



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

*FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA
DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS
EN CONDUCTOS CURVOS*

M.E. JUANA EDITH LARA ALVARADO

Tesis presentada como requisito para optar al título de:

MAESTRO EN ENDODONCIA

DIRECTOR DE TESIS. DR. AMAURY DE JESÚS POZOS GUILLÉN
ASESOR. DR. HÉCTOR EDUARDO FLORES REYES
ASESOR. DRA. MARÍA VERÓNICA MENDEZ GONZÁLEZ

SAN LUIS POTOSÍ, S.L.P., A 30 DE JUNIO DEL 2010



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

*FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA
DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS
EN CONDUCTOS CURVOS*

M.E. JUANA EDITH LARA ALVARADO

DIRECTOR DE TESIS. **DR. AMAURY DE JESÚS POZOS GUILLÉN**

Profesor Investigador

Maestría en Endodoncia, UASLP

San Luis Potosí, S.L.P.

ASESOR. **DR. HÉCTOR EDUARDO FLORES REYES**

Profesor Investigador

Maestría en Endodoncia, UASLP

San Luis Potosí, S.L.P.

ASESOR. **DRA. MARÍA VERÓNICA MENDEZ GONZÁLEZ**

Profesor Investigador

Maestría en Endodoncia, UASLP

San Luis Potosí, S.L.P.

SAN LUIS POTOSÍ, S.L.P., A 30 DE JUNIO DEL 2010



TRABAJO DE GRADO APROBADO PARA SU PRESENTACIÓN EN NOMBRE DE
LA MAESTRÍA EN ENDODONCIA, FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA,
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ, POR LOS ASESORES:

Dr. Amaury de Jesús Pozos Guillén

Dr. Héctor Eduardo Flores Reyes

Dra. María Verónica Méndez González

30 de junio del 2010



TRABAJO DE GRADO APROBADO EN NOMBRE DE LA MAESTRÍA EN
ENDODONCIA, FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA, UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ POR EL SIGUIENTE JURADO CALIFICADOR

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Amalia Martínez García', written over a light grey rectangular background.

Dra. Amalia Martínez García

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Roel Cruz Gaona', written over a light grey rectangular background.

Dr. Roel Cruz Gaona

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Fernando Torres Méndez', written over a light grey rectangular background.

Dr. Fernando Torres Méndez

30 de Junio del 2010

El trabajo de Tesis es dedicado a mi familia pero sobretodo y no demeritando a ninguno de los valiosos integrantes que la forman a mi Mamá por toda su apoyo y comprensión durante este trayecto.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue realizado con la ayuda y colaboración de muchas personas a las que de ante mano les ofrezco mi más sentido agradecimiento:

Dr. Amaury de Jesús Pozos Guillén

Dr. Héctor Eduardo Flores Reyes

Dra. María Verónica Méndez González

Maestría en Endodoncia

Dr. César Gaítan Fonseca

Juan Carlos Gutiérrez García

Ricardo Romero Gómez

Oscar Adrián Miranda Ramírez

Rafael Álvarez Salazar

AGRADECIMIENTOS

Fondo de apoyo a la Investigación (FAI), convenio FAIC10 – FAI – 05 – 3158

Programa Integral de Fortalecimiento Institucional (PIFI), P/PIFI- 2009-24MSU0011E-11

Programa de Mejoramiento de Profesorado, PROMEP/103-5/101 1153.

Beca Conacyt, Programa Nacional de programas de Calidad

Maestría en Endodoncia

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios por darme todo lo que tengo.

Gracias a mi Mamá y a mi Papá por confiar en mí y brindarme todo su apoyo.

Gracias Migue, Gaby, Dany y Paco por echarme siempre muchas porras en todo lo que hago, recuerden que es un logro más para la familia.

Carmen y Esther por ser de mi familia y compartir esta alegría.

Mickey y Cecy por disfrutar plenamente de los momentos juntos y ser una motivación para terminar mis trabajos pronto.

Daniel, Ernesto y Yared muchas gracias por estar siempre ahí y compartir otra momento especial.

Cinthia, Rafa, Jaime y a todos los que han confiado en mí, no los voy a defraudar.

Paty, Laura, Lupita, Yuri, Jacky, Judith, Carmen, las quiero amigas.

A todos mis maestros por sus enseñanzas y a Hilda, Rosalba, Luisita, Paty, Sra. Julia y los vagabundos de Roberto, Baez y Eve por hacer que el tiempo se pase volando.

Generación E-17 saben que tienen un lugar en mi corazón, gracias por todos los momentos buenos.

Danny, Juancho, Mary-Guerra, Claudia y Mario por hacer que este tiempo se haya pasado bien suave.

Generación E- 19 gracias y diviértanse mucho.

Adrianita, Daniel, Samuel y Julio los quiero mucho y ya no digo nada más porque voy a llorar.

César muchas, muchas gracias por todo el apoyo incondicional y hacer que todos estos meses hayan estado bien padres.

FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS EN CONDUCTOS CURVOS

Juana Edith Lara Alvarado

Amaury de Jesús Pozos Guillén, Héctor Eduardo Flores Reyes, María Verónica Méndez González

Resumen

Introducción:

Los sistemas rotatorios actuales son derivados de la aleación NiTi los cuales ofrecen mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. La fatiga cíclica se relaciona con la cantidad de ciclos que un instrumento soporta antes de sufrir la fractura de un segmento. Éste es un parámetro importante para poder evaluar el sistema y decidir si puede ser el indicado para trabajar con mayor seguridad en un conducto curvo.

Objetivo:

El propósito de este estudio fue evaluar la fractura por fatiga cíclica de diferentes instrumentos de níquel-titanio en conductos curvos.

Materiales y Métodos:

Se evaluaron los sistemas rotatorios de Níquel-Titanio (Ni-Ti), Mtwo (VDW Munich Germany) ProTaper Universal (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland) y ProFile (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland) con una longitud de 25 mm, siendo 10 instrumentos por sistema con conicidad 25/06. Los instrumentos se hicieron girar hasta fracturarse a 300 rpm, con un torque de 2N, en una platina de acero inoxidable con una cubierta de acrílico que presentaba un conducto curvo de 45°, la lima fue introducida con un movimiento de entrada y salida con una presión de 1.03N a 19 mm por medio de un Dispositivo Eléctrico Autónomo (DEA) el cual registraba el número de ciclos y el tiempo de fractura.

Resultados:

Los grupos de estudio mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p < 0.001$, Kruskal Wallis). Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, U de Mann Whitney) entre Profile y Protaper, Profile y Mtwo; así como Mtwo y Protaper; tanto para el número de ciclos así como para tiempo de fractura. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p > 0.001$, Kruskal- Wallis) al evaluarse los milímetros separados. Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.005$, U de Mann Whitney).

Conclusiones:

Los instrumentos rotatorios Profile demostraron tener mayor capacidad para resistir la fractura por fatiga cíclica, comparado con el sistema Mtwo y Protaper Universal. El sistema Profile requirió de mayor intervalo de tiempo antes de

presentarse la fractura, respecto al sistema Mtwo y Protaper Universal. La fractura del segmento en los sistemas rotatorios Profile, Mtwo y Protaper Universal, no demostró tener diferencia, respecto a la longitud del segmento y el nivel de fractura.

Palabras claves:

Fatiga Cíclica, Fractura, Níquel –Titanio.

Contenido

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO.....	2
2.1 Antecedentes	2
2.2 Níquel – Titanio en Endodoncia	5
2.3 Instrumentos Rotatorios	8
2.4 Sistemas experimentales.....	14
2.4.1 Sistema ProTaper.....	14
2.4.2 Sistema ProFile.....	16
2.4.3 Sistema Mtwo.....	17
2.5 Características de la Fractura.....	19
3. JUSTIFICACIÓN.....	23
3.1 Pregunta de Investigación.....	24
4. OBJETIVOS	25
4.1 Objetivo General	25
5. HIPÓTESIS	26
6. METODOLOGÍA.....	27
6.1 Lugar de Realización.....	27
6.2 Diseño del Estudio.....	27
6.3 Población de Estudio	27
6.4 Criterios de Inclusión.....	28
6.5 Criterios de Exclusión.....	28
6.6 Definición Conceptual y Operacional de las Variables	29
6.6.1 Variable Independiente.....	29
6.6.2 Variables Dependientes	29
6.7 MATERIALES Y MÉTODOS.....	31
6.7.1. Etapa 1.....	31
6.7.2. Etapa 2.....	35
7. RESULTADOS.....	36
8. DISCUSIÓN.....	43
9. CONCLUSIONES.....	56

10. ANEXOS	57
REFERENCIAS	62

1. INTRODUCCIÓN

En años recientes, los instrumentos fabricados a base de Níquel-Titanio (Ni-Ti), han provocado un impacto comercial y científico en la práctica endodóntica, así varios de estos sistemas rotatorios se han fabricado con características diferentes entre ellos, con el propósito de que posean ciertas propiedades que faciliten la instrumentación de conductos curvos.^{1,2}

Los instrumentos de Ni-Ti son 2 ó 3 veces más flexibles y resistentes comparados con los instrumentos de acero inoxidable, sin embargo presentan mayor predisposición a la fractura, por la mayor incidencia de usos, esta característica en el manejo clínico puede comprometer el éxito de nuestro tratamiento.³

Actualmente podemos utilizar sistemas rotatorios en curvas que antes considerábamos inaccesibles, pero se ha reportado que estos sufren episodios de tensión y compresión que nos pueden traer como resultado la separación del instrumento por una fatiga torsional o cíclica que dependerá de condiciones propias del conducto a tratar, tales como los ángulos de las curvaturas.^{4,5}

Los estudios que se reportan en la literatura endodóntica, hacen rotar los instrumentos de Ni-Ti en diferentes dispositivos, para evaluar su capacidad de resistencia a la fatiga cíclica.

El objetivo final de este tipo de evaluaciones es conocer el sistema de instrumentación rotatoria que presente las mejores características y condiciones para el uso clínico y poder aumentar el pronóstico de nuestro tratamiento, también recordando la importancia de los factores externos, a nuestros sistemas rotatorios, como es la complejidad de la anatomía interna del conducto radicular.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

Maynard en 1838, creó el primer instrumento endodóntico, a partir de un muelle de reloj para utilizarlo con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular.⁶ Este fundamento predomina en la actualidad, pues para ensanchar un conducto estrecho y curvo, se patentiza el conducto utilizando una lima 10 tipo K y en ocasiones dependiendo del caso clínico se ensancha hasta una lima no. 25, se necesitan aproximadamente 1200 movimientos de presión en dirección apical y tracción lateral de las limas hacia las paredes dentinarias. Realizando una instrumentación clásica determinada por el aumento en el diámetro del conducto radicular que corresponde al aumento numérico del diámetro de los instrumentos, en toda la extensión del conducto.



Fig. 1 Muelle de reloj, que se utilizaba en la preparación del conducto radicular por Maynard.

Inicialmente en la fabricación de los instrumentos, no existían parámetros y criterios establecidos para el diseño y fabricación de estos, el único parámetro del cual se partía, era en el diámetro por lo que cada fabricante lo confeccionaba según sus necesidades. Siendo hasta la década de los 50's donde se realizaron modificaciones en los instrumentos que eran realizados en acero al carbón.

En 1955 John I. Ingle en Washington EU, creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodóntico que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran, en décimas de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos,⁶ y en la segunda conferencia internacional de Endodoncia realizada en la Universidad de Pensilvania, Filadelfia en EU, el Dr. Grossman, Ingle y Levine⁷, presentaron el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica sugiriendo que los instrumentos y puntas de gutapercha se fabricaran según normas establecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales. Siendo el brasileño Eugenio Zetlotti en el año de 1960 el primero que publica el trabajo "Instrumentos e Instrumentación en Endodoncia".⁸

En 1961, Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y puntas de plata.⁹ En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de la instrumentación de los conductos radiculares.¹⁰

La fabricación de las limas endodónticas se realizaba con la torsión de un asta piramidal de acero carbono, siendo sustituido después de 1961 por el acero inoxidable con mejores propiedades^{11,12}. Conforme la forma de la base del asta metálica utilizada en la fabricación sea, triangular, cuadrangular, circunferencial, así como de la cantidad de torsiones que en ella se imprimía, se obtenía diferentes tipos de instrumentos, conocidos como ensanchadores, limas tipo K y Hedström,

13

Las principales características que tienen los instrumentos estandarizados o de acero inoxidable son:

1. Construidos de acero inoxidable.
2. Mango de plástico colorido.
3. Parte activa de 16 mm como mínimo.
4. Aumento de conicidad estándar, equivalente a 0.02 por milímetro de la parte activa.
5. Aumento de diámetro de la parte activa ($D_1 - D_0$), equivalente a 0.05 mm entre la limas de no. 10 a 60- en las limas de no. 60 a 140 este aumento es equivalente a 0.10 mm, siendo que en los instrumentos especiales 0.06, 0.08 y 0.10 equivalente a 0.02 mm.

Las limas manuales de acero inoxidable son aún los instrumentos endodónticos más utilizados en el mundo, ya que estos instrumentos ofrecen buena resistencia a la fractura, no se oxidan, permiten la torsión, incluso los de pequeño calibre, son precurvables y debido a su dureza son relativamente rígidos, permitiendo su avance en la exploración y patentización de conductos estrechos y curvos. Pero por la poca flexibilidad, no pueden someterse a las rotaciones de 360° en el interior del conducto radicular.¹⁴

La experiencia clínica reportada en la literatura demostró que la naturaleza rígida de la lima tipo K, asociada a la inhabilidad operatoria, puede ser predisponente a causar accidentes operatorios y como consecuencia el fracaso del tratamiento endodóntico, principalmente en conductos estrechos y curvos.

2.2 Níquel – Titanio en Endodoncia

La utilización del NiTi en endodoncia para realizar instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973,¹⁵ para confeccionarlos a finales de la década de los 80's por Walia, Brantlye, Gerstein basados en las propiedades físicas de las aleaciones del níquel-titanio,¹⁶ como la flexibilidad y la resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario, también en sección triangular y fabricadas por el mismo proceso, así como compatibilidad biológica¹⁷, alta resistencia a la corrosión¹⁸ y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización.¹⁹

Estos instrumentos proporcionan propiedades diferentes tales como la superelasticidad, caracterizada por la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de librarse de una acción (fuerza) de deformación.²⁰ Cuando están sometidas a la deformación hasta en un 10% pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%.^{21, 22} Esta propiedad los hace más flexible que el acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los conductos radiculares curvos, como también minimizando el transporte del foramen apical.^{23,24} La deformación plástica es la capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura y permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando su integridad física.²⁵

El Níquel-titanio es una de las aleaciones con memoria de forma, sus propiedades se conocían desde 1932, mientras que las primeras aplicaciones prácticas comenzaron a desarrollarse 30 años más tarde. En los laboratorios de la marina de los USA, William F. Buehler²⁶ en 1963 descubrió una aleación de níquel (Ni) y titanio (Ti), en un programa de investigación encaminado a la obtención de una aleación con alta resistencia a la corrosión. Se bautizó el nuevo material con el nombre de NiTiNOL (acrónimo de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory) y se trata de

una aleación de níquel y titanio en proporciones casi equimolares (56.21% Ni, 42.31% Ti, .84 % Si y .32 Al).

En 1988, Walia et al., introducen un nuevo material para la fabricación de instrumentos de Níquel-Titanio. Los cuales presentan una mayor flexibilidad, capacidad de soportar torsión y una resistencia a la corrosión comparada con las limas de acero inoxidable. La superelasticidad es una propiedad que tiene el Nitinol, se refiere a que después de deformarse regresa a su forma original.²⁷ el metal tiene gran fuerza y un menor módulo de elasticidad comparado con las limas de acero inoxidable.²⁸

Cuando las fresas Gates- Glidden fueron inventadas en 1885, los instrumentos rotatorios en endodoncia y en los dentistas de práctica general fueron muy raros. El primer contra ángulo con una rotación completa es atribuida a Rollings en 1899, desde entonces parece que la preparación de cavidades y la endodoncia no se consideraban sin el uso moderno de piezas de mando y fresas de diamante; sin embargo los instrumentos modernos no fueron desarrollados hasta 1930 cuando Endocursor fue diseñado, en 1958 cuando Race fue introducido, y 1964 cuando Giromatic fue desarrollado. Las ideas modernas de 1980 fueron el desarrollo de la guía y búsqueda del conducto con una combinación de 90° y un movimiento de entrada y salida. Al mismo tiempo los dispositivos sónicos y ultrasónicos aparecieron pero nunca realmente exitosos. El descubrimiento de la aleación del NiTi aceleraron el desarrollo de limas con la misma composición que primero se fabricaron para utilizarlas de forma manual. La combinación de la rotación de 360° con esta nueva tecnología se recibió con gran éxito y continúa en desarrollo.

Después de las limas manuales de NiTi se introdujeron las "NT Engine" de Mc Spadden a éstas les siguió el sistema "LigthSpeed" por Wildey y Senia⁶⁹ hasta el día de hoy los cuales ofrecen esta aleación pero con diferentes tratamientos haciendo sistemas rotatorios más resistentes a la fatiga por torsión y cíclica.⁷⁰

Las aleaciones con memoria de forma deben sus propiedades a una transición de fase entre una estructura de tipo austenita y una de tipo martensita. Las transiciones de fase en los sólidos pueden producirse por dos mecanismos muy diferentes. El más común consiste en el desplazamiento de átomos de sus posiciones de equilibrio, mediante un proceso conocido como difusión, para adoptar una nueva estructura más estable en las condiciones de presión y temperatura a las que se encuentra el material. Este tipo de transiciones se produce generalmente de una forma lenta.^{29, 30}

Las aleaciones con memoria de forma sufren también una transición de fase que se produce mediante un movimiento cooperativo de un gran número de átomos, sufriendo desplazamientos muy pequeños de sus posiciones de equilibrio. No existe difusión de átomos esta transformación es muy rápida. Este tipo de transformación recibe el nombre martensíticas, debido a que se describieron en primer lugar para la transformación del acero entre sus fases austenita (dúctil y maleable) y martensita (frágil y dura).

La martensita (de baja temperatura) es una fase menos simétrica que la austenita (monoclínica cúbica). Una vez que se ha generado por enfriamiento la fase martensita, se puede deformar fácilmente y de una forma plástica, pero la transformación por calentamiento recupera la única estructura de tipo austenita posible. Este efecto, a escala macroscópica se manifiesta en la recuperación de la forma inicial.

En un proceso típico de transformación con memoria de forma, la pieza se enfría desde el estado de austenita para transformarla en martensita. En esta fase el material es maleable y se deforma fácilmente, cambiando de forma. Un calentamiento a una temperatura superior a la de transformación devuelve el objeto a su forma original.

El níquel-titanio por sus dos propiedades fundamentales, la superelasticidad y la deformación plástica que se debe a la recuperación de la forma por calentamiento, se ha utilizado en el área médico- odontológica, en específico la ortodoncia y la endodoncia.

2.3 Instrumentos Rotatorios

Los instrumentos de níquel- titanio representan una verdadera “revolución en la técnica endodóntica”, pues permite al profesional realizar un tratamiento de conducto radicular de manera más eficaz comparado con los instrumentos anteriores. Esta instrumentación permite al especialista realizar tratamientos endodónticos, considerados como difíciles y asumir mayor variedad de casos considerados como desafíos. Una de las grandes ventajas de los sistemas rotatorios es la mayor rapidez en la instrumentación, siendo menos agotador para el profesional y para el paciente.

En el mercado actual existe una gran variedad de sistemas rotatorios mencionando algunos en el cuadro 1. :

SISTEMA ROTATORIO	AÑO
NT Engine	1991
LightSpeed	1992
Mity roto	1993
ProFile	1992, 1993
Orifice Shaper	1993
Power R	1994
Quantec	1996
GT rotary	1998
Hero 642	1999
RaCE	1999
FlexMaster	2000
ProTaper	2001
K3	2001
Endostar	2001
NiTi-Tee	2002
K2	2002
MFile	2003
Mtwo	2003
Twisted File	2008

Cuadro 1. Cronograma de Instrumentos Rotatorios

Las limas en el momento en que son introducidas y accionadas a un motor en el interior del conducto radicular, girando 360° en sentido horario, con velocidad constante y en sentido corona/ápice, propician la limpieza, remoción del contenido séptico, restos orgánicos y limalla dentinaria y simultáneamente van a ensanchar los 2/3 coronarios provocando el desgaste anticurvatura y que el instrumento trabaje adecuadamente el tercio apical.



Fig. 2 Preparación Mecánica con instrumentos rotatorios.

Hoy en día se cuenta con la segunda generación de instrumentos rotatorios NiTi desarrollada 20 años después de haber probado por primera vez esta aleación en este tipo de instrumentos, basándose en nuevos métodos de diseño y modos de elaboración. La generación de instrumentos NiTi se enfoca en desarrollar una mayor flexibilidad, más resistencia a la fatiga cíclica, y mayor eficiencia de corte.

Existen dos corrientes tecnológicas en las que se basan estos nuevos sistemas, la tecnología M-Wire (ProFile Serie GT por Dentsply, Tulsa Dental, diseñados por el Dr. Stephen Buchanan) que consiste en un tratamiento térmico que se da al metal antes de fabricar el instrumento. Los fabricantes de esta tecnología proporcionan a los instrumentos mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados convencionalmente. La tecnología Fase-R utilizada por la casa Sybron Dental Specialties, consiste en el tratamiento térmico a la aleación de níquel-titanio para optimizar la fase molecular y las propiedades de la aleación; el resultado es una estructura en fase cristalina modificable, que permite torcer el metal sin que sufra cambios en su morfología; también provee a la aleación de mayor flexibilidad y resistencia a la fractura.³¹

Los instrumentos manuales estandarizados poseen una conicidad constante, equivalente a 0.02 mm por milímetro de longitud de su parte activa. Esta conicidad equivale a la media de las conicidades de los conductos radiculares de los dientes

humanos. El término conicidad representa la medida de aumento del diámetro de la parte activa. De esta forma, el instrumento no. 10 posee de comienzo de la punta activa (D1) un diámetro equivalente a 0.10 mm, progresivamente se aumenta hacia el cabo (D2), atribuyendo a la parte activa una conformación cónica, con un aumento de diámetro de 0.02 mm hacia el D2, por lo tanto el D1 es de 0.10 y el D2 0.42 mm. El principio de los instrumentos rotatorios en cuanto a la variación de conicidad está revolucionando la técnica endodóntica, encontrando conicidades de 0.03, 0.04, 0.05, 0.06 0.08, 0.10 y 0.12mm.³²

Los instrumentos estandarizados, como las limas tipo K, Hedström y los ensanchadores poseen secciones transversales ya sea cuadrada o triangular según la lima (Fig.3). La superficie radial proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular. Esto impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice. Permite que al girar el instrumento en el conducto, éste se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limado, concurriendo para un menor riesgo de fractura.



Fig. 3 Limas de sistemas rotatorios de NiTi y limas manuales de acero inoxidable.

Según el ángulo de corte negativo o positivo será el desgaste, menor cuando es ligeramente negativo o cortante cuando es más positivo.

Los instrumentos presentan zonas de alivio que equivalen a la intersección de las superficies radiales permitiendo así un área menor de contacto con la dentina para disminuir la fricción.

El ángulo helicoidal se forma en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento. Cuanto mayor el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad. Con un ángulo helicoidal pequeño, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste. Cuando el ángulo es mayor de 45° se facilita a la fractura. Las áreas de escape se presentan a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que reciben las limallas dentinarias, consecuentes de la instrumentación del conducto radicular.

La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea. Esto hace que el instrumento se acomode en el conducto radicular distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina y/o que el propio recibe. Por lo tanto se permite el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduciendo el riesgo de fractura. El diseño de la punta es generalmente inactiva ya que la punta activa puede desviar el trayecto original del conducto radicular. Por último la presencia o ausencia de un pulido físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular, que predisponen a la fractura del instrumento.³²

Los sistemas rotatorios son accionados mediante motores mecánicos que dan movimientos en sentido horario y antihorario siendo este último el que se acciona una vez que se ha llegado al máximo torque y se presenta una retención en el conducto, con velocidades entre 150 a 500 rpm, presentan un control automático de torque, que varía de 0.1 a 10 N-cm.

La presión o fuerza física por unidad de área se aplica en la instrumentación rotatoria para la introducción del instrumento en el conducto radicular. Aplicando una fuerza "x" en dirección del ápice, ocurre el contacto del instrumento con las

paredes de la dentina. Cuanto mayor es esa área de contacto mayor es la fuerza. Cuanto menor el área, menor la fuerza.³² En diferentes estudios sobre todo del área de periodoncia mencionan que la presión ejercida sobre una sonda periodontal es de 3 – 130 g³³. Así como en el área de prótesis donde se comenta que la fuerza aplicada sobre la dentina para realizar el desgaste con una fresa en la preparación de una corona, debe ser de 400 g.

Los instrumentos suelen romperse cuanto mayor es la presión; de esta manera, cuando aplicamos una presión compatible con la relación, el plano de contacto y el diámetro/conicidad del instrumento, es porque esta se transmite al profesional a través de la sensibilidad táctil. Así como según las condiciones anatómicas del conducto radicular e incluso del tercio que estamos trabajando.

La fuerza que debe ejercerse sobre el instrumento en dirección al ápice no debe ser mayor que la utilizada en el caso de romper el grafito de un lápiz no. 2, u otro parámetro a seguir según lo reportado, nunca exceder una presión necesaria para que el instrumento avance más de 1 mm de profundidad.³²

2.4 Sistemas experimentales

2.4.1 Sistema ProTaper

El sistema de instrumentación ProTaper (Progressive Taper) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), es un sistema de instrumentación de rotación horaria continua de níquel-titanio; diseñadas por Clifford Ruddle, Pierre Machtou y John West, y presentadas en Mayo de 2001 en el congreso de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE).

Las características principales que presenta este sistema, es su conicidad múltiple y progresiva, un ángulo de corte ligeramente negativo (según el fabricante), una sección transversal triangular convexa, presenta aristas redondas con un pitch variable (distancia entre una estría y otra), y una punta inactiva no cortante.³⁴

En el inicio de la parte activa en D_1 la conicidad es de 0.02mm/mm, por cada 2 milímetros, hasta alcanzar D_{16} , la conicidad aumenta 0.02 mm/2mm. De esta forma encontramos en el mismo instrumento las conicidades 0.02, 0.04, 0.06, 0.08, 0.10, 0.12, 0.14, 0.16, 0.18 y 0.19 mm/mm. Esta característica facilita la instrumentación en la porción apical de conductos radiculares, generalmente curvos y estrechos. Por tener una pequeña conicidad en el inicio de la parte activa estos instrumentos poseen excelente flexibilidad. Son utilizados principalmente en conductos largos (más de 21 mm) y curvos. Utilizándose 3 ó 4 instrumentos se realiza toda la preparación biomecánica.

Los instrumentos se dividen en 2 grupos:

1. Instrumentos para modelado (Shaping files).
2. Instrumentos para acabado (Finishing files).

Las limas de modelado presentan D_1 0.19 mm, 0.17 mm y 0.20mm y son denominadas SX, S_1 y S_2 respectivamente. Estos instrumentos son utilizados en movimiento de entrada y salida hasta alcanzar la longitud real de trabajo (LRT).

Las limas de acabado, aumentan el diámetro quirúrgico en la LRT, que tiene por objetivo realizar el tope apical en el conducto radicular. Tiene D_1 respectivamente de 0.20/07, 25/08 y 30/09 y son denominados F1, F2 y F3.³⁵ A finales de 2006, debido a las necesidades de mejora en algunas de sus propiedades, se modificó su sección en algunas de sus limas, y se amplió el sistema con nuevas limas de conformación apical (F4 y F5) dando origen a una nueva generación ProTaper comercialmente llamada ProTaper Universal.³⁴

El fabricante nos dice que no importa la forma del conducto que se trate se puede realizar con este sistema, ya que también presenta un protocolo fácil de recordar, el tratamiento se realiza de una manera rápida ya que la mayoría de los casos sólo se necesitan 3 instrumentos los cuales tienen un alto poder de corte. Por la conicidad aumentada nos brinda mayor limpieza del conducto y una mejor remoción del barro dentinario. Al presentar una punta con un extremo redondeado disminuye las desviaciones en el conducto.

Antes de empezar a utilizar las limas rotatorias se aconseja mantener la permeabilidad del conducto con limas manuales K10/15/20 para crear un trayecto libre de interferencias para la instrumentación rotatoria. Los instrumentos se deben utilizar en un movimiento continuo y constante con ligera presión apical, llevando los instrumentos una sola vez a longitud de trabajo, para disminuir el riesgo de fractura y evitar deformaciones del conducto. Manteniendo las estrías limpias de dentina para que puedan cortar en máxima efectividad, disminuyendo su fatiga. Se debe controlar el número de usos. Según el fabricante estas limas se deben utilizar una sola vez, pero algunos estudios demuestran que se pueden utilizar un mayor número de veces (3 o 4 veces según la pieza trabajada). Es indispensable hacer una irrigación abundante entre limas. El fabricante determina unos valores de torque en los motores eléctricos para cada una de las limas que componen el sistema Protaper Universal, y recomienda una velocidad entre 150 a 350 rpm.³⁴

2.4.2 Sistema ProFile

Dr. Ben Johnson en 1992 creó el sistema ProFile (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland). El diseño de los instrumentos originales presentaba un aumento del 29% entre los instrumentos y, en consecuencia el nombre de este. En 1993 se introdujo la conicidad 0.04 y más tarde con conicidad 0.06 y actualmente se cuenta con la conicidad 0.02 capaz de tratar la mayoría de la forma de los conductos.

El instrumento presenta una punta no cortante con corte transversal en forma de "U" con ángulo neutro, áreas radiales que mantienen centrado el instrumento dentro del conducto y estrías profundas de la punta al mango que ofrecen mayor flexibilidad en diámetros más grandes y que permiten mayor eliminación del barro dentinario.³⁶

El diseño en forma de U, de corte transversal similar al LightSpeed, tiene cuatro bordes externos planos que cortan con una acción de aplanamiento, lo que les permite mantenerse más centrados en el conducto en comparación con los instrumentos comunes.

El sistema Profile presenta Orifice Sharpes o conformadores, en diámetros convergentes de 0.006 y 0.007mm, están ideados para sustituir a las fresas Gates-Glidden para la conformación de la porción coronal del conducto. Debido a sus estrías planas y guía radial así como el diseño en forma de U, estos instrumentos permanecen centrados en el conducto mientras crean una preparación convergente. A su vez, este pre-ensanchamiento permite una limpieza y conformación más eficaz de los dos tercios apical y medio con los instrumentos de la serie ProFile con diámetro 0.04.

Los Orifice Openers o abridores tienen una longitud total de 19 mm, con una longitud de corte de 9 mm aproximadamente. Además de reducir la fractura de la lima, esta longitud más corta también facilita manipular en zonas de acceso difícil.

La conicidad 0.04mm es más apropiada para los conductos pequeños y regiones apicales de la mayor parte de los conductos, incluidas las raíces bucales de los molares maxilares.

2.4.3 Sistema Mtwo

En el año 2003 sale al mercado el Sistema Rotatorio Mtwo por el Dr. A.V. Malagnino y Dr. Martina (VDW; Munich, Alemania), estos pertenecen a una nueva generación de instrumentos rotatorios NiTi. El conjunto básico incluye cuatro instrumentos con tamaños que varían desde el no. 10 hasta el no. 25, y con conicidades que van del .04, .05, .06 y .07. Después de esta secuencia básica, que le da al conducto una configuración de 25/.06, el sistema permite dos abordajes diferentes a la preparación del conducto. La primera secuencia le permite al clínico lograr diámetros apicales grandes que facilitan la condensación vertical de la gutapercha, manteniendo una preparación apical del no. 25.

El anillo de color en el mango identifica el tamaño (siguiendo los estándares de ISO) y el número de ranuras en el mango identifica la conicidad del instrumento. Los instrumentos están disponibles en longitudes de 21, 25 y 31 milímetros. Estos instrumentos se producen también con áreas cortantes de 21 mm, además la longitud convencional de 16 mm, permitiendo al instrumento cortar en la parte coronal de las paredes de acceso al conducto, donde las interferencias dentinarias se localizan con frecuencia.

La superficie radial es una de las medidas más efectivas en instrumentos NiTi, mejorando la eficiencia de corte. La punta no es cortante. El ángulo helicoidal está determinada por la inclinación de la hoja del instrumento mientras más grande, más abierta será la superficie radial. El ángulo helicoidal es variable dentro del

mismo instrumento, aumentando desde la punta hasta el mango, en la forma en que aumenta el ángulo de la hoja, que es constante en las limas más pequeñas. El ángulo helicoidal variable disminuye la tendencia del instrumento a ser jalado hacia el interior del conducto. La tendencia de los instrumentos más pequeños a avanzar por el conducto es necesaria para una primera fase de instrumentación. El operador debe tender a un movimiento de empuje, reteniendo al instrumento en rotación, lo que mejora la acción de remoción de limalla y la eficiencia de corte.³⁷

Los Instrumentos rotativos Mtwo NiTi se usan a 300 rpm en técnica simultánea sin agrandamiento coronal inicial.³⁸ En cuanto se ha establecido la guía con una lima de acero inoxidable de tipo K del no. 10, cada instrumento sucesivo se lleva a la longitud de trabajo (LT) con la aplicación ligera de presión apical. En cuanto el clínico siente la sensación de amarre, debe retirar el instrumento 1 ó 2 mm para que éste actúe pasivamente en acción de entrada y salida removiendo selectivamente las interferencias y avanzando hacia el ápice. Los instrumentos se accionan con movimientos de presión lateral para obtener un corte en circunferencia y solo les permite rotar en longitud por unos pocos segundos.

La secuencia operativa para estos instrumentos es de corona a ápice, donde el ápice se alcanza con cada instrumento NiTi en cada paso. Esto significa que es una técnica corona-ápice pero que usa los instrumentos pequeños antes de usar los grandes, al contrario de cómo se usan en la técnica de retroceso. El inventor la define como "técnica simultánea" ya que la longitud total del conducto es tratada al mismo tiempo. La entrada del instrumento no debe ser forzada. Tan pronto como el operador sienta la sensación de amarre, debe retroceder el instrumento 1 a 2 mm para que este trabaje pasivamente creando el espacio necesario para avanzar hacia el ápice. Usando el instrumento con un movimiento lateral de presión permite sentir la tendencia de avance automático por el conducto (una sensación de ser "jalado") que aumenta la eficiencia. La alta flexibilidad y resistencia a la fatiga de los instrumentos Mtwo permite el uso de este abordaje en conductos con curvas severas en forma eficiente y segura^{39, 40}

2.5 Características de la Fractura

Como se dijo el NiTi es una aleación metálica de memoria que cuando se flexiona, se somete a una transformación martensítica de su original estructura austenítica que si se lleva más allá de su límite elástico, se rompe. Durante la preparación del conducto radicular, los instrumentos de NiTi son sometidos a ciclos de fatiga, que pueden ocasionar una distorsión y la fractura, cuando el instrumento se flexiona severamente.⁴¹ Las investigaciones acerca de las propiedades físicas de los instrumentos rotatorios han demostrado que la torsión, estrés y la fatiga cíclica son las principales causas de la fractura de instrumentos. Así cuando los instrumentos rotarios fracturados se analizan bajo microscopio electrónico de barrido (MEB) se han revelado sobre la superficie del instrumento, la presencia de hendiduras periféricas, hoyos y cráteres.^{42, 43, 44}

Las características y diseños de los instrumentos tienen una influencia real en la susceptibilidad a la fractura. En particular, el tamaño, forma cónica y una profundidad de la estría son factores importantes que afectan propiedades como la torsión y flexión.⁴⁵

Se necesita un acceso al conducto radicular el cual no esté obstruido ni que tenga la presencia de un material de obturación.⁴⁶ De esta manera los instrumentos pueden preparar el conducto radicular con facilidad y reducen la tensión así se disminuyen las posibilidades de fractura.⁴⁷ Los estudios donde se instrumenta manualmente el conducto radicular hasta una lima 20 reduce significativamente la tasa de fractura del instrumento rotatorio.⁴⁸

Los motores eléctricos que activan el instrumento rotatorio dentro del conducto gira a una velocidad constante alcanzando un nivel preestablecido, este de forma automática invierte su sentido de rotación y permite que la lima se retire antes de que se produzca la fractura del instrumento.⁴⁹ Gabel estudió la influencia de la velocidad de rotación en la preparación de conductos de dientes extraídos de

molares, concluyó que la distorsión y fractura del instrumento era de 4 veces más cuando se rotaba a mayor velocidad (330 rpm) que a bajas revoluciones (167 rpm).⁵⁰ De igual manera Gambarini encontró que los instrumentos utilizados en motores de bajo torque (<1N/cm) eran más resistentes a la fractura que los motores utilizados con mayor torque (>3 N/cm).⁵¹

En la mayoría de los casos la fractura es el resultado del uso incorrecto o excesivo de un instrumento de endodoncia, y la mayoría se produce comúnmente en el tercio apical de un conducto.⁵² Los instrumentos rotatorios de NiTi pueden fracturarse sin previo aviso lo que significa que la fractura involucra muchos más factores siendo al parecer el más importante la habilidad del clínico.⁵³

La fractura de instrumentos endodónticos rotatorios de níquel/titanio puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión y por fatiga cíclica. La fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima ó cualquier parte del instrumento se prende en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se sobrepasa el límite de elasticidad del metal, llevando el mismo a una deformación plástica como también a la fractura.

La fractura por fatiga cíclica es causada por el esfuerzo y la fatiga del metal, con este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, de esta manera, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura, siendo este hecho considerado de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos NiTi.³² El término de fatiga cíclica se ha utilizado para describir la fractura de instrumentos de NiTi después de la rotación continua en un conducto curvo.⁵⁹

La fractura de instrumentos dentro del conducto radicular puede ocurrir en limas manuales, espaciadores, condensadores, fresas Gates-Glidden y puntas de ultrasonido ya sean todos los anteriores de níquel-titanio (NiTi), de acero inoxidable (SS), o acero al carbón. La incidencia reportada de instrumentos

fracturados manuales va de un 1 a 6%.^{54, 55} La incidencia de instrumentos rotatorios de NiTi, basada únicamente en un número reducido pero investigaciones recientes, se ha demostrado que se encuentran en el rango de 0.4 a 5%.⁵⁶ Pero existe una cifra mayor de fracturas en los dientes molares.⁵⁷ El potencial de la fractura de un instrumento rotatorio en un conducto curvo aumenta cuando aumentamos el ángulo de la curva y el radio disminuye.⁵⁸

Un instrumento que gira en una curvatura es sometido a momentos de tensión y compresión de igual magnitud, los cuáles son causa de la fractura de estos. Siendo un punto importante para la realización de varios reportes en la literatura llamando a estos casos como "resistencia a la fatiga" la cuál generalmente se define con el número de revoluciones antes de que venga la fractura.

2.6 Dispositivos para Evaluar Fatiga

Se han descrito diferentes métodos para la evaluación de este fenómeno:

1. Tubo de metal curvo
2. Bloques de metal con ranuras
3. Rotación contra un plano inclinado
4. Curvatura en tres puntos

TUBO DE METAL CURVO

Este dispositivo se fabrica a partir de un tubo de metal con una curvatura en específico, puede tener varios diámetros y sirve para evaluar la fractura por rotación. Sereno, et al demostraron que los instrumentos de NiTi son capaces de mantener un significativo número de rotaciones que las limas K, antes de que se produzca la fractura.⁶⁰ Pruett et al.,⁵ normalizado el radio de curvatura para el tubo de metal probando el instrumento de LightSpeed, reportando que tiene un mayor efecto cuando el ángulo de la curva es más profundo. Se han utilizado tubos con

un diámetro de 1 mm⁶¹ y otros utilizan los de 2 mm ya sea en vidrio o acero inoxidable.⁶²

BLOQUE DE METAL CON RANURAS

Fue sugerido por el grupo de investigación Haikels para evaluar instrumentos de acero y ha sido modificado para evaluar limas rotatorias Níquel-titanio. El dispositivo se diseña a partir de un bloque de metal con ranuras en forma de V en diferentes angulaciones, que simulan las curvaturas en el conducto radicular. La curvatura que se diseña debe de coincidir con la conicidad y longitud del instrumento para que gire libremente dentro del conducto artificial.⁶³ Los instrumentos cuando se introducen en el bloque de metal para ser evaluados deben lubricarse para evitar el calentamiento del instrumento por la fricción con el metal y pueda alterar su estructura. El Dr. Grande ha confeccionado este tipo de canales lo más similar al conducto radicular con un diámetro de 0.2 mm reduciendo así el mínimo de variables.⁶⁴

ROTACIÓN CONTRA UN PLANO INCLINADO

El plano inclinado es una superficie de metal pulida, con cierta inclinación, ésta es determinada por el control de radio de la curvatura del instrumento.⁶⁵ Este método es fácil de llevar pero es difícil de realizar el radio de la curva ya que éste puede variar la inclinación. Tiene la desventaja de que no existe relación entre el ángulo del plano inclinado y periodo de vida de fatiga del instrumento.

CURVATURA EN TRES PUNTOS

Un dispositivo con tres puntos se ha utilizado para imponer una curvatura sobre el instrumento mientras rota, la amplitud de la tensión sobre la superficie del instrumento puede ser estimada para cada uno de los especímenes por este método. La relación entre la amplitud de tensión de superficie y la vida de fatiga puede ser también determinada.⁶⁶

3. JUSTIFICACIÓN

Con la introducción de la aleación de NiTi en el área de la endodoncia; se ha desarrollado una diversidad importante de sistemas rotatorios en el mercado actual, diversas casas comerciales promocionan su sistema de acuerdo a las ventajas que especifica su fabricante, los beneficios que ofrecen los sistemas en general se refieren a la seguridad en la preparación y conformación del conducto radicular, disminución en tiempos operatorios, mayor seguridad para el clínico y sus pacientes, ofertando un mejor pronóstico en el éxito del tratamiento.

Debido a la gran cantidad de sistemas que se encuentran disponibles comercialmente, también hay una gran cantidad de información que es dirigida a los clínicos, desafortunadamente las casas comerciales promueven su sistema rotatorio como el ideal, por lo que el clínico hace una elección del instrumento de acuerdo con sus necesidades y experiencia en el tratamiento de conductos radiculares.

Si bien los sistemas rotatorios actuales son derivados de la aleación NiTi ofrecen mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. La fatiga cíclica se relaciona con la cantidad de ciclos que un instrumento soporta antes de sufrir fractura de un segmento. Éste es un parámetro importante para poder evaluar el sistema y decidir si puede ser el indicado para trabajar con mayor seguridad en un conducto curvo. Clínicamente en la anatomía radicular existen curvaturas en diferentes grados que en ocasiones complica la realización del tratamiento, por lo que lo ideal es el uso de los sistemas rotatorios. Sin embargo es necesario evaluar los diferentes sistemas y hacer una comparación para determinar que instrumento posee las mejores características, y pueda cumplir con los requisitos para el éxito del tratamiento endodóntico.

3.1 Pregunta de Investigación

¿Cuál de los sistemas rotatorios Protaper Universal (Dentsply Maillefer), ProFile (Dentsply Maillefer) y Mtwo (VDW Germany Munich) presentan mayor resistencia a la fatiga cíclica durante la instrumentación de conductos curvos?

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo General

- Evaluar la fractura por fatiga cíclica de diferentes instrumentos de níquel-titanio en conductos curvos.

5. HIPÓTESIS

Hi: El sistema rotatorio Mtwo (VDW Munich Germany) presenta mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación que el sistema ProTaper Universal (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland) y ProFile (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland).

Ho: El sistema rotatorio Mtwo(VDW Munich Germany) no presenta mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación que el sistema ProTaper Universal (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland) y ProFile (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland).

6. METODOLOGÍA

6.1 Lugar de Realización

- Laboratorio de Preclínica de la Maestría en Endodoncia
- Laboratorio de Ciencias Básicas de la Facultad de Estomatología, U. A. S. L. P.
- Centro de Investigaciones en Óptica, A. C. León Gto.
- Taller de Máquinas y Herramientas de Alta Precisión S. L. P.
- Instituto de Metalurgia de la U. A. S. L. P.

6.2 Diseño del Estudio

Experimental in Vitro

6.3 Población de Estudio

Muestra	Instrumento	Conicidad	RPM	Torque
10	Protaper Universal	25/.08	300	2 N
10	Profile	25/.06	300	2 N
10	Mtwo	25/.06	300	2 N

Cuadro 2. Población de estudio, los sistemas a evaluar y su conicidad; las revoluciones por minuto y el torque al que se utilizaron.

6.4 Criterios de Inclusión

- Limas rotatorias con conicidad 25/.06 y 25/.08
- Limas rotatorias con longitud de 25mm
- Limas nuevas extraídas de paquete

6.5 Criterios de Exclusión

- Lima rotatoria nueva con algún defecto de fabricación
- Limas esterilizadas

6.6 Definición Conceptual y Operacional de las Variables

6.6.1 Variable Independiente

Instrumento Rotatorio

Definición Conceptual: Los instrumentos rotatorios son limas de NiTi que presentan características específicas según el fabricante las cuales son accionadas por un motor que son introducidas en el interior del conducto radicular, girando 360° en sentido horario, con velocidad constante y en sentido corona/ápice, las cuales provocan la limpieza, remoción del contenido séptico, restos orgánicos y limalla dentinaria; simultáneamente ensanchan los 2/3 coronarios provocando el desgaste anticurvatura para al seguir avanzando hasta la longitud de trabajo lime adecuadamente el tercio apical.

Definición Operacional: Instrumento rotatorio de uso endodóntico para la limpieza y conformación de conductos radiculares.

6.6.2 Variables Dependientes

Fractura por Fatiga Cíclica

Definición Conceptual: La fractura por fatiga cíclica es causada por el esfuerzo y fatiga del metal, con este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, de esta manera, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura.

Definición Operacional: Momento en el cual el instrumento rotatorio es separado en dos fragmentos por haber sido utilizado en un determinado número de ciclos.

Ciclo

Definición Conceptual: Un ciclo es el número de rotaciones por minuto que un instrumento realiza según el tiempo en segundos.

Definición Operacional: Momento de acción del instrumento rotatorio, fijado a partir de un punto inicial que tiene como punto intermedio una longitud determinada y retorna a su punto inicial.

Tiempo de la Fractura

Definición Conceptual: Determinación del tiempo en segundos que le toma a un instrumento rotatorio sufrir una fractura por fatiga cíclica.

Definición Operacional: Cantidad de segundos a los cuales el instrumento rotatorio después de un ciclo se fractura.

6.7 MATERIALES Y MÉTODOS

La fase experimental de nuestro estudio se dividió en dos etapas:

Etapa 1: Dispositivo electrónico autónomo (DEA), esta etapa a su vez se dividió en dos fases.

Fase 1: Diseño y fabricación de una platina de acero con los conductos artificiales

Fase 2: Dispositivo integrado con un brazo móvil.

Etapa 2: Protocolo de fractura por fatiga cíclica.

Para poder, llevar a cabo la fractura de los instrumentos el proceso se dividió en dos etapas, la etapa número 1, en la cual se confeccionó un dispositivo electrónico automatizado que consiste de dos partes, la primera es una platina de acero que contiene el conducto curvo en donde giraron libremente y se fracturaron los instrumentos; la segunda parte el dispositivo está integrada de un brazo electrónico móvil al cual se le adaptó el micromotor endodóntico, que presenta un movimiento de arriba abajo de acuerdo al eje axial de el conducto artificial, esta parte a su vez consta de una caja con diferentes dispositivos para poder programar y controlar el mecanismo del brazo.

La segunda etapa del estudio es propiamente la fractura de los instrumentos y la medición del tiempo en que se llevó a cabo y la longitud del fragmento.

6.7.1. Etapa 1

Fase 1: Platina con conductos artificiales.

Se diseño y fabrico una platina de Acero Inoxidable Serie 300, con una longitud de 153 mm por 24 mm de ancho y 93 de alto. Se realizó por erosionado, penetración y una fresadora; se crearon conductos artificiales con 5 diferentes curvaturas y angulaciones de 25°, 35°, 45°, 75° y 90°(Fig. 4). Con un radio de la curvatura de 2 mm, cada conducto artificial presenta un diámetro de 1.5 mm y una

profundidad de 1.5 mm. El ángulo de la curva así como del radio, fue de acuerdo a los parámetros establecidos por Schneider y Prudent.⁶⁷

Cada conducto artificial presenta una longitud de 26 mm, desde la superficie superior de la platina a la curva de 12 y 14 mm según el lado interno o externo del que se mida y de la curva hasta el fondo de 14 mm. La platina presenta una tapa de acrílico con un espesor de 6 mm la cual permite la observación del instrumento rotando en el conducto, hasta el momento de la fractura. La tapa de acrílico es sostenida por 4 tornillos que la ajustan a la platina del acero (Fig. 5).

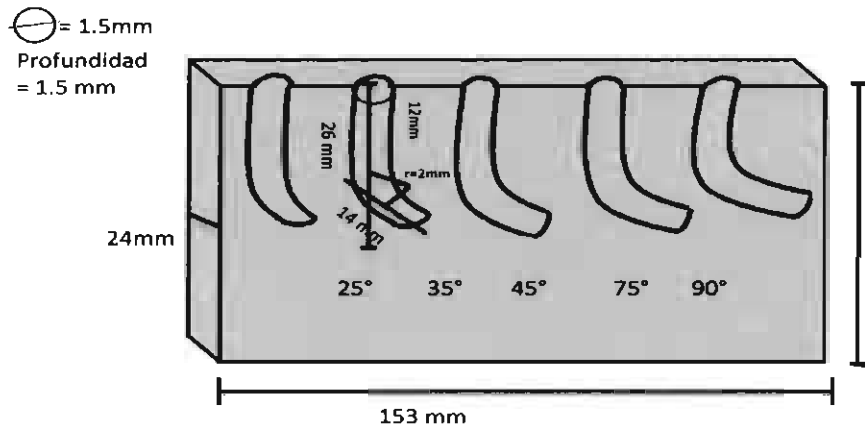


Fig. 4. Diseño de la platina

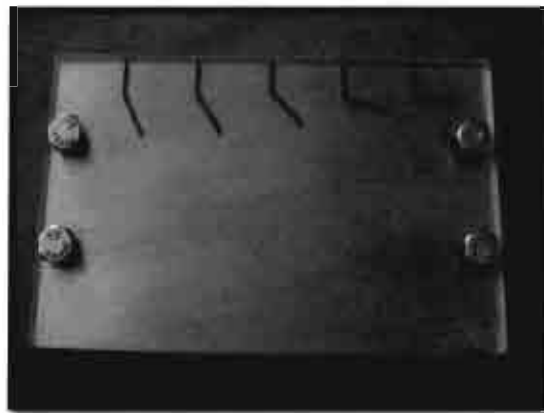


Fig. 5. Platina terminada en acero inoxidable

Fase 2. Dispositivo electrónico autónomo

El dispositivo electrónico autónomo (DEA) consta de tres componentes principales: base con un sensor para calibración del peso, soporte principal y caja con los controladores (Fig.6). El dispositivo está programado para realizar movimientos de entrada y salida del conducto, controlando el factor humano al mantener una presión constante (Fig. 7)

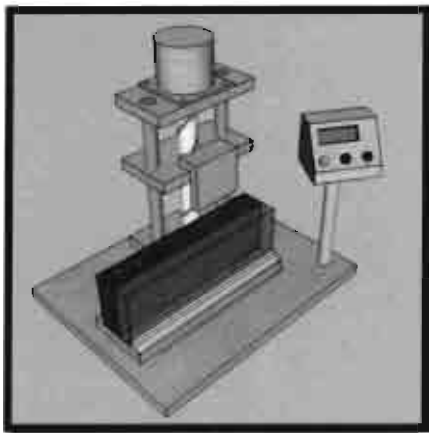


Fig. 6. Partes del dispositivo

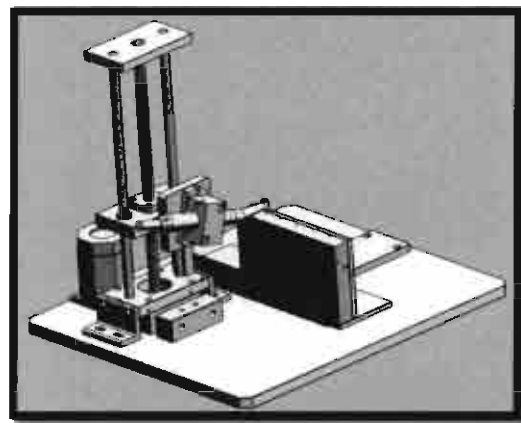


Fig. 7. Movimiento del DEA

El DEA se fabricó en acero inoxidable y algunas partes en aluminio, además otros metales como bronce, acero, hierro, donde están confeccionados algunos tornillos y baleros por mencionar algunas piezas. El DEA tiene un soporte donde es posible la adaptación un motor endodóntico, la platina se fija en la base por medio de dos tornillos de forma manual. La caja de controladores tiene los siguientes elementos: botones, una pantalla, celda de carga y el motor del DEA se encuentra controlado por un microcontrolador PIC16F874 de 8 bits con un cristal a 16 MHz, lo que le permite realizar 4 millones de instrucciones por segundo.

El DEA es capaz de almacenar en su memoria información como el número de ciclos, el tiempo de trabajo, la fuerza aplicada, el peso detectado por la base (galga), el peso de la platina, el tiempo transcurrido, etc. Sin embargo, por fines de la investigación y del diseño del equipo, en la pantalla se muestran los dos datos de importancia para este estudio (número de ciclos y tiempo de trabajo).(Fig. 8)

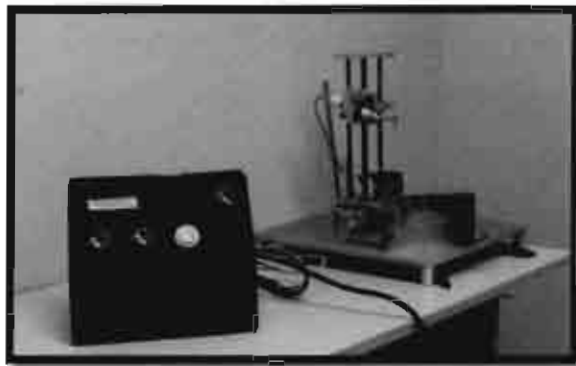


Fig. 8. Caja de controladores

El motor endodóntico X-Smart (Dentrplay Maillefer) se adaptó al DEA mediante una montura giratoria, lo que permitió ajustar el ángulo e inclinación del motor en dos direcciones (vertical y horizontal). El software del dispositivo se programó con una presión de 1.03 N, equivalente a la presión ejercida para el sondeo periodontal.⁶⁸ Esta presión es regulada mediante un sensor que calibra el peso con respecto a la platina por lo que hace al equipo muy sensible al tacto. Al DEA se le adaptó el motor X-Smart (Dentsplay Ballaigues, Switzerland), con una reducción 1:16 ajustándolo con un plástico para que esté completamente inmóvil en el adaptador, se fijó en todos sus planos para que durante el ciclo de trabajo no se moviera y siempre realizara la misma trayectoria.

6.7.2. Etapa 2

Protocolo de fractura por fatiga cíclica

En esta etapa donde se realizó la fractura de los instrumentos, el equipo necesito un valor de punto inicial de la lima (donde la lima empieza su ciclo) y el punto final (longitud de trabajo) en milímetros el cual fue el mismo para todas las limas. Se ajusto el tiempo y se dio la señal de inicio, al mismo tiempo encendemos el micromotor a las revoluciones por minuto y torque recomendados por el fabricante según el sistema utilizado. El tiempo de la fractura se contabilizo con un cronómetro 1:100 seg. Se fracturaron 30 limas (10 por sistema) de la muestra en una curvatura de 45°, a 19 mm de longitud, a 300 rpm con un torque de 2 N según las instrucciones del fabricante. Cada instrumento giro libremente en el conducto realizando su ciclo de entrada y salida hasta fracturarse. Para disminuir la fricción excesiva entre la lima y el acero de la platina fue lubricada con aceite entre lima y lima. El segmento separado de todas las limas se midieron con una regla milimétrica.

Las limas antes de utilizarse y los fragmentos separados más representativos se llevaron a observar a al microscopio estereoscópico y al electrónico de barrido. El análisis estadístico fue *Kruskal-Wallis* y *U de Mann Whitney*.

7. RESULTADOS

En este estudio se utilizaron tres sistemas de instrumentación rotatoria: Protaper (Dentsply Maillefer), Profile (Dentsply Maillefer) y Mtwo (VDW, Munich); las pruebas de evaluación para estos sistemas fueron las siguientes:

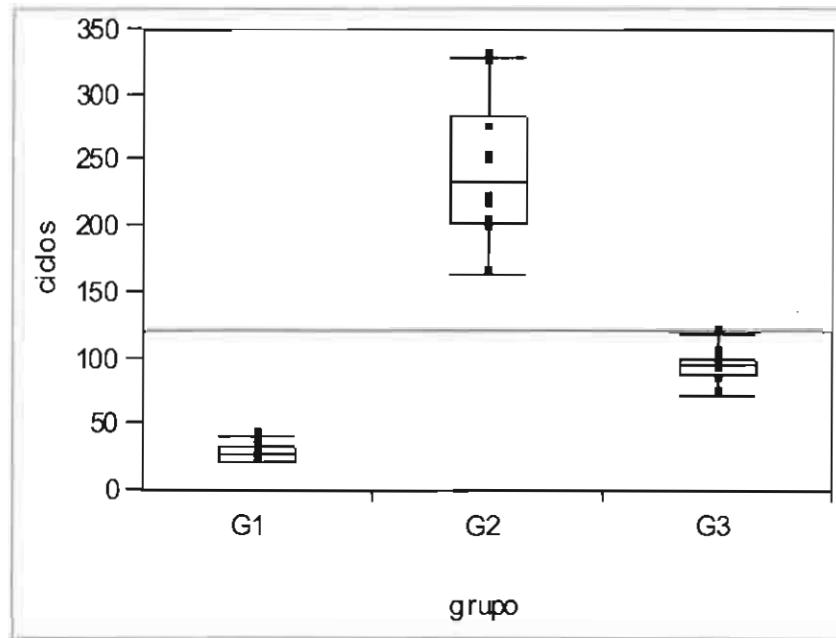
- Fractura por fatiga cíclica
- Tiempo de fractura
- Longitud del fragmento separado

En el cuadro número 3 se muestran los valores promedio y desviación estándar correspondiente al número de ciclos necesarios para producir la fractura del instrumento. El sistema Profile mostró mayor resistencia a la fractura cíclica, seguido por el grupo Mtwo y Protaper Universal.

CUADRO 3. NÚMERO DE CICLOS PARA CADA GRUPO DE ESTUDIO

SISTEMA ROTATORIO	No. MUESTRA	X	± DESVIACIÓN ESTANDAR	MEDIANA (RANGO)
PROTAPER	10	28.5	± 6.02	27.5 (22-41)
PROFILE	10	242.60	± 53.89	233.5 (330-165)
MTWO	10	95.7	± 12.31	97.0 (119 - 73)

Los grupos de estudio mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p < 0.001$, Kruskal Wallis). Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, U de Mann Whitney) se encontraron diferencias entre Profile y Protaper, Profile y Mtwo; así como Mtwo y Protaper. Estos resultados se muestran en la grafica 1.



Gráfica 1. Análisis de ciclos por grupo.

En la gráfica 1, el G1 corresponde al sistema Protaper, G2 sistema Profile y G3 al sistema Mtwo.

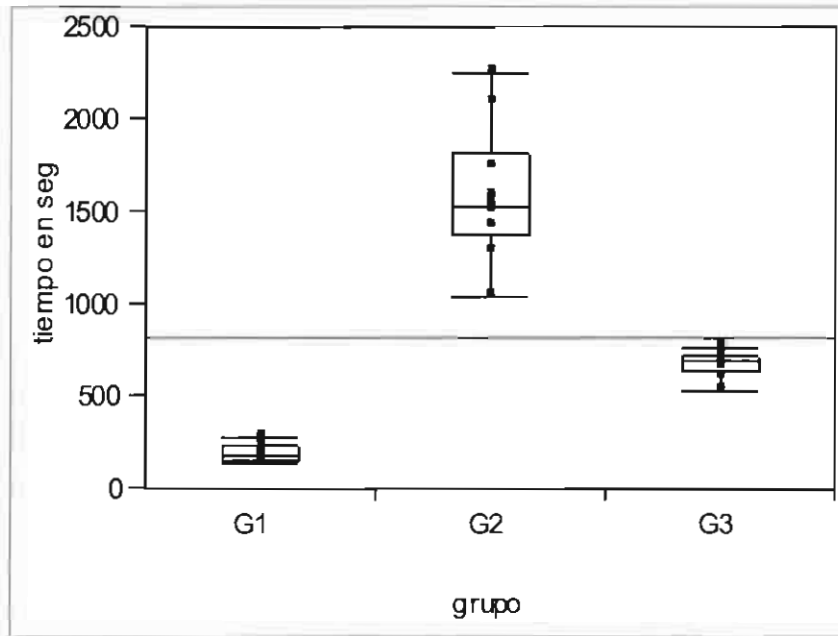
El cuadro 4, muestra los valores promedio y la desviación estándar correspondiente al tiempo de fractura en segundos. El sistema Profile mostró mayor tiempo para presentar la fractura, seguido del grupo Mtwo y Protaper. Los grupos de estudio mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p < 0.001$, Kruskal Wallis).

CUADRO 4. TIEMPO DE FRACTURA EN SEGUNDOS

SISTEMA ROTATORIO	Nº. MUESTRA	\bar{X}	\pm DESVIACIÓN ESTANDAR	MEDIANA (RANGO)
PROTAPER	10	201.7	\pm 44.53	191.5 (289 – 148)
PROFILE	10	1605.5	\pm 356.83	1541.5 (2260 – 1046)
MTWO	10	681.20	\pm 71.60	699.5 (765 – 529)

Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, U de Mann Whitney) entre Profile y Protaper,

Profile y Mtwo; así como Mtwo y Protaper. Estos resultados se muestran en la gráfica 2.



Gráfica 2. Tiempo en segundos para la fractura.

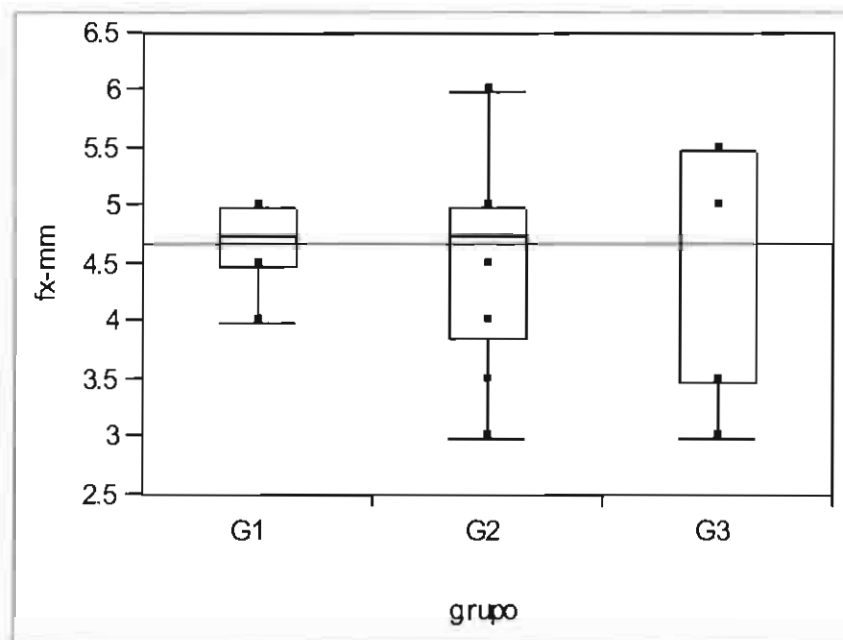
En la gráfica 2, el G1 corresponde al sistema Protaper, G2 sistema Profile y G3 al sistema Mtwo.

El cuadro 5, muestra los valores promedio y desviación estándar correspondiente a los milímetros fracturados. Los grupos de estudio no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p > 0.001$, Kruskal- Wallis).

CUADRO 5. MILÍMETROS FRACTURADOS

SISTEMA ROTATORIO	No. MUESTRA	$\bar{X} \pm$ DESVIACIÓN ESTANDAR	MEDIANA (RANGO)
PROTAPER	10	4.7 \pm 0.349	4.75 (5 - 4)
PROFILE	10	4.5 \pm 0.864	4.75 (6 - 3)
MTWO	10	4.8 \pm 1.032	5.5 (5.5 - 3)

Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.005$, U de Mann Whitney).



Gráfica 3. Milímetros fracturados

En la gráfica 3, el G1 corresponde al sistema Protaper, G2 sistema Profile y G3 al sistema Mtwo.

Adicionalmente, algunos instrumentos fueron observados al microscopio electrónico de barrido (fig. 9 - 14).

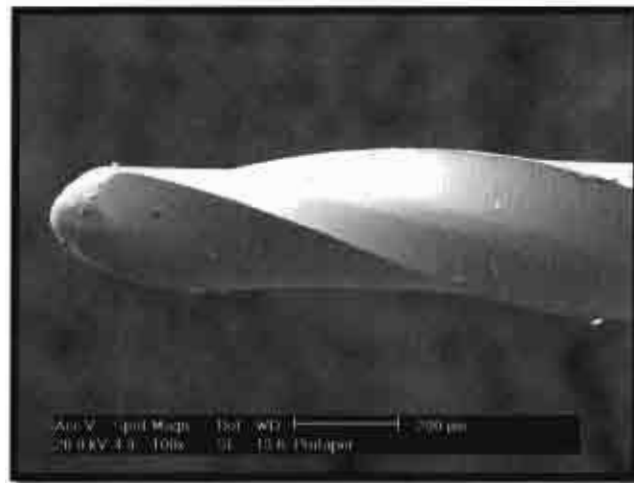


Figura 9. Imagen de la punta del Sistema Protaper en microscopio electrónico de barrido a 100 x



Figura 10. Imagen de la punta fracturada del Sistema Protaper en microscopio electrónico de barrido a 100x

En la imagen mostrada de la figura 9 observamos la punta de un instrumento 25/08 del sistema ProTaper presenta una punta en forma triangular y algunos artefactos de residuos orgánicos sobre ella.

En la imagen de la figura 10 se muestra la punta después de la fractura, donde se observa en la hoja de la estría superior la fatiga del metal y el borde se presenta como a diferencia del extremo inferior el cual se desprendió el fragmento dejando la sección transversal con microfracturas del metal.

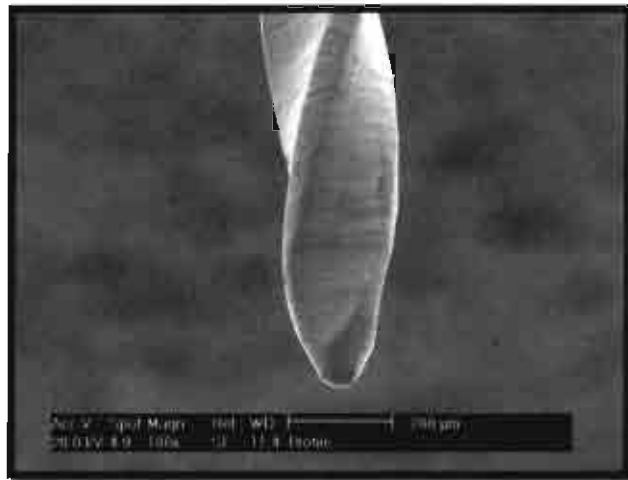


Fig. 11 Imagen de la punta del Sistema ProFile en microscopio electrónico de barrido a 100 x



Fig. 12 Imagen de la punta fracturada del Sistema ProFile en microscopio electrónico de barrido a 100 x.

La figura 11, muestra la punta de la lima 25/.06 del Sistema ProFile antes de su uso.

La figura 12, presenta la lima sin punta una vez que se fracturo, presenta mayor deformación del instrumento sobretodo en la guía radial de penetración la cual se observa como unas grietas y muescas producidas por la fricción del metal.



Fig. 13 Imagen de la punta del Sistema Mtwo en microscopio electrónico de barrido a 100 x



Fig. 14 Imagen de la punta fracturada del Sistema Mtwo en microscopio electrónico de barrido a 100 x.

La figura 13 presenta la punta del instrumento Mtwo 25/06 la cual demuestra una punta de penetración no cortante,

En la figura 14 se observó la punta fragmentada muestra su sección transversal en forma de S la propagación de la fractura con surcos a diferentes desniveles.

8. DISCUSIÓN

El objetivo del tratamiento endodóntico es prevenir la lesión periapical e inducir el cierre fisiológico de la porción apical.⁷¹ La preparación biomecánica aunado a las soluciones irrigantes que tienen efecto antibacterial son los principales métodos para desinfectar el conducto radicular y llevar una adecuada obturación logrando así el éxito de nuestro tratamiento.

Los instrumentos de níquel – titanio han sido desarrollados para ser utilizados durante la preparación mecánica del conducto a partir de presentar características especiales que brinda superelasticidad y una mayor deformación plástica del material, estos instrumentos de acuerdo a los estándares de calidad ISO presentan un incremento en la conicidad del 2% (0.02 mm por cada milímetro), 4%, 6%, 7%, 8%, 10% y 12% que varía según el fabricante de cada sistema.

La preparación mecánica del conducto radicular es una importante contribución para la reducción de los conductos infectados. Byström y Sundqvist reporta una reducción bacteriana de 100 – 1000, después de la instrumentación con limas manuales de acero y con una irrigación de solución salina. Sin embargo los conductos pueden no considerarse libres de bacterias. Dalton utiliza esta irrigación y compara la reducción de bacterias después de la instrumentación rotatoria de NiTi con conicidad de 0.04 comparando la preparación step- back con limas K en una en las que no encuentra reducción bacteriana después de la instrumentación.⁷² Por lo tanto el uso de irrigantes con un efecto antibacterial es esencial para la preparación biomecánica sobre todo para la reducción bacteriana.⁷³

Los objetivos para obtener una buena preparación mecánica son: contar con una apertura constante desde el acceso hasta la porción apical, mantener la posición original del conducto y del ápice así como conservarlo instrumentado lo mas biológicamente posible.⁷⁴

Desde la introducción de los instrumentos rotatorios en 1988, han crecido significativamente ofreciendo una mejor preparación que la instrumentación manual, pero a pesar de esto no la han podido sustituir. Parashcs et. al, encontraron que la instrumentación manual fue el método más popular para la preparación de conductos pero actualmente la mayoría de los endodoncistas (64%) han incrementado su preferencia por instrumentos rotatorios.⁷⁵

El resultado de utilizar las limas de NiTi ofrece un trabajo confiable por las propiedades únicas de este metal como la flexibilidad para trabajar conductos curvos (4-12%) con un mejor control en la forma de preparar el conducto y por ende obtener un buen sellado apical. La superelasticidad de los instrumentos NiTi es relacionada con la inducción de tensión la cual presenta una transformación en la estructura cristalina del material. La fase de austenítica se transforma en martensítica cuando se somete a esfuerzos, y solo se requiere una ligera fuerza para doblarse. Después de la liberación de la tensión, el metal vuelve a la fase de austenítica y la lima recupera su forma original. La superelasticidad de NiTi permite la deformación plástica por tensión la cual puede recuperarse en un 10 u 8 % en comparación con el 1 % del acero inoxidable.⁷⁶

Todos los instrumentos de endodoncia tienen el potencial de fractura dentro del conducto tras una aplicación incorrecta del mismo. Teniendo un aumento en la frecuencia de fractura en comparación de los instrumentos de acero inoxidable en una evidencia actual. Una revisión de literatura revela que la frecuencia de fractura de los instrumentos rotatorios es aproximadamente de un 1% con un rango de 0.4 -3.7%. En comparación con la media de fractura de limas manuales de acero inoxidable en su mayoría es de 1.6% con un rango de 0.7 – 7.4%.⁴

Sattapan et. al. Identificaron dos maneras en las que se lleve a cabo la fractura; la torsión y la fractura flexural. La fractura torsional se produce cuando la punta o cualquier parte del instrumento en el conducto se atora mientras se continúa en

rotación. El límite elástico del metal supera la deformación plástica y sobreviene la fractura. En general, las fracturas se producen cuando la fuerza apical es excesiva en el instrumento y es más probable que se produzca con una lima de menor calibre. La flexión es causada por endurecimiento y fatiga del metal. Se produce en el punto máximo de flexión cuando el instrumento es libremente girado en una curva y podrá iniciar defectos en la superficie del instrumento y enseguida se producen la fatiga cíclica. La fatiga flexural demuestra que la forma de fractura se acompaña de defectos y se ha encontrado que ocurre con mayor frecuencia con limas de tamaño grande, los autores sugieren que los instrumentos deben deshacerse después de su uso.

Las limas de níquel – titanio se doblan alrededor de la curva, que está sujeta a esfuerzo a todo lo largo. Mientras que dentro de la curva, la lima presenta compresión. Y fuera de la curva la lima está bajo un esfuerzo tensional. Cuando las limas rotan siempre hay un doblez en algún segmento de la lima por lo tanto experimenta ciclos tanto de tensión como de compresión. Estos ciclos continuos crean microfracturas en el centro del metal y a este fenómeno le llamamos fatiga cíclica.⁷⁴

Durante el uso las microfracturas se propagan y pueden causar la fractura de la lima. Las causas de las microfracturas no pueden ser observadas por lo tanto el clínico debería conocer las características de la resistencia a la fatiga de la lima que considera utilizar.⁵

La correcta limpieza y la configuración de los conductos curvos puede ser difícil para la lima, y ésta se puede distorsionar o romper sobre todo en este tipo de conductos. Clínicamente la probabilidad de remover estos instrumentos es muy poca y en algunos casos puede ser imposible y compromete al diente.

Dentro de este estudio evaluamos la capacidad de resistir a la fractura por fatiga cíclica de tres sistemas rotatorios de níquel titanio diferentes teniendo un mayor número de ciclos de entrada y salida antes de producirse la fractura con el sistema Profile con una deferencia significativa sobre ProTaper y Mtwo.

Los instrumentos Profile (Dentplay, Maillefer Ballaigues, Switzerland) han demostrado los mejores valores en este estudio. Los instrumentos ProFile tienen una punta no cortante y una sección transversal en forma de "U" con la presencia de área radial. Turpin et. al., comparó la triple hélice de la sección transversal de las limas Hero y la forma de triple "U" de ProFile, con un mismo diámetro y encontró que la sección de triple hélice es mayor en un 30% que la forma de "U"; lo que determina la mayor flexibilidad de ProFile cuando hablamos de resistir a la fractura.⁷⁸

Gambarini en el 2001 estudio la fatiga cíclica de instrumentos ProFile con un alto y bajo torque. Dividiendo 10 instrumentos en el grupo control, 20 instrumentos en una alto torque y 20 instrumentos a bajo torque; demostrando que hay una mayor resistencia cíclica a la fractura cuando se compara el uso de un motor que trabaja a un bajo torque.⁵¹

Los instrumentos de Profile en términos de resistencia a la fractura es mejor que ProTaper y Mtwo, en una conicidad de 25/ .06 en relación con lo reportado por Haikel et. al., que demostró que los instrumentos ProFile ofrecen un mínimo núcleo el cual da mayor flexibilidad y como consecuencia una mejor resistencia a la fractura, en comparación con Hero y Quantec.⁴²

La combinación de factores como pequeña sección transversal, la presencia de una guía radial de penetración y un aumento en el número de estrías a los largo de instrumento como en los instrumentos de ProFile incrementan la resistencia a la fractura.⁷⁹

Matthew T. et. al., observaron la distorsión de las limas ProFile en un 15.3%, las limas ProTaper 2.4% y para K3 8.3%. Esta diferencia significativa no se presentó de la misma manera cuando trataron de reportar la fractura de las limas en donde no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre estos grupos.⁸⁰

El sistema Race con tratamiento de electropulido mejora la capacidad para la resistir a la fatiga cíclica y Mtwo tienen una menor área en su sección transversal comparado con K3 y Hero, sin embargo no presentan mayor resistencia a la fatiga en comparación con ProFile que presentan una superficie radial el cual ofrece mejores valores para la resistencia a la fatiga. Otro aspecto que influye en la flexibilidad y en la resistencia a la fractura es el número de espirales. Dos incrementan la flexibilidad de la lima y esto aumenta la profundidad de la estría (disminuye la sección transversal) o se incrementa el número de espirales mientras aumenta la longitud. Sin embargo esto puede influir a la susceptibilidad de la fractura.⁷⁹

Shäfer et. al., confirma experimentalmente la relación entre la sección transversal y la flexibilidad en 5 instrumentos populares en endodoncia (FlexMaster, Hero642, K3, ProFile y Race) reportándose que ProFile y Race son más flexibles que K3, con una área transversal más grande y rígida.⁸¹

Evaluando la fatiga cíclica para observar la fractura de Twisted File, ProFile, Flex Master y Mtwo con una conicidad 25/06 en conductos curvos artificiales las limas Twisted File demostraron un incremento estadísticamente significativo ($p < 0.05$) en el número de ciclos antes de la fractura en comparación con los sistemas que se realizan mediante troquelado.⁸²

Los instrumentos ProTaper (Dentsply Maillefer Ballaigues, Switzerland) han introducido un diseño donde varían su conicidad, una sección transversal convexa y una punta no cortante. Estos instrumentos incrementan su conicidad en todo lo largo, sus hojas que cortan mientras preparan específicamente un área en el

conducto.⁸³ En el 2004 y siguiendo las instrucciones del fabricante se decía que el sistema ProTaper está diseñado para instrumentar conductos difíciles, curvos y calcificados.⁸⁴ Nosotros no concordamos con lo reportado ya que en el estudio pudimos concluir que el sistema ProTaper fue el instrumento que presentó menor resistencia a la fractura.

Inan et. al, comparó la resistencia a la fatiga cíclica entre el sistema Protaper en conductos artificiales con dos diferentes radios de curvaturas, encontrando que existe un efecto significativo sobre la fatiga del instrumento. Cuando se presenta un radio de 5 mm disminuye el número de ciclos antes de la fractura que en comparación con un radio de 10 mm. El estudio es comparativo pero dentro del propio sistema.⁸⁵ Sin embargo en otro estudio de Martin et. al., se compara K3 y Protaper y reporta que el radio de la curvatura no es un factor que influye en la fractura.⁸⁶

Para reportar la incidencia clínica de instrumentos fracturados, Di Fiore et. al., observó instrumentos fracturados en 3181 conductos en 1403 dientes de 1235 pacientes encontrando una incidencia del 0.39%. Tanto ProFile, ProTaper, GTRotary y K3 Endo mostraron un 0.28%, 0.41%, 0.39% y 0.52% respectivamente los cuales no hay una diferencia significativa entre ellos.⁸⁷

La distribución del esfuerzo en los instrumentos del Sistema Protaper por su sección transversal de forma triangular convexa los hace más fuertes a resistir las cargas externas comentó Berutti et. al en el 2003.⁸⁸ En el 2007 Lopes et. al., evaluaron la fatiga cíclica de los instrumentos ProTaper en limas F3 en dos conductos artificiales de acero inoxidable con un diámetro de 1.04 mm y una longitud de 20 mm el cual tenía un radio de curvatura de 6mm. El primero constaba con una longitud del arco de 9.4 mm mientras que el segundo era de 14.1 mm. Los resultados indican que se requiere un número mayor de ciclos para causar fractura de acuerdo a la longitud del arco ya que no hubo una diferencia significativa entre estas dos variables y cuando no ocurrió esta existió una

deformación plástica del ángulo helicoidal.⁸⁹ En otro estudio de Lopes HP et. al., donde evalúa los efectos de la velocidad en las rotaciones sobre el número de ciclos que llevan a la fractura en limas ProTaper F3 y F4 utilizaron 300 y 600 rpm en un tubo como conducto artificial de acero inoxidable donde los resultados demuestran que al incrementar las rotaciones se reduce el número de ciclos que llevan a la fractura.⁹⁰

La sección transversal de la lima Mtwo tiene forma de "S", también presenta dos hojas y largas estrías entre ellas. Este diseño reduce el diámetro del instrumento e incrementa su flexibilidad. Los ángulos de corte son verticales y su ángulo helicoidal incrementa de la punta hacia el vástago. Presenta pocos espirales en toda su longitud y esto permite mantenerlo centrado en el conducto haciéndolo más resistente a la deformación plástica pero es más rígido.⁹¹

Los estudios sobre el sistema Mtwo se han enfocado a la rapidez en la instrumentación en conductos con una curvatura de 28° y 35° son significativamente más rápidos que K3 y Race.⁹² En otro estudio comparado con otros sistemas Schäfer menciona los instrumentos Mtwo son más rápidos bajo las mismas condiciones.⁹³

Los instrumentos Mtwo por su diseño garantizan un mejor control, sus ángulos de corte optimizan la eficacia del corte y facilitan el avance del instrumento en el conducto radicular. Presenta un mayor espacio para remover la dentina con un contacto radial mínimo en comparación con K3 y Race. De acuerdo con Schäfer et. al., esto hace que en la preparación de conductos curvos exista una menor transportación apical y una mayor eficacia a nivel coronal.⁹² En este estudio el sistema Mtwo presentó una vida más corta que Profile según el número de ciclos al que se fracturó pero más resistente comparado con ProTaper.

De acuerdo al tiempo en el que ocurre la fractura Soo-Youn Hwang et. al, en el 2009 evaluó diversos sistemas rotatorios encontrando que el tiempo de para que

se lleve a cabo la fractura fue significativamente mayor en los grupos de NRT y ProFile con un promedio de 1500 seg., en comparación con Mtwo, Heroshaper, K3 y Alpha Sistem. Sin encontrar una correlación entre el tiempo de fractura y el diseño del instrumento.⁹⁴

Para Tripi et. al., encontraron en el tiempo de fractura fue de 50.45 para el sistema ProFile con una diferencia 44.95, 43.75, 20.04 y 21.85 segundos respectivamente para los sistemas Race, K3, Hero y Mtwo.⁷⁹

Cuando el tiempo de fractura se relaciona con el torque Uei- Ming Li et. al., demuestra que existe una reducción en el tiempo para que se produzca la fractura cuando el ángulo de la curva y las rotaciones incrementan. Sin embargo cuando la distancia de entrada y salida es mayor el tiempo de fractura se incrementa. Esto es por el largo trayecto ya que aumentan el tiempo antes de volver a pasar con una elevada zona de esfuerzo. Por lo que ellos recomiendan un movimiento de entrada y salida a un adecuado torque.⁹⁶

En el estudio de Di Fiore et. al, observando la incidencia de fractura en dientes tratados endodónticamente evaluando ProFile, ProTaper, GTrotary y K3; estos fragmentos se localizaron en el tercio apical del conducto con una longitud promedio de 2 mm.⁸⁷

No hay diferencia significativa en la longitud del fragmento fracturado entre Twisted File, ProFile, FlexMaster y Mtwo cuando se evaluó la fatiga cíclica en conductos curvos de 60°.⁸² Al igual que en nuestro estudio este valor no tuvo diferencia significativa en los tres sistemas.

El Instituto Americano de Estándares Nacionales y la Asociación Dental Americana (ANSI / ADA) en su norma 28 prescriben pruebas para medir la fuerza de torsión y la flexibilidad en limas manuales de acero inoxidable adaptadas por la ISO 3630/1 donde los instrumentos presentan una conicidad de 0.02. Hasta el día de hoy no existe una especificación o norma internacional para evaluar la

resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios, incluso la ISO y la ADA trabajan para desarrollar un nuevo estándar para los instrumentos de NiTi. Esta nueva norma es necesaria para que los fabricantes, científicos y clínicos definan las propiedades mecánicas adecuadas de los instrumentos de NiTi y cuenten con un uso seguro y eficiente.⁹⁶

Un modelo ideal para la instrumentación serían los conductos curvos de dientes naturales, sin embargo éstos solo se pueden utilizarse una sola vez y la forma del conducto radicular durante la instrumentación cambia haciendo imposible estandarizar las condiciones experimentales para investigar in vitro la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.⁹⁶

Los dispositivos utilizados para evaluar la resistencia a la fractura por fatiga la fatiga cíclica permiten rotar libremente a los instrumentos hasta la fractura utilizando diferentes curvas. En 1986, Drderich y Zankarisen comentaron que el mayor riesgo de usar la rotación a 360° en conductos curvos fue la fatiga del metal y la posterior fractura.⁹⁷ Este estudio analizó el efecto en un movimiento cíclico axial sobre un motor que guía una lima de acero inoxidable en un capilar pyres curvo con un diámetro de 1. mm sin ningún parámetro preciso en la curva.

El radio y el ángulo de la circunferencia fue establecido por Pruett et. al⁴¹, mientras que la curvatura fue establecida por Schneider en 1971,⁶⁷ siendo este método utilizado solo como un parámetro para definir la curvatura en grados.

Diferentes estudios han utilizado conductos artificiales que son construidos con vidrio⁹⁸ o metal⁹⁹ o tubos cilíndricos con diferentes diámetros y puntos máximos de curvaturas usando diferentes radios y ángulos. Estos conductos son conectados a un soporte móvil que sujeta la pieza de mano permitiendo colocar de una manera segura y precisa cada instrumento dentro del conducto, luego se cubre con un vidrio que permite la observación hasta el momento de la fractura.⁹⁶

Desafortunadamente estos estándares necesitan validar un aparato para evaluar la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios.

Para 1991 Haikel et. al, utilizó un aparato para evaluar la fatiga tratando de mantener las condiciones lo más parecidas a la clínica, montando el contra-ángulo del motor sobre un soporte así como otro bloque donde se colocaron las limas en diferentes ángulos y curvaturas. El soporte que mantiene el contra-ángulo es independiente y se controla eléctricamente permitiendo colocar fácilmente la lima en la curvatura.⁴²

Uei- Ming Li et. al, en el 2002 trabajaron en una curvatura de 37°, 40.5°, 45° y 48° cuando el instrumento rotaba sobre una superficie inclinada de metal. Los instrumentos fueron montados sobre un motor eléctrico que estaba sujeto a una cruceta que se une a una máquina Instron. Desafortunadamente se necesita desarrollar un protocolo que simule las condiciones clínicas de la instrumentación ya que este método hace que la lima gire pero se dificulta el poder encontrar el punto exacto en que forme el ángulo deseado.⁹⁵

Inan et. al, para el 2007 evaluó la fatiga cíclica de instrumentos ProTaper con un dispositivo descrito por Gambarini el cual presentaba un cilindro con el radio y la curvatura de 5 y 10 mm y el contraángulo del motor estaba sujeto a una misma posición.⁸⁵

Sterling en el 2008 evalúa la resistencia a la fractura de instrumentos ProTaper en una plantilla con cilindros que tienen una curvatura de 13 mm y 5 mm de radio; el aparato al cual se fijo el micromotor fue una maquina Instron para que la lima girara a una longitud de 22 mm a 1 Hz.¹⁰⁰

Gambarini et. al., estudió en el 2008 la fatiga cíclica de diversos instrumentos rotatorios los cuales eran rotados en bloques de metal con conductos artificiales

con una curvatura de 60° y un radio de 5mm; pieza de mano del motor fue montado sobre un dispositivo móvil.¹⁰¹

Para el siguiente año Gambarini y su grupo de colaboradores evaluaron la fatiga cíclica en de instrumentos rotatorios en un estudio comparativo utilizando el mismo dispositivo para fijar el contra ángulo del micromotor.⁸²

Solaiman et al, utilizó dispositivo modificado para evaluar la fatiga cíclica utilizado por Haïkel posicionando la pieza del micromotor en una forma precisa con una platina inclinada a 51° con un surco con 1 mm de profundidad con una curva de 5mm de radio donde iba a rotar la liana.¹⁰²

En los últimos estudios para evaluar la fatiga cíclica el grupo de Kee Yeon en Korea Seúl, realiza un dispositivo que consta de un conducto curvo con un diámetro de 1.5mm con una longitud de 8mm, una curvatura de 60° y un radio de 5mm de acero inoxidable. Este conducto está formado por dos bloques de metal que en la parte final tiene un vidrio para observar el momento de la fractura. La lima se coloca a 6mm en un eje axial aplicando 0.5ciclos por segundo simulando el movimiento de entrada al conducto. El dispositivo puede controlar el movimiento y la velocidad para comenzar y finalizar. El punto de inicio de la lima fue de 6 mm hacia arriba desde el vértice del conducto artificial y cada lima completaba un ciclo a 6 mm por debajo del punto de partida. Presenta un sensor interno que detecta un cambio en el torque sobre el conducto y el motor para automáticamente (Denbotix)¹⁰³.

En este estudio nosotros elaboramos un dispositivo que consta de una platina de acero inoxidable con diferentes conductos artificiales que presentan un radio de 2 mm y un diámetro de 1.5 mm, con una longitud de 26 mm donde la primera porción antes de la curva mide 14 mm y después de la curva 12 mm. Esta platina se posiciona en una máquina de esfuerzos que sujeta el micromotor la cual es sensible a la presión. Este dispositivo es automatizado y tiene un programa donde

podemos guardar la información que necesitamos evaluar como lo es la presión a la que deseamos trabajar ya sea variable o constante, el número de ciclos de entrada y salida, el tiempo de trabajo en la curva, control en el punto de trabajo inicial y final, el tiempo de fractura en el momento de un cambio de presión, almacenar datos y eliminar el factor humano que en muchas ocasiones es de gran importancia para disminuir datos erróneos.

Para este estudio solo utilizamos algunas de estas características tales como el almacenamiento de datos, el número de ciclos, el tiempo de trabajo en la curva, el punto inicial y final de trabajo y la presión a la que deseamos trabajar. Después de revisar los diferentes aparatos y dispositivos que existen para evaluar la fatiga cíclica, llegamos a la conclusión que el dispositivo electrónico automatizado propuesto, es un buen método de estudio económico y fácil de manejar.

En un estudio in vitro se han indicado que existen diversos factores que pueden influir en la fractura de limas rotatorias de NiTi incluyen: condiciones anatómicas como el radio y ángulo, curvatura del conducto radicular, el diseño del instrumento, frecuencia del uso, torque aplicado y experiencia del operado.⁷⁴

Como hemos mencionado en los últimos años se han introducido muchos sistemas rotatorios diferentes, y cada fabricante varía las características de diseño, como la sección transversal, el diseño de la punta, la conicidad, y los factores que influyen en flexibilidad, eficacia del corte y resistencia torsional. Sin embargo, las características del diseño del instrumento influirán en los resultados clínicos. Se recomienda el uso de instrumentos con punta de seguridad, que son preferibles que a un corte.

Hay algunos instrumentos con punta activa de corte (ProTaper Retratamiento o Quantec) que muestran una mejor limpieza del conducto radicular que instrumentos con (ProFile) guía radial.¹⁰⁴ Los instrumentos con una superficie radial lo mantienen centrado y han demostrado que reducen el desgaste de la

dentina en la pared radicular en comparación de los instrumentos con ángulos positivos de corte. Los estudios in vitro han indicado que activamente la secciones de corte transversal no parecen negativamente afectadas en la preparación del conducto. No obstante los instrumentos cortantes con puntas activas deben utilizarse con precaución en la región apical.¹⁰⁵

Sattapan et, al. examino después de cada uso los defectos y las incidencias, recomienda que los instrumentos de NiTi, deben usarse con motores eléctricos con un torque controlado y una velocidad constante. La justificación de la utilización de torque bajo y torque controlado, con motores, debe ajustarse para cada lima, el instrumento opera por debajo de su límite individual, reduciendo así el riesgo de fractura.¹⁰⁶

Algunos estudios han demostrado que adicionándoles un tratamiento térmico pueden modificar sus propiedades mecánicas y elásticas en las limas de NiTi que son fabricadas en frío sobre todo cuando se evalúa la fatiga cíclica y de acuerdo con Zinelis et. al., demuestran que el número de rotaciones se incrementa antes de producirse la fractura, aumentando a una temperatura de 430° y 440°C, durante 30 min. en los 5 milímetros de la punta produciendo cambios metalúrgicos; introduciéndolo en un conducto artificial formado por dos puntos en curva con un radio de 5 mm.¹⁰⁷

9. CONCLUSIONES

Los instrumentos rotatorios Profile demostraron tener mayor capacidad para resistir la fractura por fatiga cíclica, comparado con el sistema Mtwo y Protaper Universal.

El sistema Profile requirió de mayor intervalo de tiempo antes de presentarse la fractura, respecto al sistema Mtwo y Protaper Universal.

La fractura del segmento en los sistemas rotatorios Profile, Mtwo y Protaper Universal, no demostró tener diferencia, respecto a la longitud del segmento y el nivel de fractura.

10. ANEXOS

“Modo de Funcionamiento de la Máquina “

Al encender el equipo, la pantalla mostrará el nombre del proyecto:

Máquina de Esfuerzos

Pantalla 1

Seguido de una pantalla que indica para quién fue construido el equipo.

U.A.S.L.P.

Pantalla 2

Después se muestra la pantalla para iniciar a configurar el equipo.

Configurar para comenzar, ->Enter

Pantalla 3

La máquina espera a que el usuario presione el botón de “Enter”, deshabilitando el uso de los demás botones. Después mostrará una lista con las tareas que puede realizar el equipo:

< Última corrida

> Nueva lima

Pantalla 4

En esta pantalla el equipo espera a que el usuario presione el botón etiquetado como “<” para visualizar los últimos datos guardados en la memoria o la tecla “>” para realizar una nueva prueba a una lima. La opción “Ultima corrida” lleva a la siguiente pantalla:

Ciclos: 12345

T. abajo: 123seg

Pantalla 5

Que muestra el número de ciclos de trabajo completos que realizó el equipo y el tiempo que el rotor se quedó dentro de la platina de prueba antes de salir y regresar a su punto de partida. Para salir de este menú basta con presionar "Enter" para volver a la pantalla de tareas del equipo (Pantalla 4).

Si en la pantalla 4 se presiona el botón ">" se habrá seleccionado el comenzar una nueva prueba para una lima, por lo que se mostrará la siguiente pantalla:

Retirar platina, ENTER para cont.

Pantalla 6

En este punto el equipo procede a calibrar lo que es la celda de carga y compensar factores externos como la presión atmosférica del lugar de trabajo y en caso de que el equipo no esté completamente vertical. Se retira la platina de la celda de carga y se presiona "Enter".

Después el equipo requerirá que se vuelva a colocar la platina en la celda de carga, presionando

"Enter" para continuar: Colocar platina ,

ENTER para cont.

Pantalla 7

Después se le pedirá al usuario que coloque el husillo con el motor y la lima en la posición donde se desee comenzar el ciclo de trabajo, para esto se habilitan los dos botones verdes ("<" ">") para realizar el desplazamiento. El botón "<" desplaza el conjunto hacia abajo, mientras que ">" lo desplaza hacia arriba, ya que se alcanza la posición deseada, se presiona "Enter" para continuar:

Posicionar lima en punto inicial

Pantalla 8

Ahora el robot pide al usuario que ubique el motor en el punto final de la carrera a evaluar. En la pantalla se mostrará:

Ahora posicionar en punto final

Pantalla 9

El robot solo moverá con los botones "<" y ">" el conjunto hacia arriba y hacia abajo, siempre y cuando no se alcance el punto de inicio y tenga un recorrido válido para desplazarse, por lo que en pantalla se mostrará en tiempo real la distancia recorrida en pasos de 50 μm , presionando "Enter" se guarda ese valor de recorrido y se pasa al siguiente parámetro:

Recorrido: 123.45mm

Pantalla 10

NOTA: Si por equivocación se deja el recorrido en 000.00mm, el robot mandará el siguiente mensaje de error, por lo que solicitará al usuario presione "Enter" para salir de esta condición de error, lo enviará a la pantalla 10 y le requerirá que vuelva a introducir un recorrido válido.

ERROR: Recorrido en CERO! ->Enter

Pantalla 11

Una vez introducido un recorrido válido, el sistema requerirá que se le asigne el tiempo el cuál se desea que la máquina se quede dentro de la platina antes de comenzar a salir de la misma; esto se logra con los botones ">" y "<" para subir y bajar el tiempo respectivamente. El tiempo puede ir desde los 0 hasta los 600 segundos. Se presiona "Enter" para continuar:

Tiempo de Trabajo: 123seg

Pantalla 12

Los datos necesarios para realizar la prueba de las limas han sido cargados en memoria y se mostrará la pantalla 13

Datos en memoria Iniciar? <Si No>

Pantalla 13

Si se presiona ">" (opción No) el sistema volverá a la pantalla 8 para volver a introducir los valores para la prueba. Si se selecciona "<" (opción Si) la máquina iniciará su ciclo de trabajo regresando al punto inicial que se le ha configurado, mostrando en pantalla:

Preparando ciclo por favor espere

Pantalla 14

Al llegar a su posición inicial, el sistema comienza a subir y bajar el husillo con el motor hasta que el usuario decida que es momento de concluir la prueba. En la pantalla pueden observarse los parámetros de ciclos completos de trabajo y de tiempo abajo que permanece la lima en la platina.

Ciclos: 0000

T. abajo: 000seg

Pantalla 15

NOTA: Durante un ciclo de trabajo, para detener el robot en caso de emergencia, se tiene un paro de emergencia en la parte superior derecha de la botonera, con el cual se detiene inmediatamente la máquina, y no vuelve a hacer trabajo alguno hasta que se haya apagado y encendido de nuevo, mostrando mientras tanto en pantalla:

Emergencia

Auto apagado act

Pantalla 16

Presionando "Enter" en un ciclo de trabajo la máquina detendrá la subida y bajada del husillo y mostrará en pantalla qué es lo que el usuario quiere realizar:

Prog. detenido:<Contin. Salir>

Pantalla 17

a) Si se decide continuar con el trabajo("<"), el mecanismo vuelve a su punto inicial para continuar, solo que esta vez sin contar este último ciclo de trabajo donde se

interrumpió como válido ya que solo considera como ciclos válidos los que tienen la misma duración que todos los demás realizados sin la intervención del usuario.

b) Si se decide salir (">") del ciclo de trabajo que está realizando en ese momento, se desplegará en pantalla las opciones que tiene el usuario para manipular los datos que lleva adquiridos hasta el momento la máquina:

Salvar datos del ciclo? <Si No>

Pantalla 18

a) Si se elige salvar los datos, después se mostrará la pantalla confirmando que los datos han sido guardados en la memoria del robot correctamente y se regresará a la pantalla 4:

Datos Guardados

Pantalla 19

b) En caso de no guardar los datos, el equipo únicamente se dirige al menú de la pantalla 4 sin modificar los datos almacenados en la memoria previamente.

REFERENCIAS

1. Peters OA, Peters CI. *Cleaning and shaping of the root canal system*. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Pathways of the pulp*. 9th ed. St. Louis, MO: Mosby Inc.; 2006. p. 305.
2. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. *K3 Endo, ProTaper and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots molars*. *J Endod* 2004;30:234-7.
3. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. *An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files*. *J Endod* 1988;14:346-51.
4. Parashos P, Messer HH. *Rotary NiTi instrument fracture and its consequences*. *J Endod* 2006;32:1031-43.
5. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. *Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments*. *J Endod* 1997;23:77-85.
6. Maynard, Ostrander, F.D., *The practice of endodontics: past, present and future*. *J Dent. Education* 1967 (31) 3:386-8.
7. Ingle J.I., Taintor, J.F., *Endodontics*, 1985, 3ed., Philadelphia: Lea & Febiger, 173pp.
8. Zerlotti Filho, E: *Instrumentos e instrumentación en endodoncia*. *Rev Univ. Catolica de Campinas*. 1960 (6) 18:65-82.
9. Ingle, J.I. *Standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filing materials*. *Oral Surg* 1961 (14) 1:83-91.
10. Ingle J.I. Levine, M., *The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filing materials*. In: Grossman, L.I. (ed.) *Transactions of the second international conference on endodontics*. Philadelphia University of Pensilvania, 1958, 123pp.
11. Bombana, A.C. *Análise química (quantitativa) das ligas de aço inoxidável de alguns instrumentos endodónticos de diferentes procedências – contribuição ao estudo*. São Paulo, 1986, 73pp.
12. Lopes H.P., *Consideraciones sobre a conicidade de diâmetro das limas endodónticas*. *Rev. Bras. Odont.*, 1998 (20) 1:8-14

13. Silva-Herzog Flores D., *Estudio comparativo entre las técnicas de instrumentación Profile 0.04 RBS- Power R, Quantec 2000 y lateral modificada*. Rev Oficial A.M.E. 1998 (2) 1:ene-mar, 13-20.
14. Lopes, H.P., et al., *Influencia de limas endodontias de NiTi de acero inoxidable, manuais e acionadas motor, no deslocamento apical*. Rev. Bras. Odont., 1997 (54) 67-70.
15. Clivjan S. Huget, E.F. De Simon, L.B. *Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys*. J Dent. Res. Ass. 1980, (3) 183-88.
16. Walia, H., Brantlye, WA., Gerstein, H. *An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files*. J Endod., 1988 (14) 346-51.
17. Castelman, L. S. et al. *Biocompatibility of Nitinol alloy as an implant material*. J Biomed. Res., 1973 (54) 89-96.
18. Zuolo, M.L., Walton, R.E. *Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel*. Quintessence Int. 1997 (28)397- 402.
19. Mayhew, M.J., Kusy, R.P. *Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wire*. Am J Orthod. Dentofacial Orthop., 1988 (93) 232-6.
20. Stoeckel, D., Yu, W. *Superelastic NiTi wire*. Wire J Int., 1991 (1) 3: 45-50
21. Phillips, R., *Science of dental material*. 1991, 9na edition, Philadelphia WS Saunders Co., 539pp.
22. Buchler, W. R., Wang, E.A., *A summary of recent research as nitinol alloys and their application on ocean engineering*. Ocean Eng 1968 (1) 105-20
23. Pettiette, M., Delano, F.O., Trope, M. *Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by student with stainless – steel K file and Nickel-titanium hand files*. J Endod 2001 (25)no.2 124-7
24. Walia, H., Brantlye, WA., Gerstein, H. *An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files*. J Endod., 1988 (14) 346-51.
25. Lopes, H.P., Siqueira, J.F. *Endodontia-biología e técnica*. Rio de Janeiro: Medisi, 1999, 277pp.

26. Buehler WH., Gilfrich JV., Wiley RC., *Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi*. Journal of Applied Physics. 1963, 34:1475-7.
27. Lee JH., Park JB., Andreasen GF., Lakes RS. *Thermomechanical study of NiTi alloys*. Journal of Biomedical Materials Research, 1988,22:573-88.
28. Andreasen GF., Morrow RE. *Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire*. American Journal of Orthodontics 1978 73: 142-53.
29. Otsuka K., Ren X., *Recent developments on the research of shape memory alloys*, *Intermetallics*, 1999,7(5):511-528
30. Mantovani D., *Shape memory alloys: properties and biomedical applications*, J Miner Met Mater Soc, 2000, 52(10):36-44.
31. Un Nuevo y Novedoso Método para la Preparación de Conductos: La Twisted File. Richard E. Mounce, DDS de Vancouver, Washington, EE.UU. Abril 2008.
32. Leonardo M. R., Toledo R.. *Sistemas rotatórios en endodoncia instrumentos de níquel-titanio*. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo, Brasil. 2002 3-26, 295, 296, 297.
33. Jan Lindhe, Thorkild Karring. *Periodontología Clínica e Implantología Odontologica* 3era edición 2000, 392pp.
34. Albuquerque Matos M., De Ribot J M^a, Roig Cayón M., *Protaper Universal*. Rev Oper Dent Endod 2007;5:79
35. Clifford J. Ruddle., *The ProTaper Technique*. Endodontic Topics 2005, 10:187-190.
36. Adam Lloyd., *Root canal instrumentation with ProFile instruments*. Endodontic Topics 2005, 10, 151-154
37. Malagnino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F., *Los sistemas rotatorios NiTi Mtwo para la preparación de conductos*. ALND NOVIEMBRE 07 - ENERO 08 www.dentalHUB.net
38. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C. *SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments*. Int Endod J 2004;37:832-839.

39. Grande NM, Plotino G, Butti A, Messina F, Pameijer CH, Somma F. *Crosssectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files*. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endodontol.
40. Ruddle CJ. *Cleaning and shaping the root canal system*. In: Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 8th ed. St. Louis: Mosby; 2002, 231–292.
41. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. *Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments*. J Endod 1997;23(2):77-85.
42. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Singer B, Allemann C. *Dynamic and cyclic fatigue of engine driven rotary nickel-titanium endodontic instruments*. J Endod 1999; 25(6):434-40.
43. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. *Cyclic fatigue on endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests*. J Endod 2002;28(6):448-51.
44. Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments*. J Endod 2002;28(11):765-9.
45. Kuhn G, Tavemier B, Jordan L. *Influence of structure on nickeltitanium endodontic instruments failure*. J Endod 2001;27(8):516-20
46. Janik JM. *Access cavity preparation*. Dent Clin North Am 1984;28(4):809-18.
47. Yared GM, Kulkarni GK. *Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations*. Int Endod J 2002;35(6):536-41.
48. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. *The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments*. J Endod 2005;31(2):114-6.
49. Yared GM, Bou Dagher, Kulkarni GK. *Influence of torque control motors and operator's proficiency on ProTaper file failures*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;96:229-33.

50. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. *Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion.* J Endod 1999;25(11):752-4.
51. Gambarini G. *Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors.* J Endod 2001;27(12):772-4.
52. Parashos P, Messer HH. *Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists.* Int Endod J 2004;37:249–59.
53. Parashos P, Gordon I, Messer HH. *Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use.* J Endod 2004;30:722–5.
54. Strindberg LZ. *The dependence of the results of pulp therapy on certain factors: an analytical study based on radiographic and clinical follow-up examinations.* Acta Odontol Scand 1956;14(Suppl 21):1–175
55. Crump MC, Natkin E. *Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation.* J Am Dent Assoc 1970;80:1341–7.
56. Pettiette MT, Conner D, Trope M. *Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics.* J Endod 2002;28:259
57. Al-Fouzan KS. *Incidence of rotary ProFile instrument fracture and potential for bypassing in vivo.* Int Endod J 2003;36:864 –7.
58. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. *Cyclic fatigue on endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests.* J Endod 2002;28(6):448-51.
59. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. *Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use.* J Endod 2000; 26: 161–165.
60. Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel–titanium Instruments. Applications in Endodontics.* St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995.

61. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel– titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998; 24: 843–847.
62. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000; 33: 204–207.
63. Hai'kel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod* 1991; 17: 217–220.
64. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and threedimensional analysis of instruments from two nickel– titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006; 39: 755–763.
65. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002; 28:448–451.
66. Cheung GS, Darvell BW. *Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship.* *Int Endod J* 2007; 40: 612–618.
67. Schneider San W., *A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.* *Oral Surg* 1971, august 2,32:271-275.
68. Gabathules H., Hassell. T., *A pressure sensitive periodontal probe.* *Helvetica Odontologica Acta.*, 1971, 15:114-117.
69. Wildey WL., Senia SA., *A new root canal instrument and instrumentation technique a preliminary repor.* *Oral Surg Oral Med Oral Pat* 1989; 67:198.
70. Baumann M.A., *Nickel-Titanium: options and challenges.* *Dent Clin N Am* 2004, 48:55-67
71. Ørstavik D, Pitt Ford TR. *Apical periodontitis: microbial infection and host responses.* In: Ørstavik D, Pitt Ford TR, eds. *Essential endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis.* Oxford: Blackwell Science, 1998.
72. Dalton BC, Ørstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M. *Bactèrial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation.* *J Endod* 1998;24:763-767.

73. Byström A, Sundqvist G. *The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy.* Int Endod J 1985;18:35-40
74. GR Young, P Parashos, HH., Messer *The principles of techniques for cleaning root canals.* Australian Dental Journal Supplement 2007;52:(1 Suppl):S52-S63
75. Parashos P, Messer HH. *The diffusion of innovation in dentistry: a review using rotary nickel-titanium technology as an example.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006;101:395-401.
76. Thompson SA. *An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry.* Int Endod J 2000;33:297-310.
77. Hulsmann M, Schinkel I. *Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal.* Endod Dent Traumatol 1999;15:252-8.
78. Turpin JL, Chagneau F, Vulcain JM. *Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models.* J Endod 2000;26:414-7.
79. 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.
80. Matthew T. Ankrum, DDS, Gary R. Hartwell, DDS, MS, and John E. Truitt, BS., *K3 Endo, ProTaper, and ProFile Systems: Breakage and Distortion in Severely Curved Roots of Molars* J Endo 2004 (30)4:234- 237.
81. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. *Bending properties of rotary nickel-titanium instruments.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;96:757- 63.
82. Testarelli L., Grande N.M, Plotino G, Lendini M, Pongione, G. De Paolis, Rizzo F, Milana V, and Gambarini G. *Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study.* Open Dent J. 2009; 3: 55-58.
83. Clauder T, Baumann MA. *ProTaper NT system.* Dent Clin North Am 2004;48:87-111.

84. Tulsa Dental Products. ProTaper manufacturer's instructions for use. Tulsa: Tulsa Dental Products, 2001
85. Inan U, Aydin C, Tunca Y, Samsun. *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
86. Martin B, Zeleda G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. *Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments.* Int Endod J 2003;36:262-6.
87. Di Fiore, Genov KA., Komaroff E., Li Y. & Lin L., Nickel-titanium instrument fracture: a clinical practice assessment. 2006 39,700 -708.
88. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. *Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary models: ProTaper versus ProFile.* J Endod 2003;29:15-9.
89. Lopes HP., Lima M, Nelson CE., Andriola RA., Schultz N., *Cyclic Fatigue of Protaper Instruments.* J Endod 2007;33:55-57.
90. Lopes HP., Alessandra AP., Ferreira. *Influence Of Rotational Speed On The Cyclic Fatigue Of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments.* J Endod 2009; 35:1013-1016.
91. Ruddle CL. *Nickel-titanium rotary systems: review of existing instruments and geometries.* Dentistry Today 2000;19:86-95.
92. Schäfer E., Erler M., Dammaschke T., *Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary NiTi instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals.* Int Endod J 2000;39:196-200.
93. Schäfer E., Vallssis M., *Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: Protaper versus Race Part 1: Shaping ability in simulated curved canals.* International Endodontic Journal 2004 37, 229 - 38.
94. Soo-Youn Hwang, So-Ram Oh, Yoon Lee, Sang-Min Lim, Kee-Yeon Kum. *Effect Of Cross-Sectional Area Of 6 Nickel-Titanium Rotary Instruments On The Fatigue Fracture Under Cyclic Flexural Stress: A Fractographic Analysis.* 2009 (34) 5, 424-429.

95. Uei-Ming Li, Bor-Shiunn Lee, Chin-Tsai Shih, Wan-Hong Lan, DDS, PhD, and Chun-Pin Lin, *Cyclic Fatigue of Endodontic Nickel Titanium Rotary Instruments: Static and Dynamic Tests* 2002(28) 6:448-451.
96. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli M, Gambarini G, *A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments*. *J Endod* 2009;35:401–403.
97. Dederich DN, Zakariasen KL. *The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986;61:192–6.
98. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. *Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments*. *J Endod* 2007;33:1212–6.
99. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, et al. *Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments*. *J Endod* 1998;24:843–7.
100. Whipple S., Kirkpatrick TC., Rutledge RE, *Cyclic Fatigue Resistance of Two Variable-taper Rotary File Systems: ProTaper Universal and V-Taper* *J Endod* 2009;35:555–558
101. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, *Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods*. *J Endod* 2008;34: 1003–1005
102. Solaiman MS, Al-Hadlaq, Fahab A., Aljarbou., *Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments*. *J Endod* 2010;36: 305–307.
103. So-Ram, Seok-Woo Chang, Yoon Lee, Yu Gu, Kee- Yeon. *A comparison of nickel-titanium instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:622-628.
104. Hülsmann M, Gressmann G, Schäfer F. *A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments*. *Int Endod J* 2003;36:358-366.

105. Lam TV, Lewis DJ, Atkins DR, et al. *Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files.* Aust Dent J 1999;44:12-19.
106. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. *Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use.* J Endod 2000;26:161-165.
107. Zinelis S., Darabara M., Toshiyuki T., *The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cycle fatigue.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103:843-7