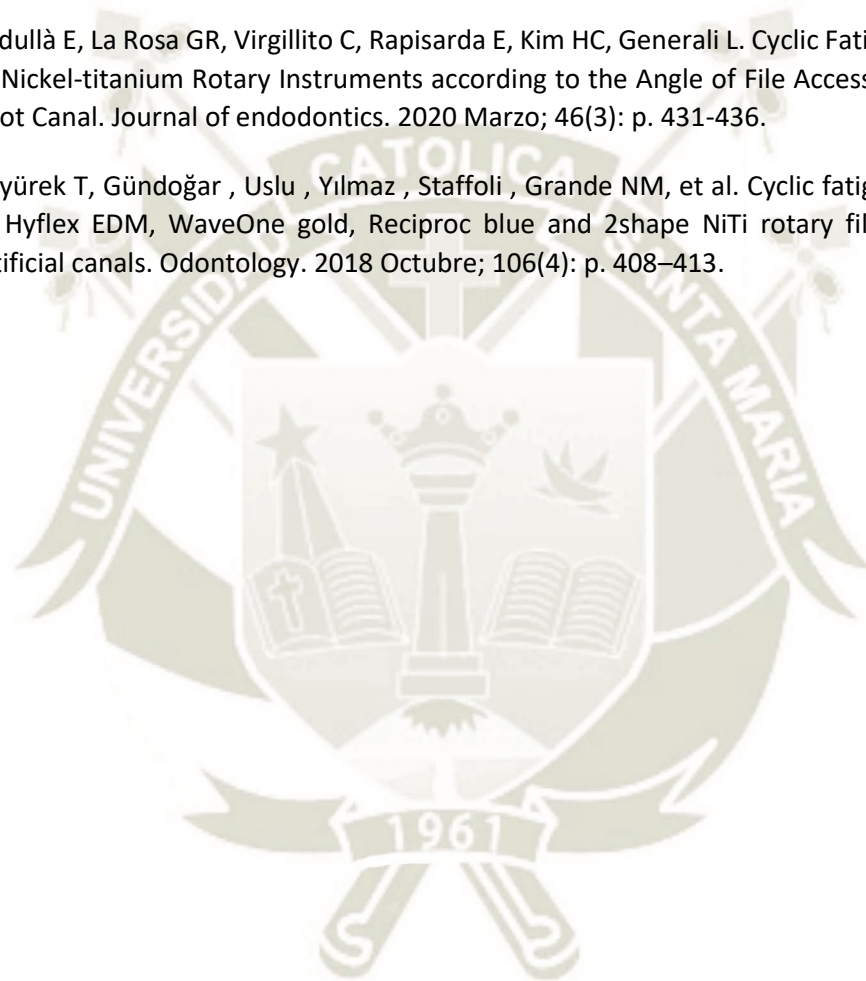
A Odontólogos dedicados a la investigación, realizar estudios para perfeccionar las técnicas y diseñar un dispositivo estandarizado (ISO) para medir la resistencia a la fatiga cíclica, esto debido a que hasta el día de hoy no existe un estándar para medir los instrumentos mecanizados y por ello hay tanta diversidad en los resultados.

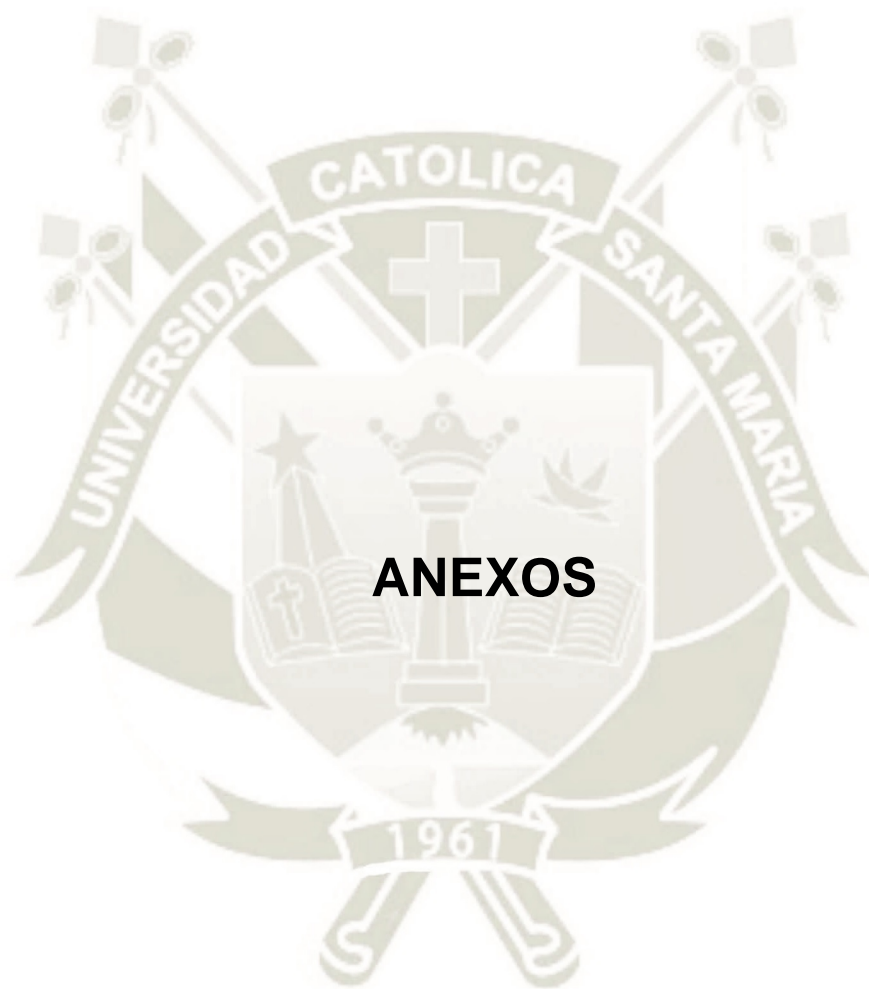
REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

1. Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *Journal of Endodontics*. 2004 Agosto; 30(8): p. 559-567.
2. Jain P. *Current Therapy in Endodontics* Jain P, editor. Dubai: John Wiley & Sons, Inc.; 2016.
3. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal Endodontic Supplement*. 2007; 52(1 Suppl): p. S52-S63.
4. Schilder H. Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dental clinics of North America*. 1974 Abril; 18(2): p. 269-296.
5. Ingle J. *Ingle's Endodontics*. 7th ed. Rotstein I, Ingle J, editors. Raleigh: PMPH USA; 2019.
6. Tomson P, Simon S. Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Primary dental journal*. 2016 Mayo; 5(2): p. 46-53.
7. Hülsmann M, Peters OA, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005 Agosto 18; 10: p. 30-76.
8. de Lima Machado ME. *Endodoncia de la biología a la técnica*. 2009th ed. Sao Paulo: Amolca; 2009.
9. McSpadden J. *Mastering Endodontic Instrumentation* Canada: Cloudland Institute; 2007.
10. Auricchio F, Taylor R, Lubliner. Shape-memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 1997 Julio; 146: p. 281-312.
11. Gavini G, dos Santos , Caldeira CL, de Lima Machado ME, Gonzales Freire , Faga Iglecias , et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*. 2018 Octubre 18; 32(suppl 1): p. 44-65.
12. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential Applications of Certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys. *Journal of dental research*. 1975; 54(1): p. 89-96.
13. Thompson SA, Dummer P. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International Endodontic Journal*. 1997 Julio; 30(4): p. 262–269.
14. Cohen S. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 11th ed. Hargreaves M, Berman H, editors. St. Louis : ELSEVIER; 2015.
15. Aoun C, Nehme WB, Naaman AS, Khalil IT. Review And Classification Of Heat Treatment Procedures And Their Impact On Mechanical Behavior Of Endodontic. *International Journal of Current Research*. 2017 Mayo; 9(5): p. 51300-51306.

16. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*. 2018 Octubre; 51(10): p. 1088–1103.
17. Peters OA, de Azevedo Bahia MG, Joviano Pereira ES. Contemporary Root Canal Preparation Innovations in Biomechanics. *Dental clinics of North America*. 2017 Enero; 61(1): p. 37–58.
18. Vidal Tudela C. Geometría, indigerible pero interesante El porqué de la variedad. *Gaceta Dental*. 2007 Junio; 182: p. 104-115.
19. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *Journal of endodontics*. 2006 Noviembre; 32(11): p. 1031-1043.
20. Olcay K, Eyüboğlu TF, Erkan E. Cyclic fatigue resistance of waveone gold, protaper next and 2shape nickel titanium rotary instruments using a reliable method for measuring temperature. *Nigerian journal of clinical practice*. 2019 Octubre; 22(10): p. 1335–1340.
21. Staffoli S, Özyürek T, Hadad , Lvovsky A, Solomonov M, Azizi H, et al. Comparison of shaping ability of ProTaper Next and 2Shape nickel—titanium files in simulated severe curved canals. *Giornale Italiano di Endodonzia*. 2018 Noviembre; 32(2).
22. Uslu G, Özyürek T, Gündoğar , Yılmaz. Cyclic fatigue resistance of 2Shape, Twisted File and EndoSequence Xpress nickel-titanium rotary files at intracanal temperature. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2018 Diciembre; 12(4): p. 283-287.
23. MicroMega. 2Shape Brochure. [Online].; 2020 [cited 2020 06 20. Available from: https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2018/03/60301807-C_Brochure-2Shape_EN_WEB.pdf.
24. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe Nickel-Titanium Rotary Instruments in Single and Double Curvature Canals. *Journal of endodontics*. 2018 Noviembre; 44(11): p. 1725-1730.
25. Ataya , Ha JH, Won Kwak S, Abu-Tahun H, El Abed R, Kim HC. Mechanical Properties of Orifice Preflaring Nickel-titanium Rotary Instrument Heat Treated Using T-Wire Technology. *Journal of endodontics*. 2018 Diciembre; 44(12): p. 1867-1871.
26. Fanta Dental Materials. Endodontic products catalogue 2018-2019. [Online].; 2020 [cited 2020 06 20. Available from: <https://www.slideshare.net/PhoenixZeng2/endodontic-solutionsfanta-dental>.
27. Di Nardo D, Seracchiani M, Mazzone A, Del Giudice A, Gambarini G, Testarelli L. Torque Range, a New Parameter to Evaluate New and Used Instrument Safety. *Applied Sciences*. 2020 Mayo; 10(10): p. 1-8.
28. ElHamid H. CYCLIC FATIGUE RESISTANCE OF NEWLY INTRODUCED SURFACE AND THERMAL TREATED NICKEL-TITANIUM ROTARY FILES. *Egyptian Dental Journal*. 2020 Enero; 66(1): p. 683-694.

29. Plotino , Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009 Noviembre; 35(11): p. 1469–1476.
30. Pruett JP, Clement DJ, Carnes LJ. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997 Febrero; 23(2): p. 77-85.
31. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2019 Octubre; 52(10): p. 1427–1445.
32. Pedullà E, La Rosa GR, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of endodontics*. 2020 Marzo; 46(3): p. 431-436.
33. Özyürek T, Gündoğar , Uslu , Yılmaz , Staffoli , Grande NM, et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*. 2018 Octubre; 106(4): p. 408–413.





ANEXO 01:

FICHA DE RECOLECCION DE DATOS: S ONE

FANTA / S ONE						
N° Muestra	Tiempo de fractura (sec.)		Longitud de fragmento (mm.)		Ciclos hasta fractura	
1	157.54	207.60	6.00	6.18	997.75	1314.77
2	353.84		7.00		2240.99	
3	290.98		3.00		1842.87	
4	187.30		6.00		1186.23	
5	165.78		6.00		1049.94	
6	153.12		4.00		969.76	
7	203.40		7.00		1288.20	
8	177.84		7.00		1126.32	
9	76.65		7.00		485.45	
10	167.53		7.00		1061.02	
11	219.58		7.00		1390.67	
12	255.77		3.00		1619.88	
13	258.65		6.00		1638.12	
14	188.79		7.00		1195.67	
15	284.75		7.00		1803.42	
16	231.30		7.00		1464.90	
17	257.36		6.50		1629.95	
18	201.45		7.00		1275.85	
19	163.84		6.00		1037.65	
20	156.45		7.00		990.85	
	RPM	380	TORQUE	2.6		

Fuente: Elaboración personal

ANEXO 02:

FICHA DE RECOLECCION DE DATOS: 2SHAPE

MICROMEGA / 2SHAPE						
N° Muestra	Tiempo de fractura (sec.)	Longitud de fragmento (mm.)		Ciclos hasta fractura		
1	54.33	76.62	4.00	5.05	298.81	
2	97.61		4.50		536.86	
3	109.33		5.50		601.32	
4	61.52		5.00		338.36	
5	58.72		6.00		322.96	
6	82.68		5.00		454.74	
7	90.49		5.50		497.69	
8	58.72		5.00		322.96	
9	76.91		4.50		423.01	
10	100.76		5.00		554.18	
11	90.67		5.00		498.69	
12	55.52		5.00		305.36	
13	81.68		5.50		449.24	
14	78.69		5.50		432.80	
15	69.16		5.50		380.38	
16	65.17		4.50		358.44	
17	80.30		5.00		441.65	
18	67.63		5.00		371.97	
19	77.90		5.00		428.45	
20	74.58		5.00		410.19	
	RPM	330	TORQUE	2.6		

Fuente: Elaboración personal

ANEXO 03:

MATRIZ DE DATOS

S ONE/SEG.	S ONE/RPM.	S ONE/CM.	S ONE/CM.		2SHAPE/SEG.	2SHAPE/RPM.	2SHAPE/CM.	2SHAPE/CM.	
157.54	997.75	6.00	MEDIA	6.18	54.33	298.81	4.00	MEDIA	5.05
353.84	2240.99	7.00	VARIANZA	1.72	97.61	536.86	4.50	VARIANZA	0.21
290.98	1842.87	3.00	DESVIACION	1.31	109.33	601.32	5.50	DESVIACION	0.46
187.30	1186.23	6.00	MAXIMO	7.00	61.52	338.36	5.00	MAXIMO	6.00
165.78	1049.94	6.00	MINIMO	3.00	58.72	322.96	6.00	MINIMO	4.00
153.12	969.76	4.00	N	20	82.68	454.74	5.00	N	20
203.40	1288.2	7.00			90.49	497.69	5.50		
177.84	1126.32	7.00	S ONE/SEG.		58.72	322.96	5.00	2SHAPE/SEG.	
76.65	485.45	7.00	MEDIA	207.60	76.91	423.01	4.50	MEDIA	76.62
167.53	1061.02	7.00	VARIANZA	3927.00	100.76	554.18	5.00	VARIANZA	244.61
219.58	1390.67	7.00	DESVIACION	62.67	90.67	498.69	5.00	DESVIACION	15.64
255.77	1619.88	3.00	MAXIMO	353.84	55.52	305.36	5.00	MAXIMO	109.33
258.65	1638.12	6.00	MINIMO	76.65	81.68	449.24	5.50	MINIMO	54.33
188.79	1195.67	7.00	N	20	78.69	432.8	5.50	N	20
284.75	1803.42	7.00			69.16	380.38	5.50		
231.30	1464.9	7.00	S ONE/RPM.		65.17	358.44	4.50	2SHAPE/RPM.	
257.36	1629.95	6.50	MEDIA	1314.77	80.30	441.65	5.00	MEDIA	421.40
201.45	1275.85	7.00	VARIANZA	157517.26	67.63	371.97	5.00	VARIANZA	7399.54
163.84	1037.65	6.00	DESVIACION	396.88	77.90	428.45	5.00	DESVIACION	86.02
156.45	990.85	7.00	MAXIMO	2240.99	74.58	410.19	5.00	MAXIMO	601.32
			MINIMO	485.45				MINIMO	298.81
			N	20				N	20

Fuente: Elaboración personal

ANEXO 04:
SECUENCIA FOTOGRAFICA



Fig.1 Sistema 2Shape



Fig.2 Sistema S One



Fig.3 Super Oil; Singer Co Ltd, Elizabethport, NJ, USA



Fig.4 Dispositivo metálico con conductos artificiales, contraángulo del motor y base de acrílico para fijar posición



Fig.5 Conducto artificial con curvatura de 90° y 3 mm de radio



Fig.6 Procedimiento 1



Fig.7 Procedimiento 2

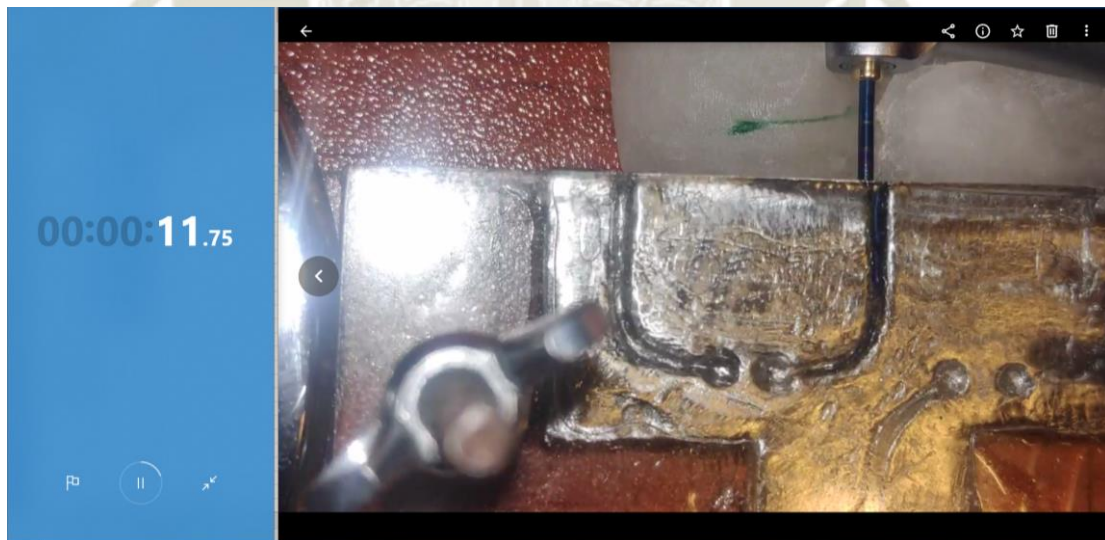


Fig.8 Monitoreo S One

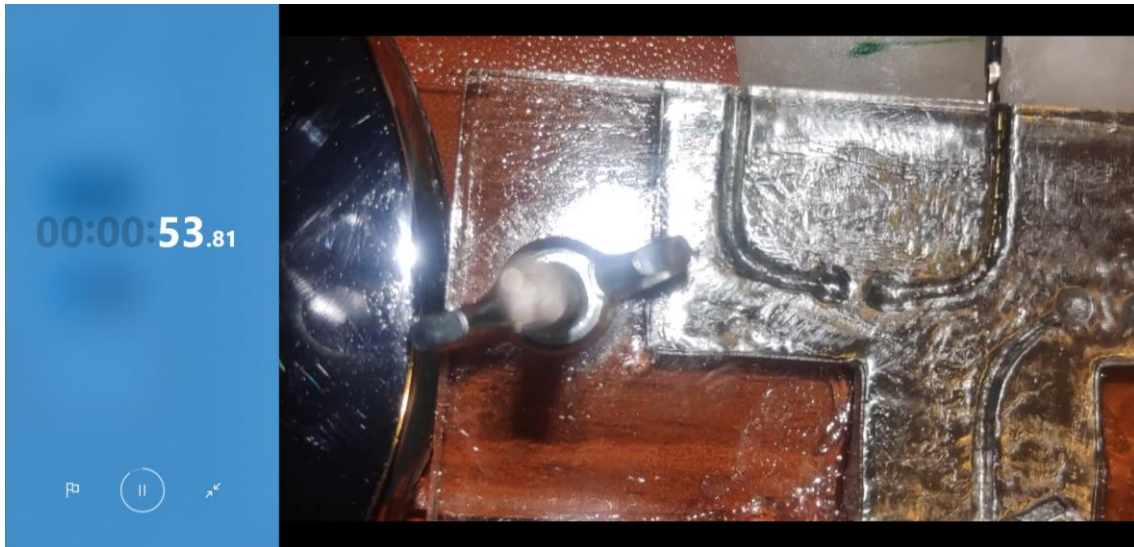


Fig.9 Monitoreo 2Shape



Fig.10 Regla endodóntica / fragmento separado



Fig.11 Regla endodóntica / instrumento fracturado