



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PUESTA A PUNTO DE UN APARATO PARA PRUEBAS DE
FATIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS
ENDODÓNCICOS DE ACUERDO A LA PROPUESTA DE LA
NORMA N°28 DE LA A.D.A.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MAURA VICTORIA SÁNCHEZ GARDUÑO

TUTOR: Dr. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

ASESOR: Esp. RICARDO WILLIAMS VERGARA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PUESTA A PUNTO DE UN APARATO PARA PRUEBAS DE
FATIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS
ENDODÓNCICOS DE ACUERDO A LA PROPUESTA DE LA
NORMA N°28 DE LA A.D.A.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MAURA VICTORIA SÁNCHEZ GARDUÑO

TUTOR: Dr. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

ASESOR: Esp. RICARDO WILLIAMS VERGARA

PROYECTO DGAPA-PAPIIT IN226608

Agradecimientos

A mis padres, que me han brindado todo su amor y comprensión, gracias por cuidarme y esforzarse para que hoy esto sea una realidad, porque todo lo que soy es gracias a ustedes. Gracias por siempre apoyarme incondicionalmente. Los amo con todo mi corazón.

A mi hermana Martha con la que he compartido los más grandes y bellos momentos de mi vida.

A mi sobrina Hannita que siempre me llena de alegría, eres mi adoración.

Agradezco al Dr. Federico Humberto Barceló Santana por su profesionalismo, por la humildad para compartir su gran conocimiento y generar en mi gran admiración. ¡Gracias Doctor!

Al Dr. Ricardo Williams Vergara por su asesoramiento en el desarrollo de esta tesis, y las sustanciales sugerencias durante la redacción de la misma.

A la Mtra. Amalia Ballesteros Vizcarra y al Dr. Gabriel Sáez Espínola por su orientación y fortalecer mis expectativas.

A la Mtra. Juana Paulina Ramírez Ortega por su disposición, por su colaboración y su paciencia.

ÍNDICE

Resumen	6
Introducción	7
1. Marco Teórico	9
1.1 Instrumentos Rotatorios Endodóncicos de Níquel-Titanio.....	9
1.1.1 Historia.....	9
1.2 Aleación de Níquel-Titanio	11
1.2.1 Propiedades Generales	11
1.2.2 Estructura Cristalina de la Aleación NiTi.....	12
1.3 Fatiga Cíclica	15
1.4 Aparatos para pruebas de fatiga cíclica para instrumentos rotatorios de níquel-titanio	17
1.4.1 Tubos de acero inoxidable y de vidrio	19
1.4.2 Bloque de metal acanalado	20
1.4.3 Bloque de metal cóncavo que se ensambla a un cilindro convexo.....	21
1.4.4 Bloque de metal inclinado.....	22
1.5 Propuesta de la ADA.....	23
1.6 Descripción de las muestras	25
1.6.1 Sistema K ³ Endo	25
1.6.2 Sistema EndoSequence	29
2. Planteamiento del problema	31
3. Justificación	34
4. Objetivos	35
4.1 General	35
4.2 Específicos.....	35
5. Hipótesis	36
5.1 Hipótesis Alternativa.....	36
5.2 Hipótesis Nula.....	36
6. Diseño metodológico	38
6.1 Tipo de estudio.....	38

6.2	Universo muestra	38
6.3	Método de recolección de datos (equipo)	38
7.	Metodología	39
7.1	Material y Equipo.....	39
7.2	Métodos.....	40
7.2.1	Descripción del aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica	40
7.2.2	Procedimiento	44
8.	Resultados	47
9.	Discusión	53
10.	Conclusiones	58
11.	Bibliografía	59
Anexos	62



Resumen

Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio han adquirido gran popularidad en la práctica endodóncica. Se han propuesto distintos métodos para la determinación de la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de éstos instrumentos.

Objetivo. Poner a punto un aparato para realizar pruebas de fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos en base a la propuesta de la Norma N°28 de la ADA evaluando dos marcas comerciales.

Métodos. Se adecuó un equipo mecánico, acústico y lumínico en base a lo indicado en la propuesta de la Norma N°28 de la ADA. Se evaluaron 20 instrumentos rotatorios endodóncicos de los sistemas K³ *Endo* y EndoSequence. Cada instrumento giró a 360 rpm en contacto con un plano inclinado a 30 o 35°. Se determinó el número de ciclos a la fractura y fueron analizados utilizando ANOVA y Tukey.

Resultados. El sistema K³ *Endo* fue significativamente más resistente a la fractura por fatiga cíclica en comparación con el sistema EndoSequence tanto en 30° como en 35°; no hubo diferencias significativas entre K³ *Endo* en angulación de 30° y 35°, así como en EndoSequence en ambas angulaciones.

Conclusiones. Se logró reproducir el aparato propuesto por la ADA para la realización de pruebas de fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi. Se logró poner a punto al comprobar su efectividad al valorar dos marcas de instrumentos rotatorios de NiTi. Se identificó la marca comercial que ofreció mayor resistencia a la fractura cíclica, tanto en 30 como en 35 grados.



Introducción

En los últimos años, los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) han adquirido popularidad en Endodoncia y han transformado los métodos de instrumentación del conducto radicular, ya que disminuyen el tiempo de trabajo en la preparación del conducto radicular, la fatiga del operador y los indeseables accidentes operatorios. Esto gracias a una combinación de propiedades físicas únicas de la aleación como son: superelasticidad, memoria de forma, resistencia a la fractura por torsión, en comparación con las limas de acero inoxidable convencionales. Como resultado, se han fabricado gran cantidad de sistemas rotatorios con diferente diseño, conicidad, superficie radial o guía lateral de penetración, ángulo de corte, ángulos helicoidales, acabado superficial y velocidad de trabajo.

A pesar de las ventajas que ofrece la instrumentación rotatoria, los instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi no están exentos de fracturarse. Existen dos vías que producen la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi: torsión y fatiga cíclica, siendo la causa principal de fractura la fatiga cíclica, que se presenta cuando un instrumento gira en el interior de un conducto curvo por un largo periodo de tiempo y se encuentra sujeto a ciclos repetidos de tensión y compresión, dando como resultado la fractura del instrumento. Sin embargo, no se cuenta con una norma específica que estandarice la fabricación y la duración de los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio.

Se investigó la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de NiTi con un aparato fabricado de acuerdo a la propuesta de la norma N° 28 de la American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA — *Root Canal Files and Reamers, Type K for Hand Use*)¹ en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEl de la Facultad de Odontología, UNAM. Este aparato permite que se coloque un instrumento rotatorio



endodónico y gire libremente dentro de un bloque de bronce el cual tiene dos planos inclinados formando una “V” con ángulo de 30 y 35 grados, dicho bloque está colocado sobre una mesa de posicionamiento X-Y, el bloque de bronce se desplaza para que el instrumento rotatorio contacte con la pared del plano inclinado. Se ajustó la velocidad del motor a 360 rpm y se registró el número total de ciclos a los que el instrumento rotatorio endodónico se fracturó.



1. Marco Teórico

1.1 Instrumentos Rotatorios Endodóncicos de Níquel-Titanio

1.1.1 Historia

A principios del decenio de 1960, Buehler y Wang en el US Naval Ordnance Laboratory, descubrieron la propiedad superelástica de la aleación níquel-titanio, también conocida como **Nitinol**. El nombre Nitinol se derivó de los instrumentos que constituían la aleación, níquel y titanio, y “nol” se derivó de Naval Ordnance Laboratory. La marca registrada Nitinol® se refiere específicamente al primer alambre de níquel y titanio comercializado para Ortodoncia.²

En 1975, Civjan et al³ realizaron 6 experimentos con los cuales pudieron sugerir posibles aplicaciones de las aleaciones de níquel-titanio en Odontología y Medicina. Debido a las características que presentaban las aleaciones con contenido 60% de níquel por peso (60-Nitinol) sugirieron que podrían utilizarse para la fabricación de instrumentos de corte manuales o rotatorios resistentes a la corrosión o limas para Operatoria Dental, Cirugía, Periodoncia y Endodoncia. Donde la flexibilidad es un inconveniente (como en los instrumentos manuales) y los diseños podrían tener un mango de mayor diámetro o puntas de trabajo que se unan a los mangos convencionales de metales más rígidos. Los bordes de los ángulos de corte tendrían que ser mayores y las hojas reducidas o de mayor grosor. Por otro lado, de acuerdo a lo observado en los experimentos con aleaciones con contenido de 55% de níquel por peso (55-Nitinol), sugirieron su posible aplicación en Odontología para: ganchos de alambre flexible que puedan resistir la deformación accidental fuera de la boca, y sin embargo recuperarse en la boca; grapas de fijación quirúrgica (en tensión) y placas que se contraeran o



doblaran ligeramente a temperatura corporal, con lo que los fragmentos óseos se aproximarán o sufrirán una ligera compresión; pernos de fijación e implantes endoóseos; dispositivos colapsables para colocación dentro de defectos (cavidad quística, paladar hendido, etc.); materiales pre-estirados como alambres, bandas, cuñas para la separación de dientes; bandas matriz circulares auto-adaptables continuas o interrumpidas que no requieren retenedor; brackets que puedan ser cementados a los dientes y se sujeten firmemente al alambre, aparatos de Ortodoncia para el movimiento simultáneo de varios dientes o como elásticos que podrían actuar a larga distancia con una fuerza constante leve; y aparatos de prótesis fija o removible, aparatos de precisión para retención. Y por último se sugirió que el 55-Nitinol o el 60-Nitinol podían utilizarse para la manufactura de puntas para conductos radiculares resistentes a la corrosión que reemplazaran a las puntas de plata.³

Sin embargo, no fue sino hasta 1988 cuando Wallia et al^{2,4} establecieron la viabilidad de producir limas endodóncicas de níquel-titanio. Se demostró que limas del número 15 fabricadas a partir de la aleación de níquel-titanio tenían dos o tres veces la flexibilidad elástica en la flexión y en la torsión, así como mayor resistencia a las fracturas por torsión, comparadas con las limas de acero inoxidable del número 15 fabricadas mediante el mismo proceso. Los resultados sugirieron que las limas de NiTi podrían ser prometedoras para la instrumentación de conductos curvos.²

En 1992, un grupo de colaboración decidió analizar y estudiar la posibilidad de producir instrumentos de níquel-titanio. Siguió la revolución del níquel-titanio en Endodoncia, y en mayo de 1992, Serene presentó estas nuevas limas a estudiantes en el College of Dental Medicine de la Medical University of South Carolina. Más tarde, la profesión en general tuvo a su disposición ésta y otras limas similares.²



1.2 Aleación de Níquel-Titanio

El avance tecnológico y la asociación de la metalurgia con la Endodoncia permitieron la fabricación de instrumentos manuales y rotatorios endodóncicos con aleación de níquel-titanio.^{5, 6}

La aleación de níquel-titanio utilizada en Endodoncia presenta porcentajes atómicos entre 50-55% de Níquel y 45-50% de Titanio.⁷

1.2.1 Propiedades Generales

La aleación de níquel-titanio posee una combinación de propiedades única, que no se encuentran en otros materiales, lo que la hace particularmente interesante para aplicaciones médicas. Estas propiedades son:⁸

- Efecto de memoria de forma
- Superelasticidad (se expande considerablemente sin sufrir deformación permanente)
- Bajo módulo elástico (deformación grande aplicando poca fuerza)
- Fuerza constante sobre un amplio rango de tensión
- Ductilidad
- Resistencia a la corrosión
- Biocompatibilidad
- Radiopacidad

Los instrumentos endodóncicos fabricados con aleaciones de níquel-titanio poseen buenas propiedades físicas cuando se comparan con los de acero



inoxidable: gran flexibilidad, resistencia a la deformación plástica⁵ y a la fractura por torsión, buena capacidad de corte con un diseño adecuado del instrumento, efecto de memoria de forma y superelasticidad.⁷

El efecto de memoria de forma es la capacidad que poseen ciertas aleaciones metálicas para deformarse ante una fuerza y recuperar su forma original al retirar dicha fuerza, por lo que los instrumentos de níquel-titanio no se pueden precurvar. Si la fuerza ejercida sobrepasa el límite elástico, la deformación será irreversible.⁹

Las aleaciones de níquel-titanio, cuando se someten a una deformación de hasta 10%, pueden revertirse completamente y retornar a su forma original, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras que las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%.^{2, 5}

La superelasticidad de la aleación de níquel-titanio hace que el instrumento endodóncico sea más flexible que el instrumento de acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los conductos radiculares curvos, así como también se minimiza la transportación apical.^{5,7,10,11,12}

Por otro lado, la deformación plástica de una aleación se caracteriza por su capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura. Esta propiedad permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando, no obstante, su integridad física.⁵

1.2.2 Estructura Cristalina de la Aleación NiTi

El efecto de memoria de forma de la aleación de níquel-titanio puede existir gracias a dos estructuras cristalográficas o fases dependientes de temperatura: *martensita* (baja temperatura) y *austenita* (alta temperatura) o también llamada fase progenitora.^{2,7,9,13}



Las aleaciones con memoria de forma se caracterizan por una transformación martensítica termoelástica. La transformación es reversible, acompañada de una histéresis, y puede inducirse mediante la variación ya sea de temperatura o de “stress”.¹⁴

En el caso de temperatura, cuando la aleación de níquel-titanio se encuentra en fase de martensita, al aplicarle calor, empieza a transformarse en austenita (Fig.1). La temperatura a la que este fenómeno se inicia se denomina *temperatura de inicio de austenita*, la temperatura a la que este fenómeno se completa se denomina *temperatura final de austenita*. Cuando se enfría la aleación de níquel-titanio en fase de austenita, empieza a transformarse en martensita. La temperatura a la que este fenómeno inicia se denomina *temperatura de inicio de martensita*. La temperatura a la que se regresa a martensita se denomina *temperatura final de martensita* (Fig.1)¹³.

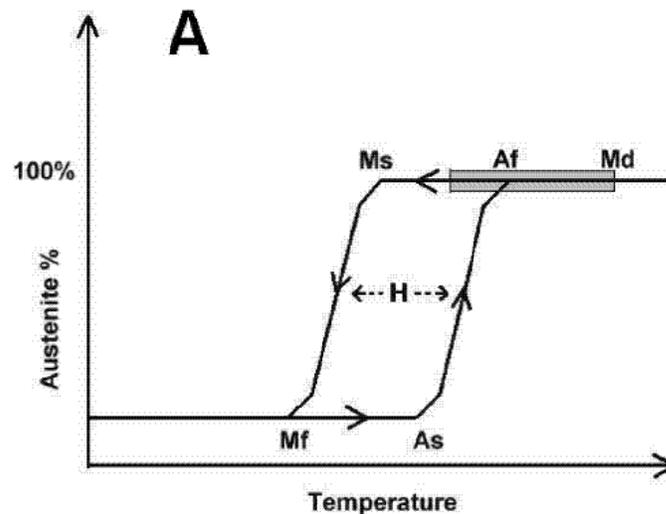


Figura 1. Transformación martensítica. *As* inicio de austenita, *Af*= final de austenita, *Ms*= inicio de martensita, *Mf*= final de martensita, *Md*= temperatura máxima para la inducción de deformación martensita, *H*= histéresis, *Área gris*= superelasticidad óptima.



Estos cambios de fase implican la reorganización de la posición de las partículas dentro de la estructura cristalina de los sólidos.

La composición y el tratamiento metalúrgico tienen un impacto dramático en la *transición de temperaturas*. Desde el punto de vista de aplicación práctica, la aleación de níquel-titanio puede tener tres formas diferentes: martensita, martensita inducida por “stress” (superelástico), y austenita. Cuando la aleación se encuentra en su forma de martensita, esta es suave y dúctil y puede deformarse fácilmente. La aleación de níquel-titanio superelástica es altamente elástica, mientras que la aleación de níquel-titanio austenítica es muy fuerte y dura. Las aleaciones de níquel-titanio tienen éstas propiedades, y su expresión específica va en función de la temperatura a la que es sometida.¹³

En el caso de la transformación martensítica inducida por “stress”, el proceso está impulsado por superelasticidad; este efecto está relacionado con cambios estructurales a determinadas temperaturas. La austenita se transforma en martensita durante una carga y vuelve a austenita cuando se suspende la carga. Al inicio de la deformación la aleación es completamente austenítica, ante un “stress” en particular dependiente de temperatura, se observa la transformación martensítica (martensita es estable con “stress”).¹⁴

Cuando una lima fabricada con níquel-titanio, está en reposo, ésta se encuentra en la fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, se transforma en martensita⁵. Al iniciarse la transformación, el instrumento se vuelve frágil, y se puede romper con facilidad. Por este motivo, cuando se trabaja con instrumentos de níquel-titanio, no se debe ejercer presión, ni hacer que giren durante mucho tiempo en el mismo punto (fatiga cíclica) cuando se accionan de modo mecánico, ni modificar bruscamente la velocidad o el sentido del giro⁹.



1.3 Fatiga Cíclica

Los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio en situaciones que podrían provocar deformación plástica en instrumentos de acero inoxidable, exhiben un comportamiento superelástico¹¹.

A pesar de las ventajas que tienen los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio, la mayor preocupación con estos instrumentos es la fractura inesperada durante su uso clínico¹⁰ y en especial cuando su uso es prolongado¹⁵.

A diferencia de los instrumentos de acero inoxidable, la fractura puede ocurrir sin ningún signo visible de deformación permanente previa, aparentemente dentro del límite elástico del instrumento^{4,11}. Por lo que la inspección visual no es un método confiable para la evaluación de los instrumentos de níquel-titanio^{11,16}.

La fractura de los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio es un problema grave y puede poner en peligro el resultado del tratamiento del conducto radicular. Mediante el análisis fractográfico de instrumentos que han sido descartados se puede observar el mecanismo de la fractura de los instrumentos la cual ocurre de dos formas: *fractura por torsión* y *fatiga cíclica*^{5, 6, 11, 17, 18, 19, 20, 21, 22}.

La *fractura por torsión* ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se atasca en las paredes del conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se excede el límite elástico de la aleación por el torque ejercido por la pieza de mano, conduciendo a la deformación plástica así como también a la fractura^{5, 16, 19, 21, 23, 24}.

La fractura por *fatiga cíclica* es causada por el “stress” y por la propia fatiga del metal, resultando en una fractura de *flexión*. Con este tipo de fractura, el instrumento no se encuentra atascado en el conducto, sino que gira libremente en un conducto pronunciadamente curvo, donde se encuentra sujeto a ciclos de



compresión y tensión simultáneamente¹⁵ en el punto de flexión máxima²⁴ pero en la misma longitud de trabajo; de esta manera, en la curva de un conducto radicular el instrumento dobla y ocurre la fractura⁵; esto ocurre a la mitad de la curva del conducto radicular y es en función del número de ciclos que experimenta el instrumento¹⁵.

Cuando un instrumento endodóncico, dentro de su límite elástico, gira en el interior de un conducto curvo, se produce una carga mecánica; que es representada por la alternancia del “stress” de tensión y compresión. La mitad del instrumento en la parte externa de la curva se encuentra en tensión, y la mitad del instrumento en la parte interna de la curva se encuentra en compresión. Cada rotación dentro de un conducto curvo causa que el instrumento experimente un ciclo completo de tensión-compresión¹¹. La repetición cíclica de estas cargas, más el tiempo²⁴, conduce a la fractura del instrumento a través de la fatiga cíclica^{6, 18, 19}.

Una curva pronunciada crea mayor tensión, y los instrumentos más largos y rígidos experimentarán mayor “stress” que los instrumentos más pequeños¹¹.

La fatiga del metal (fatiga cíclica) que conduce a la fractura puede ocurrir por debajo del límite elástico del instrumento (sin deformación permanente) a través de mecanismos conocidos como bandas de deslizamiento. Éstos mecanismos de la fatiga se producen microscópicamente y no son visibles al ojo¹¹.

Los niveles de “stress” durante la carga cíclica en general dependen de la forma real de la curva y las cargas aplicadas¹¹.

El “stress” mecánico de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio es fuertemente dependiente de la curva del conducto y de la dureza de la dentina (complejidad anatómica), pero también es proporcional al torque del motor²⁵.

Una gran preocupación cuando se utilizan instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio, independientemente del fabricante, es la ruptura de estos instrumentos por fatiga cíclica cuando se utilizan bajos ciclos de carga⁶.



La resistencia a la fractura por fatiga en un bajo número de ciclos se refiere al número de ciclos que un instrumento es capaz de resistir bajo una condición de carga específica. Así, el número de ciclos hasta la fractura es acumulativa y puede obtenerse a través de la multiplicación de la velocidad de rotación por el tiempo transcurrido hasta que ocurra la fractura por fatiga cíclica⁶.

1.4 Aparatos para pruebas de fatiga cíclica para instrumentos rotatorios de níquel-titanio

La resistencia a la fractura de un instrumento endodóncico puede medirse realizando una prueba de fatiga cíclica mediante la aplicación de un aparato diseñado para dicha prueba.

Aunque se han realizado pruebas dinámicas en instrumentos de NiTi y acero inoxidable, no se ha desarrollado una metodología para pruebas fatiga de instrumentos endodóncicos de níquel-titanio^{11, 20}.

La norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ establece las pruebas para medir la fuerza en virtud de la torsión y flexibilidad de las limas manuales de acero inoxidable. Las mismas pruebas que se adoptan por la norma de la International Organization for Standardization ISO 3630-1, la cual está diseñada para instrumentos con conicidad .02 ISO^{4, 24}. Hasta la fecha, no hay ninguna especificación o norma internacional para poner a prueba la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Endodoncia, incluso la ISO y la ADA están trabajando actualmente para desarrollar un nuevo estándar para instrumentos endodóncicos de níquel-titanio con mayor conicidad. Este nuevo estándar es requerido por los fabricantes, los científicos y clínicos para definir las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio para un uso clínico seguro y eficiente,



para introducir aparatos para pruebas de fatiga aceptados universalmente para la evaluación experimental de los productos o prototipos²⁴.

Un modelo ideal implicaría la instrumentación de dientes naturales con conductos curvos. Sin embargo, en estas pruebas, un diente sólo puede utilizarse una vez y la forma del conducto va a cambiar durante la instrumentación, lo que hace imposible estandarizar las condiciones experimentales²⁴. Además, siempre habrá una combinación de stress por torsión y fatiga cíclica cuando se utilizan dientes naturales²⁶. Como resultado para tener un mejor control de variables, se han utilizado varios aparatos y métodos para investigar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica *in vitro* de los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio²⁴.

En casi todos los estudios reportados en la literatura endodóncica, los métodos utilizados para determinar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica es mediante la fabricación de conductos radiculares artificiales los cuales consisten en:

- 1.4.1 Tubo de acero inoxidable (Pruett et al¹¹, Kramkowski et al²¹, Lopes et al^{6, 26}, Yao et al⁴, Bui et al²⁷, Mize²⁸, Svec²⁹) o Tubo de vidrio (Galvão³⁰),
- 1.4.2 Bloque de metal acanalado (Larsen et al¹⁹, Testarelli et al²⁰, Gambarini³¹),
- 1.4.3 Bloque de metal cóncavo que se ensambla a un cilindro convexo (Gambarini²⁵, Tripi et al¹⁸, Inan et al¹⁷, Fife et al¹⁰, Bahia et al²², Haïkel et al¹²),
- 1.4.4 Bloque de metal inclinado (Li et al³², Kitchens³³).



1.4.1 Tubos de acero inoxidable y de vidrio

Los conductos artificiales son fabricados a partir de tubos de acero inoxidable con diferente diámetro interno, angulaciones y radio de la curva y punto máximo de curvatura (Fig.2).

Debido a que el diámetro interno de los tubos (de vidrio y metal) es mayor que el diámetro de los instrumentos, un instrumento que gira en el tubo seguirá una trayectoria no predecible sin seguir los parámetros de radio y ángulo de la curva y el punto de curvatura máxima que se establecen en la construcción de los conductos artificiales. Además, cada instrumento, dependiendo del tamaño de la punta, conicidad, diseño, longitud, y características morfológicas y geométricas, seguirá su propia trayectoria en los tubos que no limitan suficientemente los ejes de los instrumentos, especialmente los más pequeños²⁴.

Si instrumentos de las mismas dimensiones siguen trayectorias diferentes en el aparato de pruebas, puede ser difícil establecer una comparación directa entre instrumentos de diferentes marcas y los resultados obtenidos pueden no ser fiables e inconsistentes. Por otra parte, no está clara la previsibilidad de los parámetros de radio y ángulo de curvatura, y el punto de curvatura máxima obtenido por el doblado de un metal recto o un tubo de vidrio. Otro problema con un conducto holgado es que la lima puede “caminar” o vibrar en ese espacio, lo que conduce a un cambio en la magnitud de estrés y posiblemente dar lugar a variaciones en los resultados²⁴.

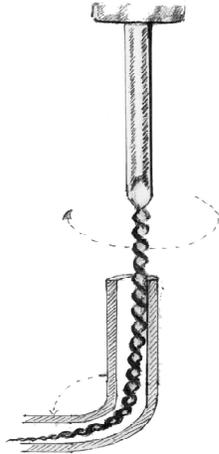


Figura 2. Esquema de tubos de metal o vidrio flexionados utilizados para pruebas de fatiga de instrumentos rotatorios de NiTi.

1.4.2 Bloque de metal acanalado

Larsen y cols.¹⁹ probaron instrumentos en un bloque de metal fabricado de acero inoxidable con conductos simulados con un ángulo de curva de 60° y radio de curva de 3 mm y 1.5 mm de ancho. Se le colocó una cubierta superior de acrílico para visualizar las limas girar en el interior del conducto y para la remoción de los instrumentos fracturados. Se marcó una línea con plumón permanente a 19 mm para estandarizar la colocación del instrumento (Fig.3).

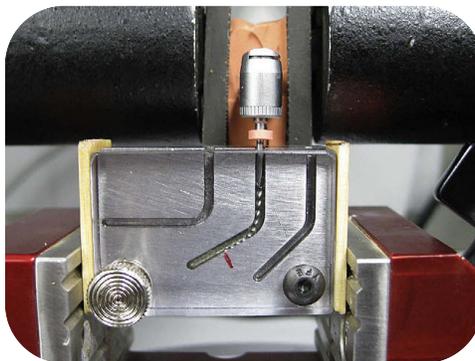


Figura 3. Aparato utilizado por Larsen y cols.¹⁹

Es notable que el conducto fabricado en el bloque de metal no tiene la capacidad de limitar el instrumento en una trayectoria precisa y puede ser difícil colocar los instrumentos a la misma profundidad.

Otros estudios intentaron solucionar este problema mediante la fabricación de conductos artificiales que reproducen el tamaño y la conicidad del instrumento, proporcionando de esta manera una trayectoria adecuada (Fig.4). Se les dio una angulación de 60° y radio de curva de 5 mm. Se le colocó una cubierta superior de vidrio para prevenir que el instrumento fracturado se desaloje y para permitir la visualización del instrumento.

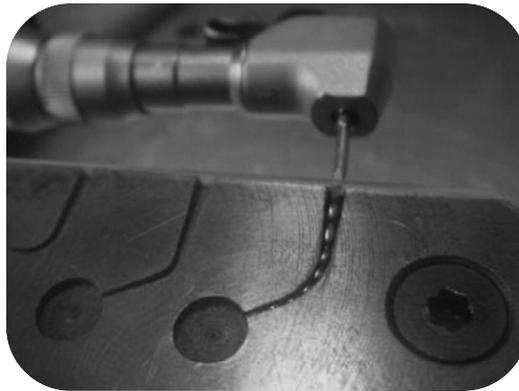


Figura 4. Aparato utilizado por Gambarini y cols.³¹

1.4.3 Bloque de metal cóncavo que se ensambla a un cilindro convexo

El conducto artificial consiste en un bloque cóncavo de acero templado y un cilindro de acero templado, que cuando se ensamblan aseguran la curva de los instrumentos. El bloque cóncavo incorpora una muesca en forma de V para guiar a los instrumentos y se puede fabricar con diferentes radios y ángulos de curva^{24, 25}.

El bloque cóncavo representa la porción del conducto artificial que guía al instrumento (Fig.5). Esta trayectoria se da a la superficie externa del instrumento y no a su eje, resultando en una trayectoria real diferente para instrumentos con conicidad diferente. Por otro lado, no se menciona la adaptación del instrumento en este ensamble. El cilindro convexo contacta el instrumento cónico de una manera no predecible, de modo que el instrumento puede adaptarse libremente y el radio y ángulo de curva puede no ser el mismo. Además, es difícil controlar con exactitud la profundidad del instrumento en este aparato, de modo que la punta del instrumento, que se encuentra en el centro de la curva, puede variar.

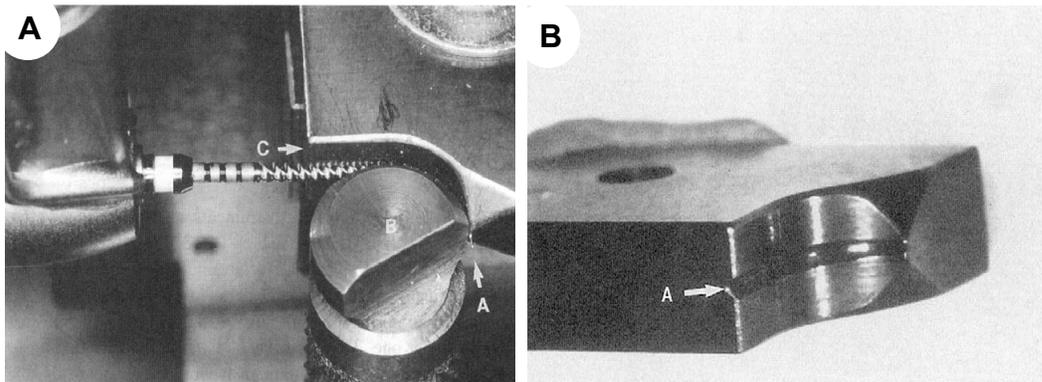


Figura 5. A) Relación entre el bloque cóncavo y el cilindro de acero⁹. B) Muesca en forma de V para guiar al instrumento.

1.4.4 Bloque de metal inclinado

Li y cols.³² utilizaron un bloque de acero de carbono inclinado para crear la curva del instrumento (Fig. 6). Se utilizaron cuatro angulaciones 37°, 40.5°, 45° y 48°. El ángulo de curva se calculó con el método de Schneider, el cual consiste en trazar una línea paralela a lo largo del eje del conducto, y trazar una segunda línea a partir del foramen apical a la intersección con la primera línea en el punto donde el conducto comienza a salir del eje longitudinal del conducto.

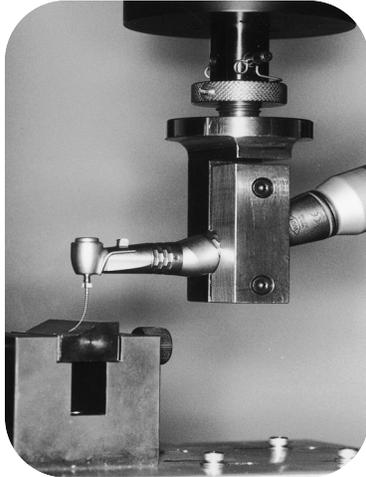


Figura 6. Aparato utilizado por Li y cols.³²

En el estudio realizado por Kitchens y cols³³, se realizó una ranura de 2 mm de ancho para mantener la lima en su lugar durante la prueba (Fig.7). Utilizaron 3 angulaciones de acuerdo al método de Schneider: 25°, 28° y 33.5°.



Figura 7. Aparato utilizado por Kitchens y cols.³³

1.5 Propuesta de la ADA

En Julio del año 2006 la ADA lanzó una publicación denominada *ADA Professional Product Review*, la cual se entrega trimestralmente junto con la revista de la *American Dental Association*, la revisión abarca tres categorías de productos dentales que incluye información acerca del rendimiento de los productos en pruebas de laboratorio y la opinión clínica de los miembros de la ADA³⁴.



En Octubre de 2006 se publicó en línea un protocolo de pruebas de laboratorio para instrumentos endodóncicos rotatorios, en el que se hace la descripción del aparato para pruebas de resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos endodóncicos rotatorios, incluyendo la metodología para llevar a cabo dicha prueba ³⁵.

El aparato incluye un contraángulo capaz de sujetar las limas de Endodoncia. El contraángulo está conectado a un motor DC (de corriente continua) de velocidad variable, con un rango de operación entre 200 y 2000 rpm, lo que permite controlar las revoluciones de la lima de prueba. El aparato también tiene un contador que indica el número total de revoluciones a la fractura. El número de revoluciones se cuenta electrónicamente por el dispositivo, con conteo continuo desde el comienzo de la prueba hasta el momento en que se fractura la lima. El aparato de pruebas utiliza la lima como un mecanismo de interrupción enviando una señal a 5V a través de la lima al contador. Cuando se pierde la señal (es cuando se produce la fractura de la lima), el contador recibe una señal para detener el conteo. Para las limas que no tienen un mango conductor, el tallo se envuelve con finos alambres de acero que permiten la conductividad a la parte de trabajo ³⁵.

La punta de la lima endodóncica es asegurada en un bloque de bronce. Este bloque de bronce tiene dos planos inclinados a un ángulo de 30 grados (Fig.8). Una nueva sección del plano se utiliza para cada prueba de lima, y el hueco es re-maquinado después de que todas las secciones se han desgastado. El bloque de bronce está montado sobre una mesa ajustable XY, que se puede ajustar en incrementos de 1 micra. Esta mesa ajustable puede ajustarse de tal forma que la punta de la lima de Endodoncia puede ser posicionada correctamente después de que el vástago se monta en el contraángulo unido al motor DC. Después de que la lima de Endodoncia está bien colocada tanto en la punta como en el vástago, el bloque de bronce se mueve de manera que la punta de la lima de Endodoncia se desvíe a una distancia de 5 mm (Fig.9).

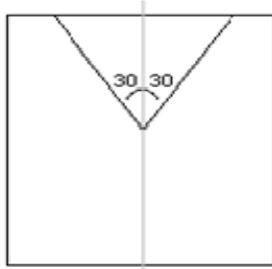


Figura 8. Detalle del bloque del aparato para pruebas de fatiga cíclica propuesto por la ADA.³⁵

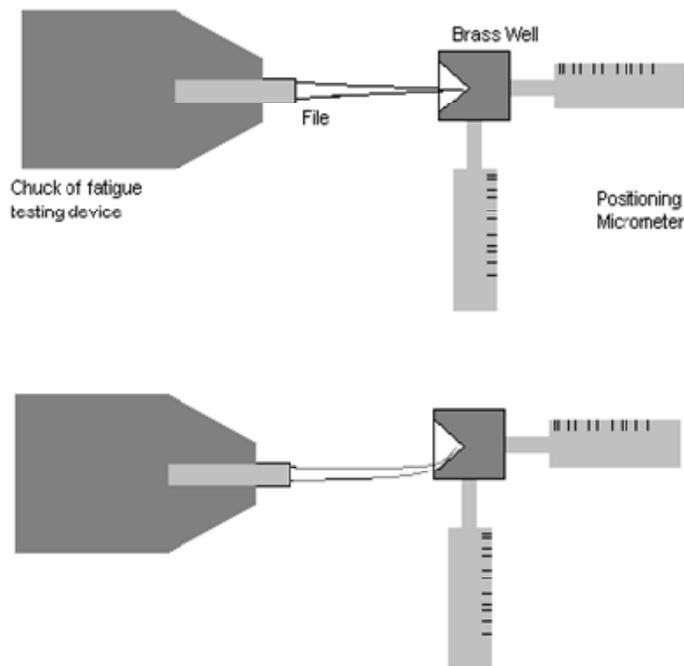


Figura 9. Aparato para pruebas de fatiga cíclica propuesto por la ADA que ilustra el posicionamiento de la lima.³⁵

1.6 Descripción de las muestras

1.6.1 Sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$

El sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ fue lanzado al mercado en el 2001 por SybronEndo, y presenta sus instrumentos con diferencias notables en relación con otros sistemas como³⁶:

a) Ángulo de corte positivo.

El corte eficaz de un instrumento depende, en general, del ángulo de corte de sus estrías. Los ángulos negativos de corte son ineficaces y dan como resultado un raspado más que acción de corte. El ángulo de corte ideal es ligeramente positivo, porque un ángulo de corte positivo excesivo llevaría a clavarse y arañar (surcar) la dentina. El K^3 se caracteriza por su ángulo ligeramente positivo para un corte eficiente y óptimo (Fig. 10).

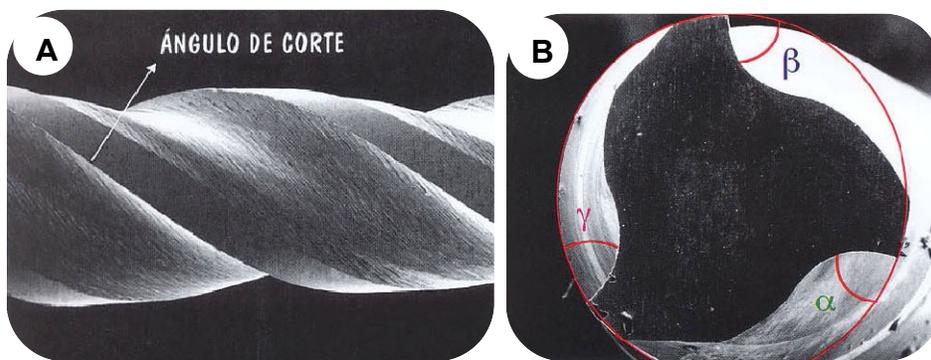


Figura 10. Ángulo de corte del sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$.
A) Vista lateral, B) Vista transversal.⁵

b) Ángulo Helicoidal Variable

El material resultante de la acción cortante de K^3 es fácilmente desalojado de la zona de trabajo, y expulsado hacia afuera por los instrumentos por medio de su ángulo helicoidal variable (Fig. 11).

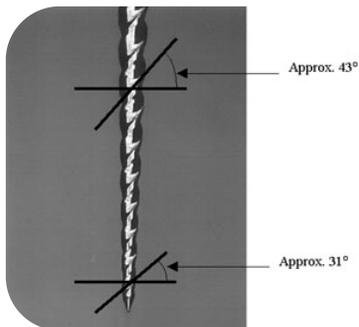


Figura 11. Ángulo Helicoidal Variable.³⁶

c) Plano Radial Amplio

Le confiere soporte a la hoja de corte del instrumento. A menor soporte de la estría (cantidad de metal tras el borde cortante) menor resistencia del instrumento al estrés rotatorio y de torsión (Fig. 12). El incremento de la masa periférica de K^3 , previene la propagación de grietas y reduce las posibilidades de fracturas y deformidades del instrumento por el estrés torsional.

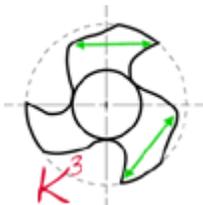


Figura 12. Plano Radial Amplio.³⁶

d) Plano Radial Liberado

La resistencia a la fricción del instrumento es proporcional a la cantidad de superficie que tiene contacto el plano radial con las paredes del conducto (Fig. 13). El plano radial liberado reduce la resistencia a la fricción, además de que controla la profundidad del corte, de manera que el exceso de presión apical no incrementa directamente la cantidad de estrías actuantes. Esto ayuda a proteger al instrumento de una acción excesiva y fracturas.

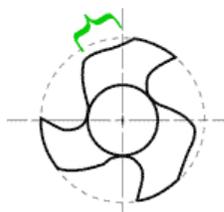


Figura 13. Plano Radial Liberado, reduce la resistencia a la fricción y facilita movimientos suaves.³⁶



e) Tercer Plano Radial

El propósito del tercer plano radial es prevenir que el instrumento se “atornille” dentro del conducto radicular (Fig. 14). Proporciona mayor control del instrumento estabilizándolo.

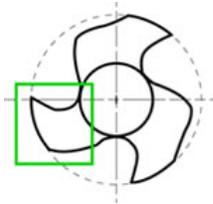


Figura 14. Tercer Plano Radial.³⁶

f) Diámetro Variable del Alma del Instrumento

Puede ser mejor descrito como profundidad variable de la estría. La proporción entre el diámetro del alma y el diámetro exterior es mayor en la punta, donde la resistencia es más importante. Ésta proporción disminuye desde aquí uniformemente en dirección al mango, dando como resultado más profundidad de estría y mayor flexibilidad con la misma resistencia. Un beneficio adicional es que el residuo dentinario también se elimina con mayor eficiencia.

g) Código de Colores Simplificado

K³ es un sistema sencillo que sólo tiene dos conicidades: .04 y .06. La conicidad .04 es Verde, y .06 Naranja. Los instrumentos tienen dos bandas de colores en el mango. La banda superior indica la conicidad y la banda inferior indica el tamaño ISO. Hay 10 tamaños (15-60) ISO de cada conicidad.

h) Punta Pasiva de Seguridad

La punta de seguridad es no-cortante y sigue la morfología del conducto, ayudando al profesional a evitar escalones, perforaciones, etc. (Fig. 15).

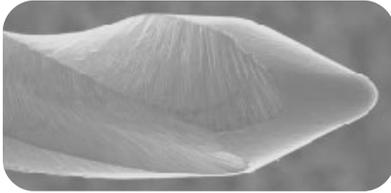


Figura 15. Punta Pasiva de Seguridad.³⁶

La velocidad recomendada para máxima eficiencia es de 300-350 rpm, utilizando cada instrumento por no más de 5-7 segundos.

1.6.2 Sistema EndoSequence

El sistema **EndoSequence** tiene una sección transversal triangular.

a) Punto Alterno de Contacto³⁷

Para conservar la flexibilidad natural del NiTi, este sistema incorpora en su diseño una geometría exclusiva de Punto Alterno de Contacto (Fig.16). Con este diseño se logra centrar el instrumento dentro del conducto sin la necesidad de planos radiales. Además, evita que el instrumento se atornille dentro del conducto, aumenta la remoción de los restos dentinarios, y maximiza la eficiencia del corte.



Figura 16. Puntos Alternos de Contacto.³⁷

b) Ausencia de Puntos Radiales³⁷

Aumenta la flexibilidad del instrumento y disminuye el estrés torsional. Además, de que se reduce el espesor de la sección transversal y sus bordes cortantes son filosos.

c) Punta de Precisión³⁷

No activa en la punta, totalmente activa con capacidad de precisión a 1 mm (Fig.17).



Figura 17. Punta de Precisión EndoSequence.

d) Superficie Electropulida³⁷

El proceso de fabricación (fresado) suele dejar microgrietas en el metal, las cuales pueden propagarse cuando el instrumento está sujeto a estrés, provocando su fractura. El electropulido elimina las imperfecciones superficiales, aumentando el filo del instrumento.

El rango ideal de velocidad es de 500-600 rpm.



2. Planteamiento del problema

El uso de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi para la instrumentación de los conductos radiculares ha permitido a los clínicos crear consistentemente y de manera predecible y eficiente preparaciones cónicas que a la vez minimizan contratiempos de procedimiento, especialmente en los conductos curvos ⁴.

A pesar de la flexibilidad y fuerza superiores, la fractura puede ocurrir con los instrumentos NiTi, especialmente después de un uso extenso. La fractura de un instrumento puede impedir el cumplimiento de dos de los principales objetivos de la terapia endodóncica: la limpieza y conformación del conducto radicular ⁴.

Desafortunadamente, muchas de estas fracturas suceden inesperadamente sin ninguna señal visible de deformación permanente ⁴.

La fractura es una preocupación constante con los instrumentos de NiTi. Las dos causas principales de fractura de instrumentos rotatorios endodóncicos son por fatiga cíclica y torsión ^{4,24}.

Hasta la fecha, no hay ninguna especificación o norma internacional para poner a prueba la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de Endodoncia. Como consecuencia, varios dispositivos y métodos se han utilizado para investigar *in vitro* la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi. Casi todos los estudios en la literatura endodóncica, mencionan que el instrumento rotatorio endodóncico a estudiar era confinado en un tubo de vidrio o metal, en un bloque acanalado o en un bloque de metal inclinado. La ISO y la ADA están trabajando actualmente para desarrollar un



nuevo estándar para instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi con mayor conicidad. Este nuevo estándar es requerido por los fabricantes, científicos y clínicos para definir las propiedades mecánicas de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi para un uso seguro, eficiente y con representatividad clínica para introducir las pruebas de aceptación universal para la evaluación experimental de los productos o prototipos ²⁴.

Se introduce un aparato para pruebas de fatiga cíclica fabricado de acuerdo a la propuesta de la Norma No.28 de la ANSI/ADA¹, para la evaluación y determinación del tiempo de vida de instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio para su uso clínico seguro y eficiente, cuando son sometidos a trabajar a determinada velocidad y angulación. Por lo que surgen las siguientes preguntas de investigación:

- ¿El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica podrá reproducir las condiciones que marca la propuesta de la Norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ para instrumentos rotatorios endodóncicos?
- ¿El posicionamiento XY del aparato fabricado permitirá adaptar diferentes angulaciones de trabajo?
- ¿El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica permitirá reproducir las condiciones que marca la Norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ para instrumentos rotatorios endodóncicos en base a la posición de la pieza de mano?
- ¿A cuántos ciclos un instrumento rotatorio endodóncico se fracturará con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica en diferentes angulaciones (30 y 35°)?



- ¿Qué marca comercial de los instrumentos estudiados ofrecerá los valores más altos de resistencia a la fractura por fatiga cíclica con el aparato fabricado para pruebas de fatiga en diferentes angulaciones (30 y 35°)?



3. Justificación

El Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEI de la Facultad de Odontología, UNAM realiza el control de calidad a materiales, equipo e instrumentos de uso odontológico a nivel nacional, por lo tanto desarrolla un aparato en base a la propuesta de la Norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ para valorar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de níquel – titanio de uso endodóncico. Permitiendo investigaciones colaterales con diferentes condiciones y de esta manera se podrá predecir el comportamiento que estos instrumentos pueden tener en su uso clínico. Al mismo tiempo se abre una línea de investigación en este sentido, proponiendo para el futuro especialista en el área endodóncica una oportunidad más en trabajos terminales.



4. Objetivos

4.1 General

- Poner a punto un aparato para realizar pruebas de fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos en base a la propuesta de la Norma N°28 de la ANSI/ADA¹ evaluando dos marcas comerciales.

4.2 Específicos

- Evaluar con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica, la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de dos marcas comerciales de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi (EndoSequence Brasseler, EUA y $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ SybronEndo, EUA), así como conocer su comportamiento en angulaciones de 30 y 35°.
- Identificar cuál de las dos marcas comerciales estudiadas (EndoSequence Brasseler, EUA y $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ SybronEndo, EUA), ofrece los valores más altos de resistencia a la fractura con el uso del aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.



5. Hipótesis

5.1 Hipótesis Alternativa

- El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica permite reproducir las condiciones que marca la propuesta de la norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ para instrumentos rotatorios endodóncicos al ser probado con dos marcas comerciales de instrumentos rotatorios endodóncicos en dos angulaciones diferentes.
- Los instrumentos rotatorios endodóncicos sometidos a prueba de fatiga cíclica cumplen con las características especificadas de acuerdo a estudios anteriores al ser valorados con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.
- Los valores de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios endodóncicos de dos marcas comerciales, presentan diferencias estadísticamente significativas al ser valorados con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.

5.2 Hipótesis Nula

- El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica no permite reproducir las condiciones que marca la propuesta de la norma No. 28 de la ANSI/ADA¹ para instrumentos rotatorios endodóncicos al ser probado con dos marcas de instrumentos rotatorios a diferentes angulaciones.
- Los instrumentos rotatorios endodóncicos sometidos a prueba de fatiga cíclica no cumplen con las características especificadas de acuerdo a estudios



anteriores al ser valorados con el aparato diseñado para pruebas de fatiga cíclica.

- Los valores de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios endodóncicos de dos marcas comerciales, no presentan diferencias estadísticamente significativas al ser valorados con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.



6. Diseño metodológico

6.1 Tipo de estudio

Experimental, transversal y observacional.

6.2 Universo muestra

- ⊙ 20 Instrumentos Rotatorios de NiTi nuevos marca *EndoSequence* (Brasseler, EUA) conicidad .04, tamaño de la punta 35, longitud 25 mm.

- ⊙ 20 Instrumentos Rotatorios de NiTi nuevos marca $K^3 \sqrt{Endo}$ (SybronEndo, EUA) conicidad .04, tamaño de la punta 35, longitud 25 mm.

6.3 Método de recolección de datos (equipo)

Programa Word para captura de información, Programa Excel para captura de resultados y obtención de valores promedio y desviación estándar y Programa Sigma Stat para someter los resultados a un análisis de varianza ANOVA y prueba de comparación múltiple de Tukey.



7. Metodología

7.1 Material y Equipo

- Aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica (México).
- 20 Instrumentos Rotatorios de NiTi nuevos marca EndoSequence, conicidad .04, tamaño de la punta 35, longitud 25 mm. No. Lote: 16665 (Brasseler, EUA).
- 20 Instrumentos Rotatorios de NiTi nuevos marca $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$, conicidad .04, tamaño de la punta 35, longitud 25 mm. No. Lote: 050939880 (SybronEndo, EUA).
- Bloques de bronce con angulación 30°.
- Bloques de bronce con angulación 35°.
- Dispositivo de señales fabricado para el circuito eléctrico (México).
- Contraángulo W&H (Dentalwerk Bürmoos, 975 AE, 20:1, No. Serie: 09140, Austria)
- Motor eléctrico para Endodoncia TCM Endo II (Nouvag Endodontic, No. Serie: HB1085, Suiza).
- Estroboscopio (Strobotac 1531 AB GENERAL RADIO).
- Calibrador Vernier Digital (Mitutoyo, Modelo CD-6"CSX, No. Serie: 07565920, Japón).
- Llave Allen.

7.2 Métodos

7.2.1 Descripción del aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica

El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica consiste en un soporte universal de 20 cm × 15 cm con base irregular cuyas dimensiones son de 14 cm × 12.5 cm × 1.0 cm. En el soporte universal se sujeta una mesa de posicionamiento X-Y que consiste en tres platinas (Fig.18), una es fija y dos de ellas deslizables por medio de un tornillo micrométrico para cada una.

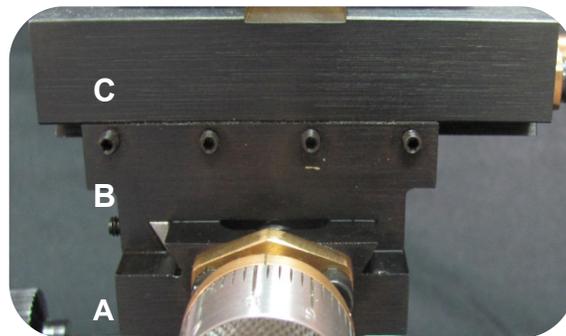


Figura 18. A) Platina Fija, B) Platina Y, C) Platina X

La platina fija tiene dimensiones de 48 mm × 65 mm × 10 mm, permite el deslizamiento de la platina Y.

La platina Y tiene dimensiones de 58 mm × 40 mm × 20 mm, tiene movimiento en sentido vertical (adelante-atrás) y recorre una distancia de 16 mm, que se obtiene al dar vuelta al tornillo micrométrico, dicha distancia se comprobó con el Calibrador Vernier Digital (Mitutoyo, Japón).

La platina X tiene dimensiones de 85 mm × 40 mm × 15 mm, tiene movimiento en sentido horizontal (izquierda-derecha), la cual se logra con el uso del tornillo

micrométrico, y la distancia de recorrido es de 19 mm. Al centro de la platina X se localiza una ranura (Fig. 19) que permite el posicionamiento de los bloques de bronce los cuales tienen dimensiones de 15 mm × 15 mm × 15 mm, en una cara del bloque se realizó una hendidura en forma de “V” la cual tiene un ángulo de 30° o 35° (Fig. 20). Dicho bloque de bronce se fija a la platina X mediante dos sujetadores con tornillo que se localizan a ambos lados de la ranura de la platina X.

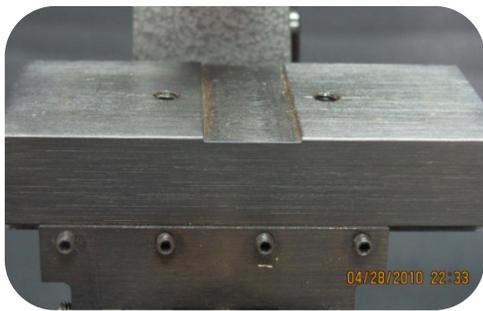


Figura 19. Ranura de la platina X.

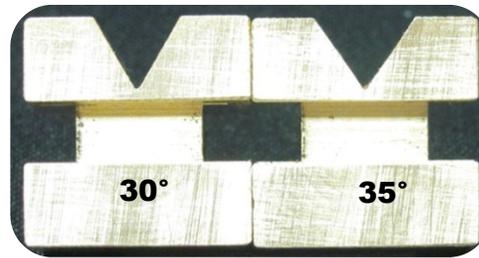


Figura 20. Bloques de bronce.

El tornillo micrométrico (Fig. 21) de las platinas X-Y constan de 10 líneas (0-9) paralelas las cuales van en aumentos de 1 000 μ . Cuando se le da una vuelta completa a los tornillos micrométricos las platinas X-Y manifiestan desplazamiento de 1 mm.

Figura 21. Tornillo micrométrico.



Se comprobó la graduación del tornillo micrométrico con el uso del calibrador vernier digital (Mitutoyo, Japón).

En la base del aparato se encuentran un disco de ajuste de altura para realizar movimientos finos, y una perilla para realizar los movimientos de altura gruesos (ascenso máximo 48 mm) (Fig.22).



Figura 22. Perilla y disco de ajuste de altura.

En el extremo superior del aparato se encuentra una placa de aluminio en la que se ensambla un soporte para mantener el contraángulo en posición fija (Fig.23). Se le coloca aislamiento de corriente con membrana de plástico y tornillos de acrílico.

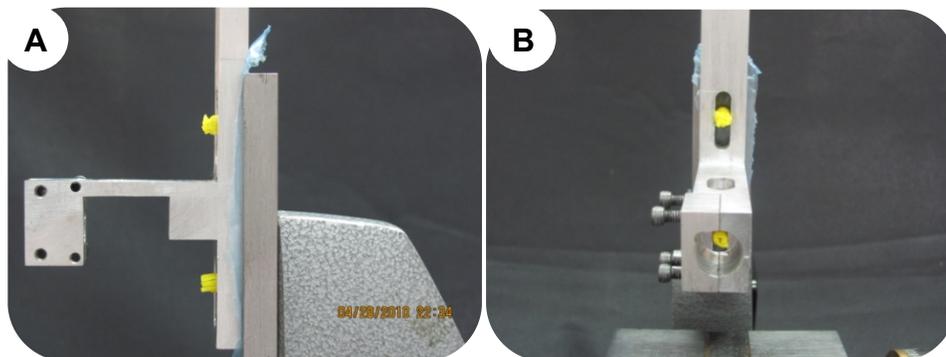


Figura 23. A) Vista lateral del soporte para contraángulo. B) Vista Frontal.

El aparato para pruebas de fatiga cíclica utiliza al instrumento rotatorio endodónico como mecanismo de conducción eléctrica mediante la implementación de un dispositivo de señales (Fig. 24). Las funciones del

dispositivo de señales consisten en: encendido de luz roja y emisión de sonido, encendido de luz verde y medición del tiempo con reloj eléctrico.

Se utilizó un motor eléctrico TCM Endo II (Nouvag Endodontic, Suiza) el cual ofrece control de velocidad y torque (Fig. 25). Contraángulo W&H reductor de 20:1 (Dentalwerk Bürmoos, Austria) (Fig.26).



Figura 24. Dispositivo de señales.



Figura 25. Motor eléctrico TCM Endo II (Nouvag Endodontic, Suiza).

Figura 26. Contraángulo W&H, reductor 20:1 (Dentalwerk Bürmoos, Austria).



Figura 27. Aparato para pruebas de fatiga cíclica en funcionamiento.

7.2.2 Procedimiento

Se seleccionaron dos marcas comerciales de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi (Fig.28), de tamaño idéntico (conicidad .04, tamaño de la punta 35 y 25 mm de longitud) para ser evaluados con el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica propuesto por la ADA.

Se dividieron en 4 grupos:

1. 10 instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi nuevos $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ (SybronEndo, EUA) para 30°.
2. 10 instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi nuevos EndoSequence (Brasseler, EUA) para 30°.
3. 10 instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi nuevos $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ (SybronEndo, EUA) para 35°.
4. 10 instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi nuevos EndoSequence (Brasseler, EUA) para 35°.

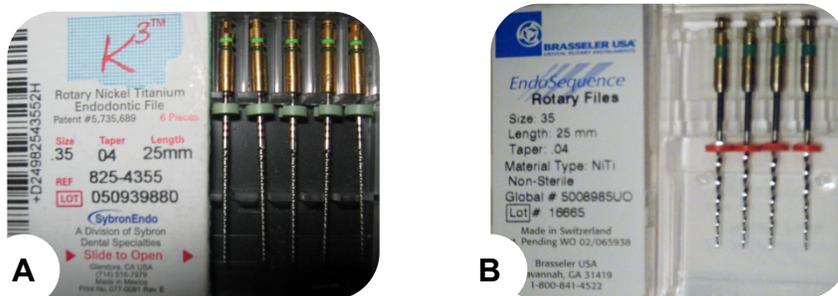


Figura 28. A) Sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ (SybronEndo, EUA). B) Sistema EndoSequence (Brasseler, EUA).

Se montó el bloque de bronce (ya sea el de 30° o 35°) sobre la ranura de la platina X, se aseguró con los sujetadores y se atornilló con la llave allen.



Posteriormente, se insertó un instrumento rotatorio de NiTi al contraángulo y se conectó este último al motor eléctrico. El contraángulo se posicionó en el dispositivo de sujeción y se atornilló.

Con la perilla de ajuste de altura se realizó un levantamiento grueso para aproximar el bloque de bronce con el instrumento rotatorio de NiTi. Y con el disco que se encuentra en el extremo inferior del aparato fabricado, se realizaron los movimientos finos para elevar poco a poco el bloque de bronce.

Es necesario centrar la punta del instrumento en el vértice del bloque de bronce con ayuda del tornillo micrométrico Y para localizar el vértice. Mediante el tornillo micrométrico X, se desplazó la platina X a los lados para utilizar una zona del bloque que no haya sido utilizada en pruebas anteriores.

El aparato para pruebas de fatiga cíclica utiliza al instrumento rotatorio endodónico como un mecanismo de conducción eléctrica enviando una señal de 5 V al dispositivo de señales. Para alcanzar una conductividad eficiente y constante, el vástago del instrumento rotatorio se envolvió con finos alambres de cobre. De manera que cuando la punta del instrumento rotatorio endodónico entraba en contacto con el vértice del bloque de bronce el dispositivo de señales emitía una alarma sonora y se encendía una luz roja que indicaban que se había llegado al punto deseado.

Una vez que la punta del instrumento entró en contacto con el vértice del bloque de bronce, se procedió a desplazar la platina Y mediante el tornillo micrométrico Y, lo que provoca el movimiento del bloque de bronce, y que el instrumento rotatorio se desvíe a una distancia de 5 mm con el bloque de bronce de 30° o 5.8 mm cuando se trata del bloque de 35° (Fig.29). De esta manera, se lograba obtener pleno contacto del instrumento con la pared del plano inclinado del bloque de bronce.

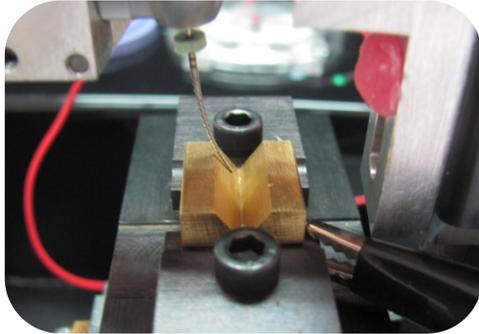


Figura 29. Posición de trabajo en angulación de 30°.

El motor eléctrico TCM ENDO II se ajustó a 360 rpm, el control de torque 20:1, y sentido de rotación horaria. En el momento en que se enciende el motor, el dispositivo de señales emite una luz verde y empieza el conteo del tiempo por el reloj eléctrico.

En prueba piloto se utilizó un estroboscopio para comprobar que el motor eléctrico otorgaba las rpm deseadas.

Todos los instrumentos giraron hasta fracturarse, o hasta llegar a los 150 minutos, tiempo dispuesto en la propuesta de la ADA.

Cuando se produjo la fractura, el instrumento rotatorio dejó de conducir la electricidad y automáticamente la luz se apagó y el reloj se detuvo.

Al terminar la prueba se procedió a desmontar el contraángulo, bajar las platinas y seguir el mismo procedimiento para realizar la siguiente prueba.

La longitud de cada instrumento fracturado fue medido con el Calibrador Vernier Digital (Mitutoyo, Japón).



8. Resultados

El aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica junto con el dispositivo de señales y el motor eléctrico TCM Endo II (Nouvag Endodontic, Suiza), logró reproducir: señales lumínicas, sonido, inicio y detención del reloj eléctrico, al contacto con los instrumentos rotatorios de NiTi y mantuvo la velocidad constante; permitiendo así realizar las pruebas de resistencia a fatiga cíclica.

El número de ciclos que resiste un instrumento rotatorio endodóncico en el aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica, se obtuvo mediante la multiplicación del número de revoluciones (360 rpm) por el tiempo transcurrido hasta fracturarse el mismo, o por un máximo de 150 minutos. En la Tabla 1 se muestran los ciclos obtenidos con los dos sistemas rotatorios.

n	Sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$		Sistema EndoSequence	
	Número de Ciclos en 30°	Número de Ciclos en 35°	Número de Ciclos en 30°	Número de Ciclos en 35°
1	51,480	34,920	34,560	6,120
2	54,000	46,080	9,000	14,400
3	54,000	51,480	10,080	12,960
4	54,000	54,000	20,520	7,200
5	54,000	37,080	5,760	10,440
6	42,944	54,000	11,520	7,920
7	38,880	54,000	35,280	15,480
8	48,960	46,080	17,640	6,480
9	54,000	54,000	12,240	14,760
10	54,000	44,640	25,200	11,520

Tabla 1. Valores obtenidos con el sistema $K^3 \sqrt{\text{Endo}}$ y EndoSequence en 30 y 35 grados.



En la Fig. 30 (A y B) se muestra de manera gráfica el comportamiento de las muestras de cada marca comercial en sus dos diferentes angulaciones, y la diferencia en su desempeño durante cada prueba, siendo $K^3 \sqrt{Endo}$ la marca comercial que presentó los mejores valores, tanto en 30 como en 35 grados.

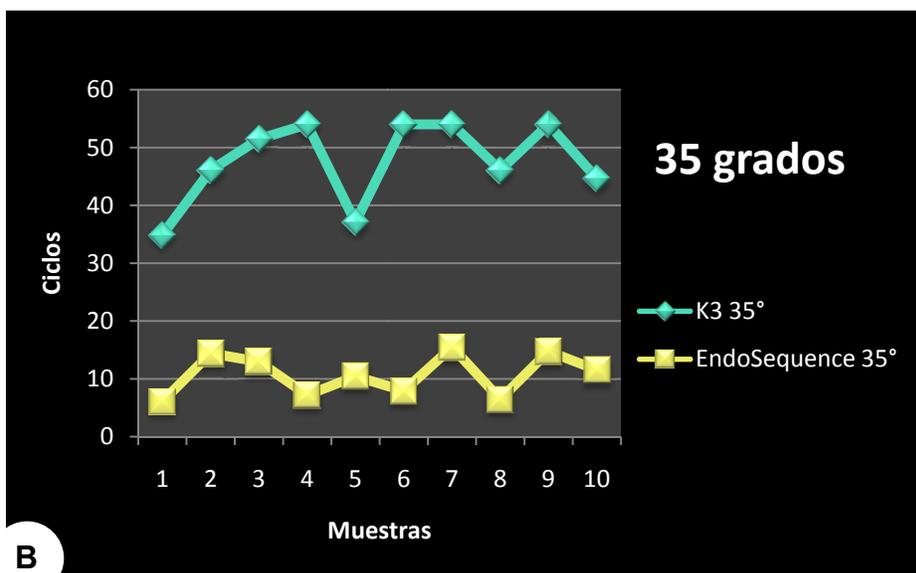
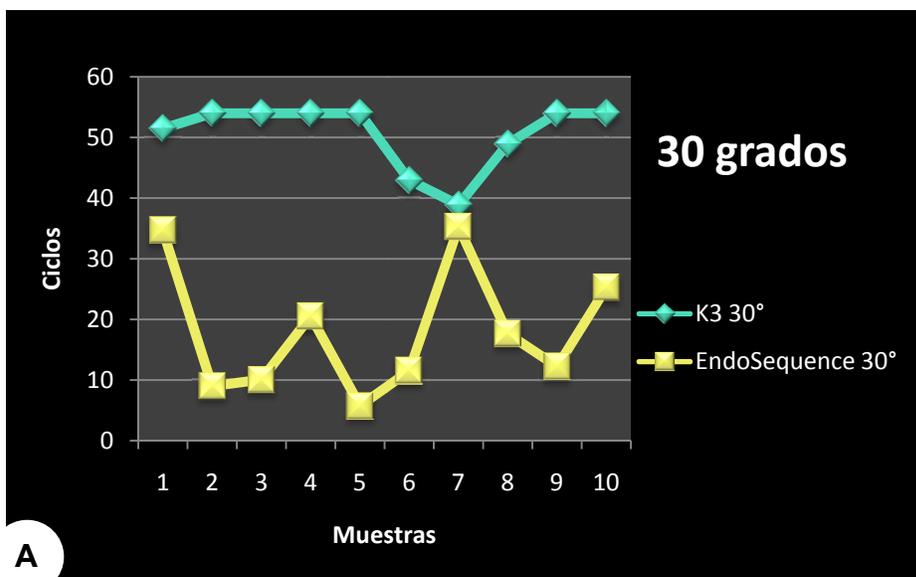


Figura 30. Representación gráfica de los valores obtenidos en cada prueba. (A) En angulación de 30 grados y (B) en angulación de 35 grados.



Se realizó un análisis estadístico descriptivo para obtener la moda, la media, el valor mínimo, el valor máximo, y su desviación estándar. Los datos se encuentran en la Tabla 2.

	N		Media	Moda	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo
	Válidos	Perdidos					
K ³ 30°	10	0	50.6264	54.000	5.46494	38.880	54.000
EndoSequence30°	10	0	18.1800	5.760 ^a	10.53850	5.760	35.280
K ³ 35°	10	0	47.6280	54.000	7.17807	34.920	54.000
EndoSequence35°	10	0	10.7280	6.120 ^a	3.61517	6.120	15.480

a. Existen varias modas. Se muestra el menor de los valores.

Tabla 2. Análisis estadístico descriptivo.

Los resultados fueron analizados estadísticamente mediante un análisis de varianza de un factor (ANOVA) y se encontraron diferencias estadísticamente significativas, por lo que se realizó la prueba de Tukey para realizar la comparación entre grupos, con un nivel de significancia $P < 0.05$. De la comparación entre grupos se obtuvo diferencias significativas, las cuales se ilustran en la Tabla 3.

En la siguiente figura (Fig. 31), se observa una gráfica que ilustra la media de los cuatro grupos, y nos permite observar que existen diferencias estadísticamente significativas entre las dos marcas comerciales.



Comparación	Diferencia de Medias	P<0.05
<i>K³ 30° vs. EndoSequence30°</i>	32.446	Sí
<i>K³ 30° vs. EndoSequence35°</i>	39.898	Sí
<i>K³ 30° vs. K3 35°</i>	2.998	No
<i>K³ 35° vs. EndoSequence35°</i>	36.900	Sí
<i>K³ 35° vs. EndoSequence30°</i>	29.448	Sí
<i>EndoSequence30° vs. EndoSequence35°</i>	7.452	No

Tabla 3. Prueba de comparación múltiple de Tukey.

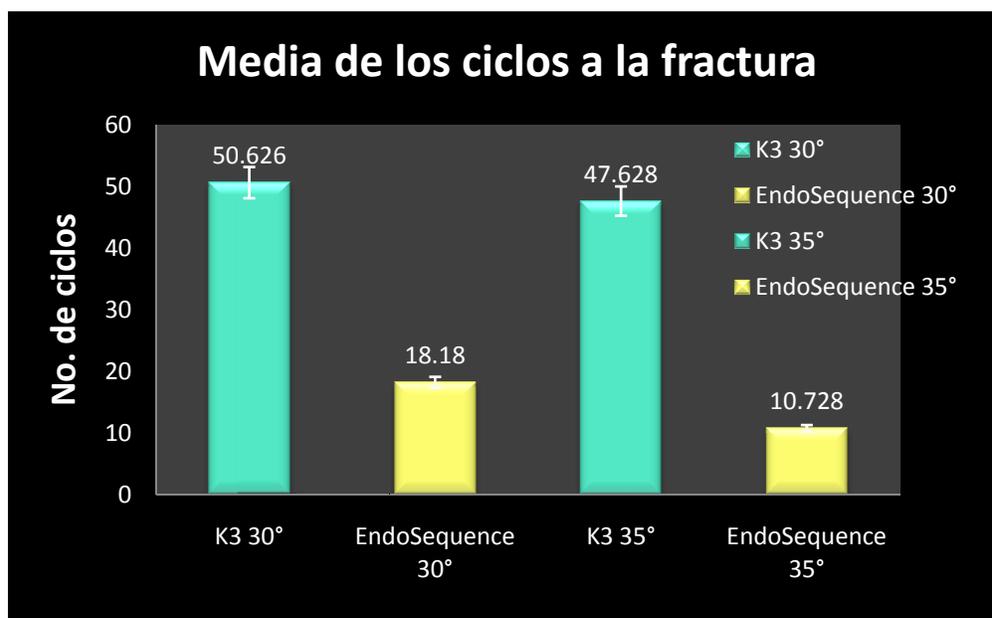


Figura 31. Representación gráfica de la media de los ciclos que resistió cada grupo hasta la fractura de los instrumentos. Su comparación revela diferencias estadísticamente significativas.



El porcentaje de instrumentos fracturados se ilustra en la Fig. 32, donde el 40% de los instrumentos $K^3 \sqrt{Endo}$ en angulación de 30° se fracturaron y en angulación de 35° el porcentaje de instrumentos fracturados fue el 70%. En comparación con el *Sistema EndoSequence*, donde el 100% de los instrumentos sometidos a prueba en las dos diferentes angulaciones se fracturaron.

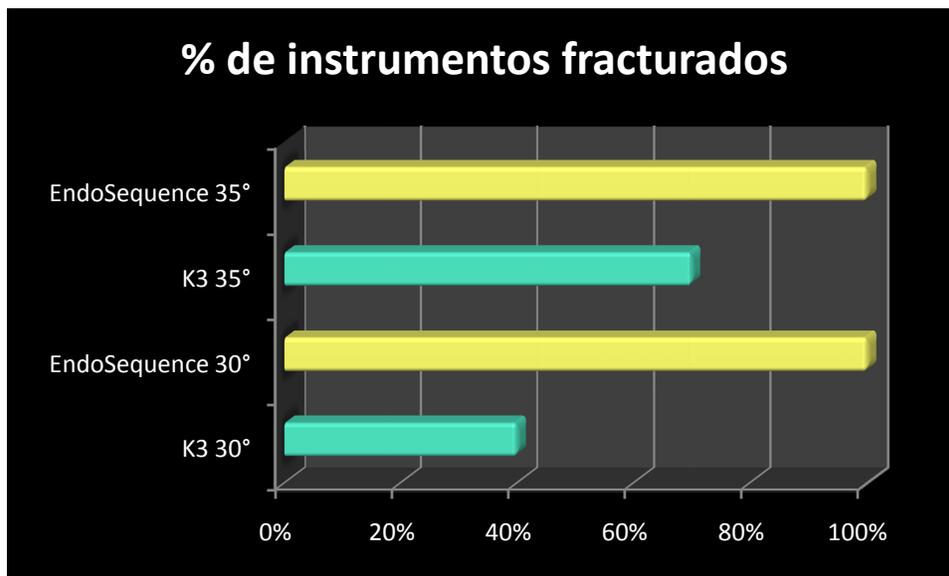


Figura 32. Representación gráfica del porcentaje de instrumentos fracturados.

En la Tabla 4 se exponen la media y la desviación estándar de la longitud de de los instrumentos fracturados. Cuando se presentó fractura en el *Sistema $K^3 \sqrt{Endo}$* en las dos diferentes angulaciones, la mayoría se fracturó en la unión del vástago con la parte activa, a excepción de un instrumento que se fracturó en la punta, durante la prueba en 35 grados; en comparación con el *Sistema EndoSequence*, donde todos los instrumentos se fracturaron en la punta.



Grupos	n	Media	Desviación Estándar
K³ 30°	4	.5325	.06850
K³ 35°	7	6.3271	8.55023
EndoSequence30°	10	19.0290	1.44767
EndoSequence35°	10	19.7810	1.05526

Tabla 4. Media y desviación estándar de la longitud del instrumento fracturado.



9. Discusión

A pesar de que se han realizado numerosos estudios para evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de NiTi, hasta la fecha no existe un aparato o método aprobado por la International Standard Organization (ISO) que establezca estándares para medir la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de NiTi. Se han desarrollado diversos aparatos y metodologías distintas de manera que éstos arrojan resultados diferentes, motivo por el cual el aparato para pruebas de fatiga cíclica propuesta como anexo a la norma No. 28 de la ADA resulta en una herramienta útil para estandarizar y evaluar los instrumentos de Endodoncia.

El objetivo principal de este estudio se logró al poner a punto un aparato para realizar pruebas de resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi en base a los parámetros establecidos en la propuesta a la Norma No. 28 de la ADA, donde se sugirió la utilización de bloques de bronce como superficie de roce, debido a que la dureza de ésta aleación es cercana a la de la dentina, cuyo número de dureza Vickers (VHN) en dientes permanentes (de reciente extracción) oscila entre 48.2 a 89.9³⁹, los valores de dureza del esmalte en un intervalo de 214 a 493³⁹ VHN, y la del bronce oscila entre 60 a 258 Vickers de acuerdo a su fabricación⁴⁰. En nuestro caso se midió la dureza del bloque de bronce utilizado, con un microdurómetro Matsuzawa MHT2 arrojando una dureza de 155. Así mismo se logró comprobar la efectividad de los sistemas de alarmas lumínicas y de sonido creadas con el fin de detectar el contacto de la punta del instrumento con el vértice del bloque de bronce; en este punto es conveniente para la observación de este vértice, el uso de un lente de aumento de 10X, con lo que logramos verificar la posición exacta del punto de contacto del instrumento, en el transcurso de las pruebas se pudo reproducir el recorrido de 5 milímetros de los



tornillos micrométricos en todas las valoraciones, así como el movimiento anteroposterior como lo indica la propuesta de la ADA, para ubicar el siguiente ensayo en una zona diferente del bloque, con lo que se respetaron siempre las mismas condiciones de superficie y de contacto del instrumento sobre el bloque de bronce. En todos los ensayos el interruptor de energía que opera al mismo tiempo para el reloj de medición y para el contraángulo (propulsor de los ciclos), cortó el flujo de energía en el momento de la fractura del instrumento, con lo que el número de ciclos se calculó al multiplicar tiempo por el número de revoluciones por minuto, que en todos los casos fue de 360 rpm.

Los resultados obtenidos en este estudio, al valorar los instrumentos rotatorios de níquel-titanio con angulación de 30 grados, se asemejan a los resultados publicados en la revisión de instrumentos rotatorios endodóncicos de la ADA³⁵, en donde se reporta que ningún instrumento rotatorio de la marca $K^3\sqrt{Endo}$ se fracturó durante los 150 minutos que dura la prueba a 350 rpm (52.500 ciclos), en nuestro estudio con este mismo *Sistema $K^3\sqrt{Endo}$* obtuvimos una media de 50.626 ciclos, esta pequeña diferencia puede deberse a que en la prueba realizada por la ADA³⁵ manejaron una velocidad de 350 rpm y en nuestro estudio se utilizó una velocidad de 360 rpm. En esa misma publicación se reporta que los instrumentos rotatorios *EndoSequence* obtuvieron una media de 10.000 ciclos utilizando una velocidad de 1000 rpm y en nuestro estudio con el *Sistema EndoSequence* la media fue de 18.180 ciclos a una velocidad de 360 rpm, cabe destacar que la velocidad utilizada en nuestro estudio es menor al rango establecido por el fabricante (500-600 rpm) y la velocidad que se manejó en la revisión de la ADA³⁵ es mayor a ésta; probablemente en el 2006 (año en que se realizó la revisión de instrumentos rotatorios endodóncicos por la ADA³⁵) el fabricante recomendaba su uso a 1000 rpm. En nuestro estudio se estableció la velocidad a 360 rpm con el fin de tener las mismas condiciones de trabajo para los dos sistemas.



Si bien, los sistemas utilizados en este estudio son del mismo tamaño, longitud y conicidad, hubo diferencias significativas en su desempeño durante la prueba, comportamiento que pudo haberse visto influenciado por su diseño, ya que el *Sistema $K^3\sqrt{Endo}$* presenta las siguientes características: ángulo positivo de corte, ángulo helicoidal variable, tres planos radiales (plano radial amplio, plano radial liberado y tercer plano radial), diámetro variable del alma del instrumento y punta pasiva de seguridad; según Tripi¹⁸ la alta resistencia a la fatiga de $K^3\sqrt{Endo}$ es debida al diámetro variable del alma del instrumento y la presencia de planos radiales, Yao⁴ coincide en que es resistente a la fatiga cíclica por el diseño del instrumento y en especial por el diámetro variable del alma del instrumento ya que mejora la flexibilidad a lo largo del instrumento. Las características del *Sistema EndoSequence* son: diseño triangular, puntos alternos de contacto, ausencia de planos radiales, punta de precisión (no cortante) y electropulido.

Dentro de las características que pudieran explicarnos el comportamiento del *Sistema EndoSequence* es el electropulido de la superficie del instrumento rotatorio. El fabricante indica que este tratamiento de la superficie del instrumento elimina las imperfecciones provocadas por el proceso de fabricación del instrumento, ya que durante la creación de las estrías se producen microgrietas que inician la propagación de la fractura y contribuyen a la disminución de las propiedades mecánicas del instrumento^{18,37,38}. En un estudio realizado por Bui²⁷, se estableció que el electropulido no afecta el comportamiento del alma del material, sino que solo la superficie del instrumento, por lo que el electropulido no inhibe la propagación de grietas ni protege al instrumento de la fatiga.

Al comparar el comportamiento de los dos sistemas valorados con este equipo a dos diferentes angulaciones (30° y 35°), se observó una disminución de la resistencia a la fatiga cíclica a mayor angulación (en el *Sistema EndoSequence* los resultados fueron irregulares), dato que concuerda con lo publicado por diferentes investigadores en la valoración de instrumentos rotatorios de NiTi^{6,11,12,17,27}, aún en



condiciones diferentes a nuestro ensayo, donde la variación fue la diferencia en las angulaciones. En nuestro estudio se observó más acentuado este comportamiento en los instrumentos *EndoSequence*.

Asimismo, el sitio de fractura resultó diferente para el *Sistema $K^3\sqrt{Endo}$* , el cual se fracturó en su mayoría en la unión del vástago con la parte activa del instrumento, mientras que los instrumentos *EndoSequence* se fracturaron aproximadamente a los 5 mm a partir de la punta, donde se encontraba el punto máximo de flexión, concordando con lo reportado por los autores Pruett¹¹, Testarelli²⁰ y Bahia²².

Una de las limitaciones durante la realización de las pruebas con el aparato fabricado es la utilización del bloque de bronce con superficie totalmente lisa, ya que esta característica ocasionaba un movimiento de barrido en el instrumento rotatorio de NiTi durante la realización de la prueba. Se observó que con el *Sistema $K^3\sqrt{Endo}$* a los pocos minutos de haber comenzado la prueba, el instrumento rotatorio, debido a su capacidad de corte, creaba un surco en la superficie del bloque de bronce; a diferencia del *Sistema EndoSequence* que presentaba el movimiento de barrido durante el tiempo que transcurrió la prueba. Una solución a este problema sería fabricar los mismos bloques de bronce, con canales tallados con precisión (con la misma angulación de 30 y 35°).

Es difícil hacer una correlación clínica oportuna con los resultados obtenidos, producto de la naturaleza del diseño del aparato y las condiciones de trabajo, las cuales difieren de las condiciones clínicas, ya que varía la forma de un conducto a otro, así como, un instrumento se debe utilizar durante corto periodo de tiempo (en teoría 5-6 segundos) y existe irrigación del conducto. Pese a esas diferencias y otras, creemos que la estandarización propuesta por la ADA en el equipo para hacer pruebas a instrumentos rotatorios de níquel- titanio, como anexo a la Norma No. 28 de la ADA para instrumentos de Endodoncia, nos arrojará el comportamiento a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios, que además de



verificar su comportamiento comparativo entre ellos, se puede correlacionar con la vida útil de estos instrumentos, información que se sugeriría dieran los fabricantes.

Con la puesta a punto de este aparato, se brinda la posibilidad de realizar pruebas con múltiples variables de estudio como pueden ser: en instrumentos usados, instrumentos estériles, Instrumentos nuevos, lubricación, material antagonista (otras aleaciones, dentina), bloques con surcos, diferentes angulaciones, introducir un brazo móvil que proporcione movimiento al contraángulo, entre otras que puedan surgir.



10. Conclusiones

Bajo la metodología aplicada se logró reproducir el aparato propuesto por la ADA para la realización de pruebas de fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi. Se logró poner a punto al comprobar su efectividad al valorar dos marcas de instrumentos rotatorios de Ni Ti.

Se logró identificar la marca comercial que ofreció mayor resistencia a la fractura cíclica, tanto en 30 como en 35 grados que fue $K^3\sqrt{Endo}$, al parecer su diseño contribuye a resistir un mayor número de ciclos antes de fracturarse.



11. Bibliografía

1. International Standard No. 3630. Dental Root Canal Instruments – Part 1: Files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. Geneva, 1992.
2. Ingle J., Bakland L. *Endodoncia*. 5ª ed. Editorial McGraw Hill, 2002. Pp. 494.
3. Civjan S, Huget EF, DeSimon L. Potential Applications of Certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys. *J Dent Res* 1975; 54; 89-96.
4. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic Fatigue Of Three Types of Rotary Nickel-Titanium Files In A Dynamic Model. *J Endod* 2006; 32:55–57.
5. Leonardo M.R., Leonardo R.T. *Sistemas rotatorios en Endodoncia. Instrumentos de níquel-titanio*. São Paulo: Editorial Artes Médicas, 2002. Pp. 25.
6. Lopes HP, Lima EJ, Nelson C, Andriola R, Schultz M. Cyclic Fatigue Of Protaper Instruments. *J Endod* 2007;33 (1): 55 – 57.
7. Estrela C. *Ciencia endodóntica*. 1ª ed. São Paulo: Editorial Artes Médicas, 2005. Pp. 367-368.
8. Melzer A, Stöckel D. Using Shape Memory Alloys. *Med Device Technol* 1995; 6(4): 16-20, 22-3.
9. Canalda C., Brau E. *Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas*. Barcelona, España: Editorial Masson, 2001. Pp. 155.
10. Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic Fatigue Testing Of Protaper NiTi Rotary Instruments After Clinical Use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97: 251-6.
11. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic Fatigue Testing Of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 1997; 23 (2): 77– 85.
12. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and Cyclic Fatigue of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 1999; 25 (6): 434-440.
13. Ryhänen. Biocompatibility Evaluation Of Nickel-Titanium Shape Memory Metal Alloy. Oulu University Library, 1999 <http://herkules.oulu.fi/isbn9514252217/isbn9514252217.pdf>
14. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of Structure on Nickel-Titanium Endodontic Instruments Failure. *J Endod* 2001; 27(8): 516-520.
15. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium Alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of profile 25/.04 Rotary instruments. *J Endod* 2008; 34: 1406-1409.



16. Inan U, Gonulol N. Deformation and Fracture of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments After Clinical Use. *J Endod* 2009; 35 (10):1396–9.
17. Innan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic Fatigue Of Protaper Rotary Nickel-Titanium Instruments In Artificial Canals With 2 Different Radii Of Curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104:837-40.
18. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic Fatigue Of Different Nickel-Titanium Endodontic Rotary Instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 102: e106-e114.
19. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic Fatigue Analysis Of A New Generation Of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2009; 35 (3): 401-403.
20. Testarelli L, Grande NM, Plotino G, Lendini M, Pongione G, De Paolis G, Rizzo F, Milana V, Gambarini G. Cyclic Fatigue Of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study. *The Open Dentistry Journal* 2009; 3: 55-58.
21. Kramkowski TR, Bahcall J. An *In Vitro* Comparison Of Torsional Stress And Cyclic Fatigue Resistance Of Profile GT And Profile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. *J Endod* 2009; 35 (3): 404-407.
22. Bahia MG, Lopes VT. Decrease In The Fatigue Resistance Of Nickel-Titanium Rotary Instruments After Clinical Use In Curved Root Canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100:249-55.
23. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini, Pashley D, Tay FR. Effect of Clinical Use on the Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2007; 33: 737-741).
24. Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review Of Cyclic Fatigue Testing Of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2009; 35 (11): 1469-1476.
25. Gambarini G. Cyclic Fatigue Of Nickel-Titanium Rotary Instruments After Clinical Use With Low- And High-Torque Endodontic Motors. *J Endod* 2001; 27 (12): 772-774.
26. Lopes HP, Ferreira AP, Elias N, Moreira EJL, Machado de Oliveira JC, Siqueira JF. Influence of Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 2009;35:1013–1016.
27. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner C. Effect of Electropolishing ProFile Nickel–Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *J Endod* 2008;34: 190 –193.
28. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of Sterilization on Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 1998; 24: 843-847.
29. Svec TA, Powers JM. Effects of Simulated Clinical Conditions on Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 1999; 25: 759-760.



30. Galvão FO, Ponciano JA, Pimenta MC. Influence of Previous Angular Deformation on Flexural Fatigue Resistance of K3 Nickel–Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2007; 33: 1477-1480.
31. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *J Endod* 2008;34: 1003–1005.
32. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic Fatigue Of Endodontic Nickel-Titanium Instruments: Static And Dynamic Tests. *J Endod* 2002; 28 (6): 448-451.
33. Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The Effect of Operational Speed on the Fracture of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2007;33: 52–54.
34. <http://www.ada.org/prof/resources/pubs/ppr/index.asp>
35. ADA Professional Product Review 3 Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods Volume 1: Issue 2 Fall 2006 (Online).
36. <http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-spanish-02>
37. <http://www.brasselerusa.com/documents/endodonticprecision.pdf>
38. http://www.realworldendo.com/eng/lib_instrumentation.html
39. Gutiérrez Pérez M.A. Estudio de la Dureza en el Órgano Dental Humano Por Deshidratación del Esmalte y la Dentina. Tesis de Maestría. Universidad Latinoamericana, Centro de Estudios de Posgrado e Investigación. México 2005.
40. http://www.allaboutgemstones.com/metal_jewelry_bronze.html



Anexos

ADA Professional Product Review
Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods
Volume 1: Issue 2 Fall 2006 (Online)
www.ada.org/goto/ppr
Document posted 2006 © 2006 American Dental Association

ADA Professional Product Review Online Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods

Scope

This protocol for the laboratory testing of rotary endodontic instruments was developed to provide clinically relevant laboratory information that will be used as part of a report on resin rotary endodontic instruments in the October 2006 issue of the ADA Professional Product Report. When surveyed, the ADA Clinical Evaluators (ACE) panel identified torque fracture limit and cyclic fatigue failure as important laboratory tests. Furthermore, resistance to corrosive effects of sterilization was also identified as an important test. The tests described in this protocol should provide the dental practitioner with appropriate comparative scientific information to assist in the purchase of these instruments.

Tests in this Protocol

- A. Dimensions
- B. Resistance to Fracture by Twisting
- C. Stiffness
- D. Corrosion
- E. Resistance to Fatigue

Dimensions

See section 5.2 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.2 of ISO 3630.²

Resistance to fracture by twisting

See section 5.4 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.3 of ISO 3630² with the modification that only 1 mm of the tip end was clamped into the holding jaws.

Stiffness

See section 5.5 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.4 of ISO 3630.²

Corrosion

See section 5.6 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.6 of ISO 3630.²



1

American National Standard/American Dental Association Specification No. 28—2002, Root Canal files and Reamers, Type K for Hand Use. Chicago: American Dental Association.

2

American National Standards Institute. International Standard No. 3630. Dental Root Canal Instruments – Part 1: Files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. Geneva, 1992.

Resistance to fatigue

This test is meant to demonstrate the fatigue resistance of a root-canal instrument when it is angled in a canal.

Sampling:

Ten instruments (five sterilized and five unsterilized) shall be tested for resistance to fatigue for each specified size and taper.

Materials and Equipment:

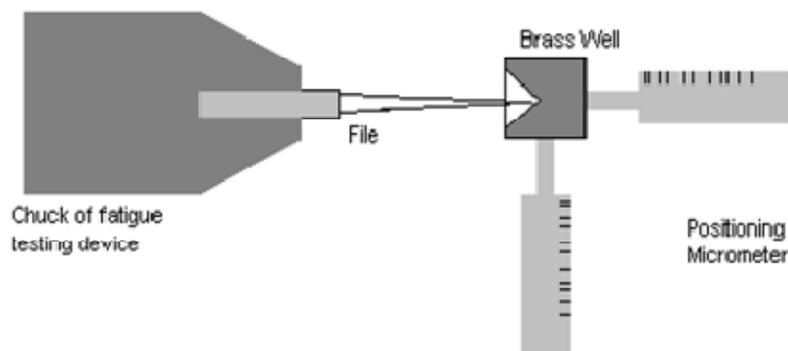
- Steam Autoclave (model no 2340, Tuttnauer) capable of operating at $136 \pm 2^\circ\text{C}$ and 0.21 MNm^2 (30 psi).
- Dry heat oven (Thelco Laboratory Oven) capable of operating at $180 \pm 5^\circ\text{C}$.
- Cyclic Fatigue Testing Device (see [Figure 1a](#))
 - a. The device includes a chucking device capable of holding endodontic files. The chucking device is attached to a variable speed DC motor, with a minimum operating range between 200 and 2000 rpm, which allows for the control of the revolution rate of the test file. The instrument also has a counter that indicates the total number of revolutions at failure. The number of revolutions is counted electronically by the device, with counting continuing from the start of the test until the moment the file breaks. The testing device uses the file itself as a switch mechanism by sending a 5V signal through the file to the counter. When the signal is lost (when the file breaks), the counter receives a signal to stop counting. For files that do not have a conductive shank, the shank shall be wrapped with fine wire from steel wool, which allows conductivity to the working part.
 - b. The tip of the working part of the endodontic file is secured in a brass cone well (see [Figure 1 b](#)). This brass cone well has a flat face with an embedded cone well of 30 degrees from the normal of the face. A new section of the well is used for each test file, and the well is re-machined after all sections have been worn down. The brass cone well is mounted on an adjustable x-y table, which can be adjusted in 1 μm increments. This positioning table is capable of being adjusted such that the tip of the endodontic file can be properly positioned after the shank is mounted in the chucking device attached to the DC motor. After the endodontic file is properly positioned at both the tip and shank ends, the brass cone well is moved such that the tip of the endodontic file is deflected a distance of 5 mm (see [Figure 1a](#)).



Procedure:

1. Ten endodontic files (five sterilized and five unsterilized) shall be tested for each specified size and taper. The sterilized instruments shall be autoclaved under pressure of 0.21 MNm^2 (30 psi) at $136 \pm 2^\circ\text{C}$ for 30 ± 0.5 minutes and dry heat sterilized at $180 \pm 5^\circ\text{C}$ for 30 ± 0.5 minutes (note that five of the samples sterilized for the corrosion resistance test shall be used for these tests).
2. Place the endodontic file in the chuck of the fatigue testing device.
3. Using the x-y positioning table, move the brass cone well toward the tip of the file (the x-direction) until the tip of the file just touches the center of the well (a LED light on the computer interface board shall light-up when electrical contact is made).
4. Using the x-y positioning table, move the well 5 mm in the y-direction. This deflects the tip of the root canal instrument 5 mm from its original position and touches the working part of the root canal instrument to the wall of the brass cone well.
5. Set the speed of the adjustable motor to the maximum rpm recommended by the manufacturer of the root-canal instrument.
6. Start the device and run it until the root-canal instrument fails, or for a maximum of 150 min.
7. Record the total number of revolutions to failure, or that the instrument did not fail after 150 min and the total number of revolutions at this time.
8. Test all ten endodontic files.

Figure 1a. Top view of the Cyclic Fatigue Testing Device illustrating the alignment of an endodontic file in the brass cone well.



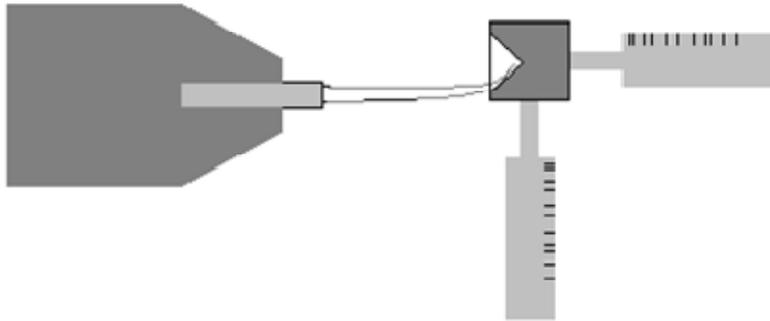
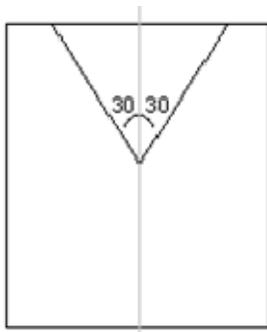


Figure 1b. Detail of the brass cone well of the Cyclic Fatigue Testing Device.





324 Niti
Medidenta International, Inc.
800.221.0750
www.medidenta.com

EndoSequence
Brasseler USA
800.841.4522
www.brasselerusa.com

K3
SybronEndo
800.346.3636
www.sybronendo.com

Liberator
Miltex, Inc.
866.854.8300
www.miltex.com

LightSpeed
Lightspeed Endodontics
800.817.3636
www.lightspeedusa.com

ProFile Series 29
DENTSPLY Tulsa Dental
800.662.1202
www.tulsadental.com

ProTaper
DENTSPLY Tulsa Dental
800.662.1202
www.tulsadental.com

V-Taper
Guidance Endodontics
866.844.3636
www.guidanceendo.com

NICKEL-TITANIUM ROTARY ENDODONTIC INSTRUMENTS

Nickel-titanium (NiTi) instruments differ in a number of properties including: blank design, metal treatment (or lack of), quality of NiTi, manufacturing, taper, tip design, core design, land and rake angles, pitch, helical angles, and speed requirements. Clinical performance of these systems is dependent on: cutting efficiency, shaping ability, flexibility, torque and fatigue resistance, allowing effective irrigation, sterilization, and instrument deformation and failure. Currently both tapered and non-tapered systems are available, with the tapered designs offering several different variations. The clinician can use a sequence of files that uses a common tip size but has varying tapers (for example, a 20/0.10 file followed successively by a 20/0.08, a 20/0.06, and eventually a 20/0.04 file). A second option is to use a constant-taper file system, with variable tip sizes (for example, a 35/0.04 followed by a 30/0.04, a 25/0.04, and finally a 20/0.04). Either way, the final canal shape must allow adequate irrigation and close adaptation of the obtruding material. Tips have been described as either cutting tips or non-cutting tips. Cutting tips have blades that actively cut, whereas non-cutting tips guide the instrument within the canal. Cutting tips, reportedly, cut more effectively and aggressively while tending to straighten canals.¹ Some files claim to have "modified cutting tips" or "partially active tips."

Fracture is a concern with NiTi instruments. The two primary causes of instrument breakage are cyclic fatigue and torsion. Cyclic fatigue is similar to taking a piece of wire, bending it and then rotating the bent wire until it breaks. This type of stress is created in curved canals as the bent file rotates. Torsion occurs when the tip or any other part of the file is bound within the canal while the shaft continues to rotate. Larger sized and greater taper files, although they are stronger, can create more torque when engaging the canal wall. In these cases, larger instruments should not be considered more resistant to fracture.²

As the instrument progresses down the canal, torque increases as a consequence of the expanded area of contact between the file and the dentinal wall, especially with increasing canal curvature. Therefore, when the file advances further into the canal, pressure should be avoided to prevent an increase in torque. Using a lubricant within the canal can reduce the friction between the instrument and canal wall. In the case of a sharp apical curve, an appropriate choice would be a file with a smaller taper (0.02), because it's least susceptible to fatigue, though this may limit the ability to thoroughly irrigate the canal.

Visual inspection of re-used instruments is not a reliable method for evaluating the potential for fracture. Studies have shown that fracture can occur without any visible signs of previous permanent deformation.³

For straight canals, file selection is primarily governed by the shape of the canal. A rapidly tapering canal may be better prepared by a larger tapered file, where a thinner less tapered canal may be better prepared by a smaller tapered file. There is less of a concern with fracture in straight canals compared to curved canals,⁴ so the clinician can base file selection more

on the canal shape and size. In a relatively straight or a gently curved portion of a canal, consider selecting an instrument with high strength to prevent fracture due to torsion. To prevent intracanal instrument separation or fracture, gaining straight line access (coronal and radicular) is necessary to allow an uninhibited path for the file to enter the canal.

In addition, following these tips may help reduce the risk of instrument fracture:⁵

- Use a high quality electric handpiece that maintains a constant speed
- Limit the number of re-uses of these instruments to two or three
- Adhere to the manufacturers' recommendations for handpiece speed.
- Keep the instrument moving while applying minimal apical pressure.
- Keep the file in the canal for less than 10 seconds.
- Prepare a glide path in the apical 1/3 of curved canals with a small stainless steel hand file.

In this study we evaluated eight brands of NiTi rotary endodontic files namely: 324 Niti (Medidenta), EndoSequence (Brasseler), K3 (Sybron Endo), Liberator (Miltex), LightSpeed (Lightspeed Endodontics), ProFile Series 29 (DENTSPLY), ProTaper (DENTSPLY) and V-Taper (Guidance Endodontics). We measured the dimensions, maximum torsional strength before failure, angular deflection at failure, stiffness and corrosion resistance. It should be noted that, unlike hand files, that meet ISO standards, it is uncommon to find similar tip sizes and tapers as you compare brands of rotary endodontic instruments.

¹Walsch H. The hybrid concept of nickel-titanium rotary instrumentation. *Dent Clin N Am.* 2004;48:183-202.

²Bergmans L, Cleynenbreugel JV, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. Status Report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 2001;14:324-333.

³Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31:57-62.

⁴Martin D, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Almi S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262-6.

⁵Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Gonzalez J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.



Table 1. Product features and recommendations for use according to the manufacturer.

	324 NiTi Medidenta International, Inc.	EndoSequence Brasseler USA	K3 SybronEndo	Liberator Miltex, Inc.	LightSpeed Lightspeed Endodontics	ProFile Series 29 DENTSPLY Tulsa Dental	ProTaper DENTSPLY Tulsa Dental	V-Taper Guidance Endodontics
Speed (rpm)	350	500-600	350-500	1000-2000	2000	300	300	250
# of Uses	2	1	3-6	1-3	<8	1	1	4-6
Supplied Sterile	No	No	No	No	No	No	No	No
Taper (mm)	0.02	0.04 0.06	0.02-0.12	0.02-0.10	Taperless	0.04 0.06	Progressively tapered	0.06-0.10
Lengths (mm)	21 25	21 25 31	17 21 25 30	13-25	21 25 31 50	21 25 30	21 25	25
Tip diameters (mm)	0.15-0.80	0.15-0.60 (0.04 taper) 0.15-0.50 (0.06 taper)	0.15-0.60	0.15-1.18	0.20-1.40	0.129-1.00	0.17-0.30	0.20 0.25 0.30
Flaring Technique	Step back	Crown down	Crown down	Crown down Step back	Crown down	Crown down	Crown down	Crown down
Tip Design	Cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Cutting	Non-cutting

Lab Notes:

Each file was purchased for testing in the ADA laboratories to document dimensions, corrosion resistance, torsional strength before failure, angular deflection in clockwise rotation at failure, stiffness and fatigue. A full description of our test methods can be found on the ADA's web site at "www.ada.org/goto/ppr".

Here's how the tests relate to the clinical performance of the endodontic files:

Dimensions

Clinical Significance: This test documents the accuracy of the dimensions of the file specified by the manufacturer, and is critical to obtaining a seal with the obturating material.

Results: All the files passed this test and were within 0.5mm of the length and 0.02mm of the taper specified by the manufacturer as set forth in ANSI/ADA Specification No. 28.*

Corrosion Resistance

Clinical Significance: This test documents the ability of the instruments to withstand repeated steam and heat sterilizations (8 cycles each) without exhibiting signs of corrosion.

Results: No corrosion was observed on any of the files. Corrosion was observed in some areas of the handle of the Liberator file, which may have an effect on the chucking mechanism in the handpiece.

Torsional Strength before failure

Clinical Significance: This test documents the maximum force that an instrument can withstand before fracture when twisted.

Results: Larger sized files exhibited a greater resistance to fracture upon twisting. The K3 size 40 files had the highest average torque value. Comparisons should only be made between files of the same size and taper, because these characteristics will affect torsional strength. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. In general, there was little difference between the autoclaved and non-autoclaved values. (See Figure 1)

Angular Deflection in clockwise rotation at failure

Clinical Significance: This test documents the number of rotations that the files withstood before fracturing. In the clinic, this may be applicable to cases where the file becomes bound to the canal wall.

Results: 324 NiTi had the highest values for all of the sizes tested. Comparisons should only be made between files of the same size and

taper, as these characteristics will affect angular deflection. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. In general, there was little difference between the autoclaved and non-autoclaved values. (See Figure 2)

Stiffness

Clinical Significance: This test documents the flexibility of the instrument, which affects its ability to negotiate a curved canal.

Results: In general, there was no statistically significant difference between the autoclaved and the non-autoclaved files. K3 files were the stiffest for all the sizes tested. Comparisons should only be made between files of the same size and taper, because these characteristics will affect stiffness. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. (See Figure 3)

Fatigue

Clinical significance: This test documents the ability of an instrument to resist fracture when rotated in a flexed state at the manufacturer's recommended rotational speeds. This is important in estimating how many times a file can be used in a curved canal.

Results: In this test, files were bent at a 30 degree angle with 4.8 mm of the apical ends engaged with a cutting surface. Of those instruments recommended for use at higher speeds, only LightSpeed did not fracture during testing. Liberator failed sooner than EndoSequence, but was also tested at twice the speed. The instruments that are intended to be used at lower speeds did not fracture during the 25 hour testing with the exception of ProTaper, which failed after about 16,000 rotations (or 53 minutes). Previous work suggests that the angle and radius of curvature used in this study may not be severe enough⁷ or the stresses applied not high enough (beyond the elastic range of the material)⁸ to cause fracture in the allotted test time. More research is needed to determine the dependence of these parameters on fatigue life. Of the three brands of instruments that failed during testing, two of them showed a significant increase in time to failure after autoclaving as suggested in a previous study.⁹ (See Table 2)

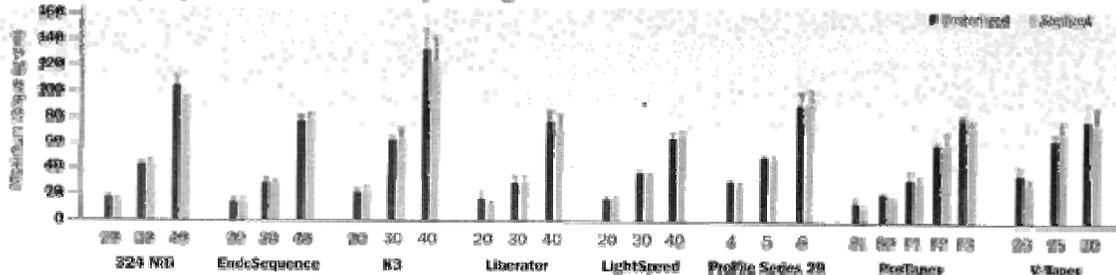
*American National Standard/American Dental Association Specification No. 28-2002, Root Canal Files and Reamers, type K for Hand Use. Chicago: American Dental Association; John P. Pruett, David J. Clement, and David L. Carnes, "Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments," *Journal of Endodontics*, Vol. 23, No. 2, Feb. 1997, 77-85.

⁷K. N. Melton and O. Mercier, "Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Met* 1979; 27: 137-44.

⁸Thomas P. Serene, J. David Adams, and Ashok Saxena, "Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics," Ishiyaku EuroAmerica, Inc., St. Louis, MO, 1995.

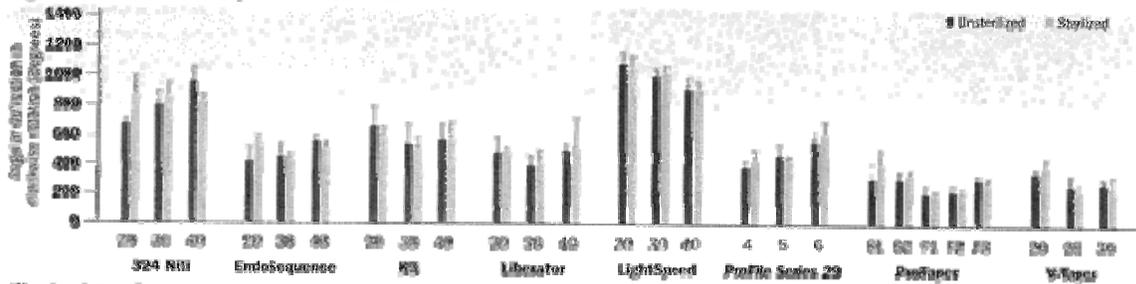


Figure 1. Mean (\pm SD) Resistance to Fracture by Twisting*



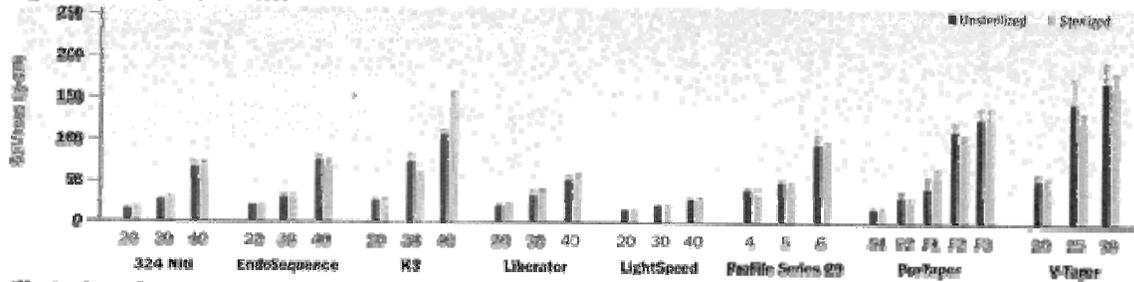
*Mean based on n = 5.

Figure 2. Mean (\pm SD) Angular Deflection at failure*



*Mean based on n = 5.

Figure 3. Mean (\pm SD) Stiffness*



*Mean based on n = 5.

Table 2. Resistance to Fatigue*

	324 NRI Medidenta International, Inc.	EndoSequence Bioscience USA	K3 SybronEndo	Liberator Nitiex, Inc.	LightSpeed Lightspeed Endodontics	Profile Series 29 DENTSPLY Tulsa Dental	PreTaper DENTSPLY Tulsa Dental	V-Taper Guidance Endodontics
Manufacturer's suggested speed (rpm)	350	200-1000	350	1000-2000	2000	300	300	200
Testing speed (rpm)	300	300	300	2000	2000	300	300	250
Non-autoclaved Time at fracture \pm SD (min)		20 \pm 2	Did not fracture during test	2 \pm 0	Did not fracture during test	Did not fracture during test	55 \pm 21	Did not fracture during test
Autoclaved Time at fracture \pm SD (min)	Did not fracture during test	20 \pm 2	Did not fracture during test	2 \pm 0	Did not fracture during test	4 files did not fracture during test 5 files fractured at 110 min	52 \pm 12	Did not fracture during test

*Mean based on the average value of at least 5 instruments.