

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

PROGRAMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



**“PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX
EDM Y EDGETAPER PLATINUM”**

**TRABAJO TERMINAL QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

PRESENTA

C.D. CRISTIAN EMANUEL BARRAGÁN CANO

PRESIDENTE

(DIRECTOR DEL PROYECTO)

DR. JULIO CESAR GARCÍA BRIONES

SINODAL

(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)

**DRA. MARÍA ELENA DE LOS ÁNGELES
HOFFMAN SALCEDO**

SINODAL

(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)

DRA. DULCE YICEL MAGAÑA MANCILLAS

SINODAL

(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)

M.C.S. LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA; MÉXICO

SEPTIEMBRE 2020

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, Baja California a; 10 de agosto de 2020

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX EDM Y EDGETAPER PLATINUM.**

Propuesto por el **C.D. CRISTIAN EMANUEL BARRAGÁN CANO**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

ATENTAMENTE


DR. JULIO CESAR GARCIA BRIONES
PRESIDENTE

Ccp.- Archivo.

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, Baja California a; 10 de agosto de 2020

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX EDM Y EDGETAPER PLATINUM.**

Propuesto por el **C.D. CRISTIAN EMANUEL BARRAGÁN CANO**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

ATENTAMENTE


DRA. MARÍA ELENA DE LOS ÁNGELES HOFMANN SALCEDO
SINODAL

Ccp.- Archivo.

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, Baja California a; 10 de agosto de 2020

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX EDM Y EDGETAPER PLATINUM.**

Propuesto por el **C.D. CRISTIAN EMANUEL BARRAGÁN CANO**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

ATENTAMENTE



DRA. DULCE YICEL MAGAÑA MANCILLAS
SINODAL

Ccp.- Archivo.

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, Baja California a; 10 de agosto de 2020

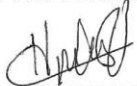
AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX EDM Y EDGETAPER PLATINUM.**

Propuesto por el **C.D. CRISTIAN EMANUEL BARRAGÁN CANO**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

ATENTAMENTE



M.C.S. LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ
SINODAL

Ccp.- Archivo.

**“PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
TRES SISTEMAS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, HYFLEX
EDM Y EDGETAPER PLATINUM”**

PRESENTA

C.D. Cristian Emanuel Barragán Cano

**PRESIDENTE
(DIRECTOR DEL PROYECTO)**

Dr. Julio Cesar García Briones

**SINODALES
(CO-DIRECTORES DEL PROYECTO)**

**Dra. María Elena de los Ángeles
Hoffman**

Dra. Dulce Yisel Magaña Mancillas

M.C.S. Luis Hernán Carrillo Vázquez

Tijuana, Baja California, 24 de septiembre de 2020

AGRADECIMIENTOS

En primera instancia quiero agradecer a Dios por haberme permitido disfrutar y sonreír por mis logros y guardar mis pasos día a día. A mi familia, por haber sido mi apoyo incondicional a lo largo de toda mi carrera universitaria y a lo largo de mi vida.

Quiero agradecer a la Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez, directora del Posgrado, por creer en mí, y darme la oportunidad de formar parte en este posgrado.

A mi presidente de proyecto el Dr. Julio Cesar García Briones, y a mis sinodales el M.C.S. Hernán Carrillo Vázquez, Dra. María Elena de los Ángeles Hoffman y la Dra. Dulce Yisel Magaña Mancillas por su gran apoyo en este proyecto.

Al C.D.E.E. Miguel Ángel Ramírez por su colaboración y aporte de grandes ideas.

A cada uno de los docentes que con su dedicación y esfuerzo construyeron en mi un bloque más en esta travesía y aventura llamada saber.

Al Dr. Miguel Ángel Solorio Betancourt por su apoyo incondicional y al Dr. Julio Serecero Aizpuro por formar parte de este logro.

A mis compañeros que compartimos momentos difíciles, logros y que juntos forjamos.

Finalmente, quiero agradecer a las siguientes instituciones:

Al Dr. Carlos Muñoz, de la empresa Kavo Kerr, por permitir el ingreso a sus instalaciones y uso del equipo, por su colaboración y supervisión en esta investigación.

A CONACYT por haberme becado No. CVU 928158

Contenido

AGRADECIMIENTOS	i
ÌNDICE DE FIGURAS	iv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	v
RESUMEN	6
INTRODUCCIÓN	7
Endodoncia	7
Instrumentación	7
Limas manuales.....	8
Instrumentos Rotatorios.....	10
Aleación Níquel Titanio	11
Fases de instrumentos de NiTi	13
Mecanismos de Separación.....	15
Fatiga Cíclica	15
Torsión.....	15
Sistemas experimentales	16
ProTaper Gold	16
HyFlex EDM.....	17
EdgeTaper Platinum	18
JUSTIFICACIÓN	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	21
HIPÓTESIS	22
HIPÓTESIS NULA	22
HIPÓTESIS ALTERNATIVA	22

OBJETIVOS	23
OBJETIVOS GENERALES	23
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
VARIABLES	24
VARIABLES INDEPENDIENTES.....	24
VARIABLES DEPENDIENTES	24
MATERIALES.....	25
TIPO DE ESTUDIO.....	25
UNIVERSO DE ESTUDIO	25
CRITERIOS DE INCLUSIÓN	25
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	25
Muestras	25
Material	25
METODOLOGÍA	26
RESULTADOS.....	34
Análisis estadístico.....	34
DISCUSIÓN	38
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	40
CONCLUSIONES	40
RECOMENDACIONES.....	40
BIBLIOGRAFÍA	41

ÌNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Instrumento de Protaper Gold donde se muestra el color oro de su acabado final. 17

Figura 2 se observa los instrumentos dentro de frascos de vidrio llenos de agua destilada. 27

Figura 3 se observan las muestras de los instrumentos dentro del ultrasonido (.. 28

Figura 4 podemos observar la inspección microscópica de cada uno de los instrumentos. (clínica de Endodoncia UABC campus Otay). 28

Figura 5 se observa un instrumento (Hyflex) en microscopio óptico con un objetivo de 10x 28

Figura 6 se observa un instrumento (Hyflex) con microscopio óptico con un objetivo de 40x 29

Figura 7 se observa un instrumento (Protaper Gold) con microscopio Óptico a 40x 30

Figura 8 se muestra el cubo donde se realizó la experimentación de rotación en cada instrumento, podemos observar que se encuentran diferentes ángulos de curvatura para simular la anatomía dental. 30

Figura 9 podemos ver el contra ángulo de la pieza del motor endodóntico sujeta a un brazo estático y por la parte de abajo pegado a la placa de metal un sujetador del cubo simulador de los conductos dentales. 31

Figura 10 todas las pruebas fueron sometidas a cronometraje electrónico y fueron grabadas con cámara de video, en este ejemplo se ve el cronometraje de una de las pruebas de fatiga cíclica. 32

LISTA DE ABREVIATURAS

ADA American Dental Association

ANSI American National Estándar Institute

CM Memoria Controlada

EDM Electrical Discharge Machining

FDI World Dental Federation

NFC Número de ciclos hasta el fallo

NiTi Nickel Titanio

OS One Shape

PTG ProTaper Gold

PTN Protaper Next

PTU Protaper Universal

QDP Quality Dental Products

RCP Reciproc

SE Super elasticidad

WOG Wave One Gold

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de 3 sistemas rotatorios: Protaper Gold, EdgeTaper Platinum y Hyflex EDM en movimiento rotativo.

En este estudio se utilizaron un total de 30 instrumentos distribuidos en 3 grupos experimentales (n=10). Para esta prueba estática se utilizó un bloque de acero que simuló un conducto, con el ángulo de curvatura de 60°. Los instrumentos fueron activados utilizando un contra-ángulo de reducción 6:1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), activado por un motor con control de torque (X Smart plus, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), utilizando la velocidad y el torque según las instrucciones de cada casa comercial.

Cada uno de los instrumentos fueron activados dentro del conducto hasta el momento de la fractura. Los instrumentos se rotaron libremente el tiempo de fractura se grabó con ayuda de una cámara de video y un cronómetro digital. El análisis estadístico se realizó con programa SPSS.

Conclusión: HyFlex EDM es el instrumento que estadísticamente presentó significativamente mayor resistencia a la fatiga cíclica, y no se encontraron diferencias significativas entre Protaper Gold y EdgeTaper Platinum.

INTRODUCCIÓN

Endodoncia

La endodoncia, como conjunto de conocimientos metódicamente formado y ordenado, constituye una ciencia, integrada en el conjunto de las ciencias de la salud. Su objetivo es el estudio de la estructura, la morfología, la fisiología y la patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. En su ámbito integra las ciencias básicas y clínicas que se ocupan de la biología de la pulpa, así como la etiopatogenia, el diagnóstico, la prevención y el tratamiento de las enfermedades y lesiones de la misma, y de los tejidos perirradiculares asociados (1).

Así pues la endodoncia se interrelaciona con las demás ciencias de la salud, tanto básicas como morfología, histología, histopatología, microbiología, inmunología, bioquímica, etc. así también clínicas como cirugía, ramas de la medicina interna, medicina bucal, periodoncia, operatoria dental, odontopediatría, etc. y, también, con ciencias como la metalurgia, la física, la química y la estadística (1).

Los endodoncistas sabemos que uno de los principales objetivos biológicos de la terapia endodóntica consiste en prevenir y eliminar la periodontitis apical mediante desinfección, instrumentación o preparación biomecánica y obturación del sistema radicular (2).

Instrumentación

La preparación de los conductos radiculares tiene como objetivo, en primer lugar, la modificación de su morfología, respetando al máximo la anatomía interna original, de manera que los conductos adquieran una forma progresivamente cónica desde el orificio de entrada, a la altura de la cámara pulpar, hasta el ápice, manteniendo la posición y el diámetro de la constricción y del orificio apical. Con ello se favorece el segundo objetivo, la limpieza completa del contenido del

conducto (tejido pulpar, bacterias, componentes antigénicos y restos hísticos necróticos) y su desinfección (2).

Si se consiguen ambos objetivos, se facilita la posterior obturación de los conductos con materiales biológicamente inocuos y la obtención de un sellado coronal apical lo más hermético posible. Es imposible obturar correctamente los conductos si no se han alcanzado los objetivos citados su consecución es difícil. Por lo general, se consigue una reducción importante del contenido de los conductos, suficiente para evitar la inflamación ulterior de los tejidos periapicales (1).

La conformación de los conductos tiene también sus límites, a pesar de las mejoras introducidas en el instrumental. Hemos preferido escoger el concepto preparación de los conductos radiculares porque abarca todas las manipulaciones que se efectúan en su interior para conseguir los objetivos mencionados, respecto a los que existen en un consenso universal. Otros autores prefieren la expresión instrumentación o preparación biomecánica para enfatizar la relación entre los conductos y el tejido periodontal vital. Schilder eligió las palabras limpieza y conformación de los conductos radiculares de acuerdo con los objetivos citados, y el concepto de instrumentación químico mecánica para aunar la acción mecánica de los instrumentos con el de las soluciones irrigadoras (1).

Algunos autores han sugerido que los conductos deben prepararse con una conicidad uniforme y continua; sin embargo, este objetivo mecánico facilita la obturación más que la eficacia antimicrobiana. La forma de la preparación y la eficacia antimicrobiana están íntimamente relacionadas entre sí a través de la remoción de dentina infectada y el uso de irrigantes (2).

Limas manuales

Los instrumentos del grupo I incluye 3 tipos básicos: los ensanchadores, las limas K y H, y sus derivaciones, además de otros instrumentos más antiguos como las

escofinas y los tira nervios y diversos instrumentos para la permeabilización de los conductos ⁽²⁾.

En 1958, Ingle y Levine propusieron unas normas para la estandarización de los diámetros, la conicidad y otros parámetros de los instrumentos endodónticos ya que, hasta entonces, cada fabricante tenía los suyos. Estas propuestas fueron recogidas y establecidas por la American Dental Association (ADA, por sus siglas en inglés) y el American National Standard Institute (ANSI, por sus siglas en inglés), así como por la ISO (International Organization for Standardization por sus siglas en inglés) y la FDI, lo que permitió tener instrumentos uniformes independientemente de quién fuera el fabricante. Con todo, muchos instrumentos manuales aún presentan defectos dimensionales poco respetuosos con la estandarización y numerosas irregularidades en la superficie ⁽¹⁾.

Los instrumentos endodónticos durante algunos años no presentaban una estandarización, lo que dificulta mucho el trabajo del profesional. La ausencia de uniformidad de calibre, de conicidad, con características y fabricantes diferentes constituyen los principales problemas ⁽²⁾.

A partir de los trabajos realizados por Ingle, en 1958 y 1961, respectivamente, los instrumentos endodónticos pasaron a fabricarse obedeciendo a algunos criterios. Entre las características adoptadas, se observa: la coloración del alambre, que facilita la identificación; la parte activa con la longitud determinada (16 mm); el mando metálico confeccionado en acero inoxidable, siendo el diámetro de la punta activa medido en centésimos de milímetros(diámetro–D); la numeración correspondiente a D está marcada en el cable. Componiendo una serie especial, las limas son fabricadas con los números 06, 08 y 10: la 1ra serie (números del 15 a 40), la 2da serie (números del 45 a 80) y la 3ra serie (números del 90 a 140). El diámetro de estos instrumentos endodónticos aumenta en 0.05 mm hasta el de número 60 y, hasta el de número 140, el aumento es de 0.1 mm ⁽³⁾.

Instrumentos Rotatorios

Con la introducción de la aleación de NiTi (Níquel Titanio) para las limas endodónticas, nació la idea de una lima rotatoria segura. Los intentos de usar limas de acero convencionales para la instrumentación de conductos radiculares se han repetido a lo largo de muchos años con poco éxito. La lima de acero no tiene flexibilidad suficiente como para usarla con movimientos rotatorios en un conducto curvo sin alterar significativamente la configuración del conducto y, quizás, originar una perforación en la pared. Hoy en día, el número de las limas rotatorias de NiTi ha aumentado y se sigue el desarrollo de nuevas limas. Estas limas constituyeron una innovación y un desarrollo muy importante en el campo de la endodoncia pero aun así su uso conlleva una incidencia aumentada, aunque impredecible de rotura de la lima ⁽³⁾.

El NiTi es una aleación que se ha utilizado en odontología durante más de 30 años. Inicialmente, fue utilizado en ortodoncia para unir brackets hasta que Walia introdujo NiTi a la endodoncia en 1988. NiTi es una aleación que contiene 56% de níquel y 44% de titanio. Esto lleva a una equiatómica relación de cada metal en la aleación (Shen). La relación equiatómica de níquel y titanio en aleación de NiTi da a la estructura de NiTi muchas características únicas. Estas características solo se encuentran en aquellas variantes de la aleación que se forjan con la relación 1: 1 de níquel y titanio. Algunas de las características únicas que posee la aleación NiTi es su super-elasticidad ⁽³⁾.

Esto se define como la capacidad de aleación NiTi para deformar elásticamente hasta un 8% y luego volver a su estado normal. Si el NiTi está sujeto para tensar más del 8%, se deformará plásticamente. Esto a diferencia con el acero inoxidable tradicional, que solo puede deformarse hasta un 1% antes de sufrir deformación plástica. Los rotatorios no solo son más fáciles y rápidos para la preparación de conductos radiculares que los instrumentos de mano, sino que también causan menos alteraciones iatrogénicas en la forma del conducto radicular. No obstante,

mayor flexibilidad y fuerza en comparación con otros instrumentos endodónticos todavía están sujetos a la separación en el uso clínico (3).

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 (3).

Las limas rotativas de níquel-titanio NiTi se han vuelto populares por su comportamiento súper elástico que los hace la mejor opción para dar forma a los conductos radiculares curvos. Esto se debe principalmente a la súper elasticidad de la aleación NiTi, que proporciona mayor flexibilidad y permite que los instrumentos sigan efectivamente el camino original del conducto radicular. A pesar de las ventajas relacionadas con la superplasticidad, la fractura de los instrumentos NiTi debido a la sobrecarga torsional o la fatiga por flexión sigue siendo una preocupación en la práctica clínica (4).

Posibles estrategias para aumentar la eficiencia y la seguridad de los rotativos NiTi los instrumentos incluyen una mejora en el proceso de fabricación o el uso de nuevas aleaciones que proporcionan propiedades mecánicas. Recientemente, se han utilizado una serie de procesos termo mecánicos patentados para optimizar la microestructura de NiTi (4).

Aleación Níquel Titanio

Las aleaciones de níquel-titanio se desarrollaron en los laboratorios de la marina estadounidense en la pasada década de los sesenta. La aleación recibió el nombre de Nitinol y, comparada con las aleaciones de acero inoxidable, poseía

mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión. Las aleaciones contienen un 50-56% de níquel y un 44-50% de titanio. Su primera aplicación fue para los alambres de ortodoncia (5).

La utilización del NiTi en endodoncia para realizar instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973, para confeccionarlos a finales de la década de los 80's por Walia, Brantley, Gerstein basados en las propiedades físicas de las aleaciones del níquel-titanio, 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 biológica, alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización (5).

En 1988, Walia y cols. analizaron las características de unas limas experimentales de calibre 15 elaboradas con Nitinol y hallaron una excelente flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión con respecto a las de acero inoxidable. Los instrumentos endodónticos fabricados con aleaciones de níquel-titanio poseen buenas propiedades físicas cuando se los compara con los de acero inoxidable: gran flexibilidad, aceptable resistencia a la fractura por torsión, buena capacidad de corte con un diseño adecuado del instrumento y memoria de forma, o sea, capacidad para deformarse de modo reversible ante una presión y recuperar su forma inicial al desaparecer aquella (seudo elasticidad), por lo que no se pueden precurvar. Si la fuerza ejercida sobrepasa el límite elástico, la deformación será irreversible (1).

Estas aleaciones poseen dos formas cristalográficas: austenita y martensita. La transformación desde la fase austenita a la martensita se produce cuando se aplica un estrés al instrumento (presión, calor). Al iniciarse esta transformación, el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con facilidad. Por este motivo, cuando se trabaja con instrumentos de NiTi no se debe ejercer presión, ni hacer que giren durante mucho tiempo en el mismo punto (fatiga cíclica) cuando se

accionan de modo mecánico, ni modificar bruscamente la velocidad o el sentido del giro ⁽¹⁾.

La composición de una aleación de NiTi es generalmente 55% Ni y 45% Ti en peso. En algunas aleaciones de NiTi un porcentaje muy pequeño (< 2% por peso) se puede sustituir por cobalto. Hay autores como Marcoli que dicen que los instrumentos presentan trazas de plata, magnesio y manganeso ⁽¹⁾.

En 1991 se llevó a cabo por Quality Dental Products (QDP) un análisis de elementos en una barra de NiTi del calibre 0,40 utilizado para hacer limas tipo K de los calibres 50, 55 y 60 donde se evidenció una composición del 58,01 % de Ni y del 41,9% de Ti en peso ⁽³⁾.

La fabricación de los instrumentos de NiTi es mucho más difícil que la fabricación de los instrumentos de acero inoxidable porque la aleación de NiTi es súper elástica y no puede mantener las espiras ya que no pasa por una deformación permanente. Los intentos de torcer los instrumentos en una manera convencional probablemente resultarían en una fractura. También hay muchas dificultades durante la producción, por la eliminación de las irregularidades de la superficie y los metales de los bordes cortantes que pueden comprometer la capacidad de corte de los instrumentos y que probablemente causarían problemas con la corrosión ⁽³⁾.

Fases de instrumentos de NiTi

NiTi puede estar presente en tres fases microestructurales diferentes. Estas fases son: austenita, martensita y la fase R. La capacidad de NiTi para deformar elásticamente hasta un 8% es una característica de su única fase cristalina microestructural. La capacidad de transformación de la aleación, las fases basadas en el estrés, el calor y la tensión son la razón principal de su rendimiento superior un instrumento endodóntico ⁽⁶⁾.

Cambiar la temperatura de las aleaciones dará como resultado una fase transformación, y a temperaturas más altas hay más austenita presente en la aleación. Una vez calentado a una fase más austenítica, NiTi adquirirá su tendencia super elástica. La figura 1 muestra esa super elasticidad tiene lugar a la temperatura de acabado austenita (A_f) que es aproximadamente en el cuerpo temperatura. A medida que NiTi se enfría, pierde su estructura microcristalina de austenita y se convierte en martensita El níquel titanio martensítico no posee la capacidad de ser super elástico, y tiende a deformarse plásticamente más fácilmente bajo estrés NiTi martensítico posee la capacidad de memoria de forma, sin embargo. ¿Cuál es la capacidad de la aleación para deformarse plásticamente y volver a su estado normal y recuperarse de la deformación después del calentamiento ⁽⁶⁾.

La curva de tensión y tensión de NiTi posee ocho etapas. Estas etapas progresan desde la menor cantidad de tensión en la aleación a la mayor tensión en la aleación. La primera etapa es la elástica, etapa de deformación de austenita. Esta etapa se caracteriza por una baja tensión en la aleación y una vez que se elimina la tensión, la aleación volverá a su estado normal. Segundo, es el estrés. meseta relacionada con la transformación de austenita a la fase R. La tercera etapa es la deformación elástica de la fase R. La cuarta etapa es la SIM (martensita inducida por estrés) etapa, donde la aleación está cambiando de la fase R a la fase martensítica. La quinta etapa es la etapa de deformación elástica de martensita, esta etapa es la progresión de más tensión y tensión siendo aplicado a la aleación. En esta etapa, la martensita se deforma elásticamente y volverá a su estado normal. orientación martensítica normal si se elimina el estrés. La sexta etapa es la martensítica. fase de reorientación (MR). La etapa siete es la etapa de deformación no lineal uniforme de martensita reorientada y la etapa ocho es la etapa de deformación plástica de la martensita reorientada. Las etapas seis, siete y ocho son las fases en las cuales la tensión y la tensión se aplican a la aleación NiTi están aumentando en una proporción casi directamente proporcional. La

progresión de la etapa seis a la ocho eventualmente conducirá a la falla de la aleación ⁽⁶⁾.

Mecanismos de Separación

La resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios NiTi tienen ha sido evaluado extensamente, pero hay poca información disponible en pruebas de resistencia a la fractura torsional el único método de prueba para la fractura de rotación estática es de comparando las resistencias torsionales de los instrumentos. Este método se basó principalmente en la Organización Internacional de Normalización (siglas en inglés ISO). Así los mecanismos de separaciones durante el uso de la clínica se producen a través de dos maneras diferentes ⁽⁷⁾.

Fatiga Cíclica

Falla de fatiga cíclica, es una de las principales razones para separación inesperada del instrumento, es causada por tensión y compresión continuas de estrés en el área de máxima curvatura del conducto radicular ⁽⁸⁾.

En la fatiga cíclica, las fracturas de eje por compresión repetitiva y la tensión en el punto de curvatura máxima del conducto al punto de su separación ⁽⁹⁾. Hay muchos factores contribuyendo a la resistencia a la fatiga cíclica, incluida la cinemática, la aleación, entorno operativo y propiedades metalúrgicas del instrumento ⁽⁸⁾.

Torsión

Cuando la tensión torsional supera el límite elástico del eje, se deforma plásticamente y luego, si la tensión es todavía mayor, dará lugar a la fractura del eje del instrumento rotatorio ⁽⁹⁾.

Clínicamente la fatiga cíclica parece ser más frecuente en los conductos curvos, mientras que la falla torsional puede ocurrir incluso en un conducto recto. Aunque estos dos modos de falla probablemente ocurran simultáneamente en una situación clínica ⁽¹⁰⁾.

Para prevenir las fracturas de los instrumentos rotatorios de NiTi, los fabricantes apuntan a mejorar la resistencia de los instrumentos utilizando diferentes aleaciones durante la producción, aplicando diversos tratamientos térmicos y cambiando las propiedades de diseño de los rotatorios ⁽⁸⁾.

Sistemas experimentales

ProTaper Gold

Instrumentos ProTaper Gold (PTG; Dentsply Maillefer, Baillagues, Suiza) presenta una geometría idéntica a la de los instrumentos ProTaper Universal (PTU, Dentsply Maillefer) y Recientemente se han desarrollado con metalurgia avanzada patentada a través de la tecnología de tratamiento térmico. Los instrumentos PTG tienen un comportamiento de transformación específico de 2 etapas y alta A_f temperaturas, mientras que los instrumentos de PTU tienen una transformación de 1 etapa ⁽¹¹⁾.

El fabricante afirma que los instrumentos ProTaper Gold tienen resistencia a la fatiga cíclica y mantienen el centrado del conducto, especialmente cuando se preparan conductos curvos ⁽¹²⁾.

El instrumento PTG es repetidamente tratado con calor y después es enfriado, brindándole al instrumento un distinguido color oro Fig.1 Según el fabricante, la tecnología Gold le provee al instrumento flexibilidad aumentada y mayor resistencia a la fatiga cíclica. Este sistema cuenta con 8 instrumentos (SX, S1, S2, F1, F2, F3, F4 y F5) ⁽¹³⁾.

Figura 1. Instrumento Protaper Gold

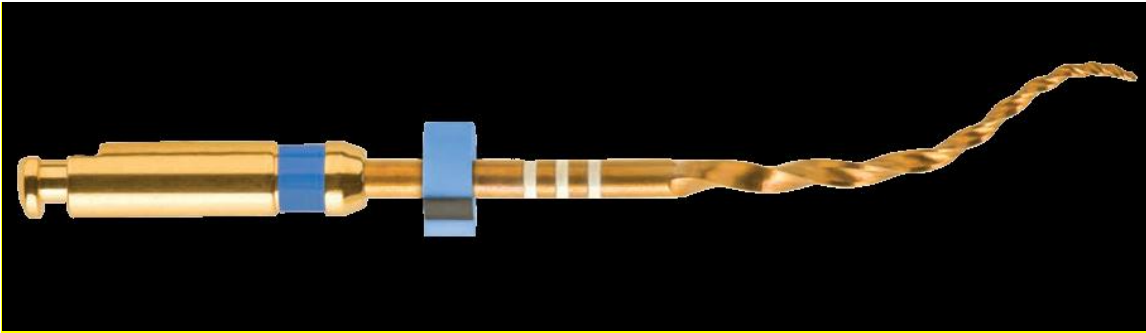


Figura 1 Instrumento de Protaper Gold donde se muestra el color oro de su acabado final.

HyFlex EDM

HyFlex EDM (Coltene Whaledent) es un nuevo sistema de instrumentos rotatorios de NiTi fabricado utilizando Aleación CM mediante tecnología de mecanizado por descarga eléctrica (EDM). La tecnología EDM es basado en vaporizar y fundir las pequeñas partículas en el material a través de chispas eléctricas y dando forma al instrumento, Aunque este es un método ampliamente utilizado en tecnología médica, el instrumento EDM HyFlex es el primer instrumento endodóntico hecho con este método ⁽¹⁴⁾.

En 2010 nuevos instrumentos rotativos HyFlex CM NiTi (Coltene / Whaledent, Altstätten, Suiza) con control de memoria de forma se introdujeron. Se obtiene alambre CM tratando térmicamente los cables de NiTi para cambiar la temperatura de transición austenita / martensita a aproximadamente 50 ° C para que una microestructura martensítica estable sea permitido a la temperatura de la boca ⁽⁴⁾.

Esto confiere a las limas una alta resistencia a la fatiga y la posibilidad de doblarse fácilmente durante el uso recuperando su forma original calentando sobre la temperatura de transformación. Se han probado varias propiedades físicas importantes de HyFlex CM, y la superioridad de estos instrumentos en términos de fatiga cíclica tiene, también se han informado ⁽⁴⁾.

Recientemente, los tratamientos patentados están involucrados en la fabricación innovadora de nuevos instrumentos EDM HyFlex (Coltene / Whaledent). La característica principal de estos instrumentos es que se fabrican mediante electro descarga proceso de mecanizado (EDM). El EDM es un procedimiento de no contacto mecanizado utilizado en ingeniería para la fabricación de piezas que serían difíciles de elaborar con técnicas convencionales ⁽⁴⁾.

La eliminación del material se realiza por descargas de corriente eléctrica pulsante que fluyen entre un electrodo y la pieza de trabajo y que son sumergido en un medio dieléctrico. La corriente eléctrica se derrite parcialmente y evapora pequeñas porciones de material de una manera bien controlada y repetible. Por lo tanto, el material se elimina superficialmente dejando una superficie isotrópica, caracterizada por cráteres distribuidos regularmente. El objetivo de este estudio fue analizar las características microestructurales y superficiales de HyFlex EDM prototipos antes y después de su uso en conductos radiculares curvos. Además, resistencia a la fatiga cíclica de HyFlex EDM fue investigado y comparado con HyFlex estándar CM ⁽⁴⁾.

EdgeTaper Platinum

EdgeEndo ha creado un sistema de instrumentos que imita los instrumentos ProTaper Gold NiTi en tamaño y diseño de sección transversal. La premisa de su archivo diseñado EdgeTaper Platinum™ (ETP) el sistema es proporcionar a los médicos el mismo tamaño y diseño de limas exactos mientras reclaman aún más flexibilidad y resistencia a la fatiga que ProTaper Gold. La premisa de EdgeEndo es proporcionar a los clínicos un sistema de instrumentos NiTi que cuesta la mitad de la cantidad que ProTaper Gold y un rendimiento optimizado ⁽¹⁵⁾.

EdgeEndo afirma que su tratamiento térmico patentado en sus instrumentos rotativos ETP pueden soportar aún más el estrés cíclico y torsional por fractura cuando en comparación con ProTaper Gold. El procesamiento termo mecánico completado en EdgeTaper Los instrumentos ETP conducen a un color desigual

dorado, púrpura y verde. Cuando se recibe del paquete los instrumentos ETP también se presentan con una curva, lo que indica un aspecto más martensítico composicional. Hasta la fecha no se han publicado datos que comparen estos dos sistemas ⁽¹⁵⁾.

JUSTIFICACIÓN

A pesar de que en la actualidad los instrumentos rotatorios de NiTi son muy resistentes, el fabricante recomienda utilizarse en una sola ocasión y desecharlos, por lo que en el presente estudio pretende evaluar cuál de los sistemas rotatorios soporta un mayor tiempo de trabajo, antes de exceder el límite de resistencia a la fatiga cíclica y fractura, así mismo el resultado obtenido se podrá utilizar para contribuir a la eficacia de los tratamientos endodónticos clínicamente elevando el éxito.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Cuál de los tres sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi, Protaper Gold, HyFlex EDM o EdgeTaper Platinum presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica?

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS NULA

"No hay diferencia significativa en la resistencia a la fatiga cíclica con los diferentes sistemas de instrumentación: Protaper Gold, HyFlex EDM y EdgeTaper Platinum".

HIPÓTESIS ALTERNATIVA

“Si existe diferencia significativa sobre la resistencia a la fatiga cíclica entre los diferentes sistemas de instrumentación” (Protaper Gold, HyFlex CM y EdgeTaper Platinum)

OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

Identificar cuál de los sistemas de instrumentación rotatoria, ProTaper Gold, HyFlex EDM o EdgeTaper Platinum presenta una mayor resistencia a la fatiga cíclica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar si influye el tipo de instrumento, aleación metálica y determinar bajo medición del tiempo y tipo de fractura del instrumento.

VARIABLES

VARIABLES INDEPENDIENTES

Instrumentos ProTaper Gold, HyFlex EDM o EdgeTaper Platinum

VARIABLES DEPENDIENTES

Tiempo de separación del instrumento rotatorio

MATERIALES

TIPO DE ESTUDIO

Experimental y observacional.

UNIVERSO DE ESTUDIO

30 instrumentos rotatorios de Níquel Titanio:

10 instrumentos rotatorios ProTaper Gold

10 instrumentos rotatorios HyFlex EDM

10 instrumentos rotatorios EdgeTaper Platinum

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Instrumentos rotatorios nuevos Protaper Gold, HyFlex CM y EdgeTaper Platinum

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Instrumentos nuevos que al microscopio óptico presenten microfracturas o deformaciones de fábrica.

Muestras

Se utilizarán un total de 30 instrumentos rotatorios de Níquel Titanio de 3 casas comerciales distintas. Dentsply, Coltene y Edge Endo.

Material

10 instrumentos ProTaper Gold

10 instrumentos HyFlex EDM

10 instrumentos EdgeTaper Platinum

Microscopio óptico

Cámara digital

Modelo metálico de acero inoxidable con conducto prefabricado, con un radio de curvatura de 5mm y una angulación de curvatura de 60o.

Ultrasonido

Motor XSMART PLUS de la casa comercial Dentsply Maillefer.

Cronómetro digital.^[1]_[SEP]

Aceite sintético

METODOLOGÍA

Para este estudio fueron seleccionados los tres grupos de instrumentos rotatorios de NiTi de similares calibres ISO= 25mm y conicidad de 0.08

Se asignaron grupos experimentales para la realización del estudio para evaluar la fatiga cíclica en conductos simulados (diez instrumentos de cada sistema fueron evaluados) para resistencia a la fatiga cíclica, resultando en un total de 30 instrumentos.

Grupo 1: 10 instrumentos ProTaper Gold (25/08).

Grupo 2: 10 instrumentos HyFlex EDM (25/08).

Grupo 3: 10 instrumentos EdgeTaper Platinum (25/08).

Anterior a la fase experimental de este estudio, se realizó una ultrasonicación a las muestras, con el propósito de eliminar residuos adheridos a la superficie del instrumento producto del mismo proceso de maquinado, de esta forma, observar ausencia de micro fisuras y/o imperfecciones de fábrica, que pudieran propiciar a fracturas.

El protocolo de ultrasonicación fue colocar los 30 instrumentos en un baño ultrasónico por 25 minutos (fig.1 y 2), posterior a ello cada instrumento fue sometido a limpieza con una gasa empapada en alcohol isopropílico al 70%, y se dejaron secar.



Figura 2 se observa los instrumentos dentro de frascos de vidrio llenos de agua destilada.



Figura 3 se observan las muestras de los instrumentos dentro del ultrasonido (

Todos los instrumentos fueron vistos utilizando microscopio óptico, para realizar el análisis morfológico y observar signos de deformaciones en los instrumentos por defecto de fábrica.



Figura 4 podemos observar la inspección microscópica de cada uno de los instrumentos. (clínica de Endodoncia UABC campus Otay).

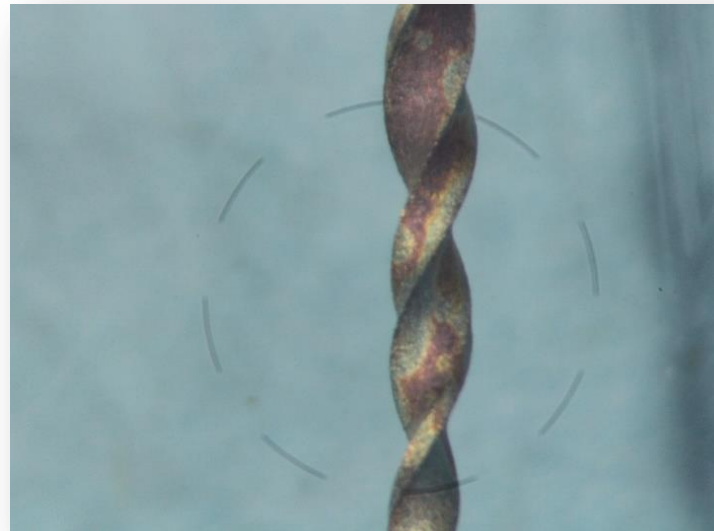


Figura 5 se observa un instrumento (Hyflex) en microscopio óptico con un objetivo de 10x

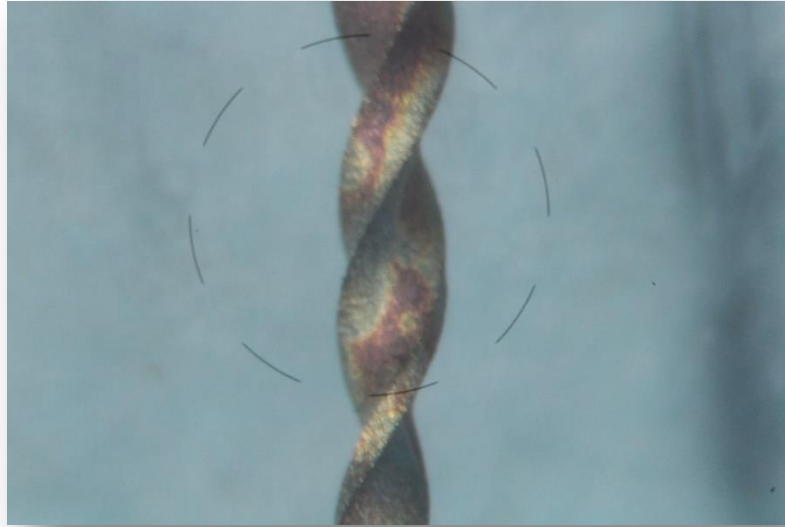


Figura 6 se observa un instrumento (Hyflex) con microscopio óptico con un objetivo de 40x



Figura 7 se observa un instrumento (Protaper Gold) con microscopio Optico a 40x

Los instrumentos se distribuyeron en 3 grupos experimentales ($n = 10$). Se realizó la prueba estática con el uso de un aparato realizado a la medida. Para esta prueba, se fabricó un bloque de acero inoxidable con una tapa de acrílico para observar los instrumentos dentro del conducto. El conducto simulado se realizó con un ángulo de curvatura de 60 grados y 5mm de radio de curvatura.



Figura 8 se muestra el cubo donde se realizó la experimentación de rotación en cada instrumento, podemos observar que se encuentran diferentes ángulos de curvatura para simular la anatomía dental.

Diez instrumentos de cada sistema fueron colocados y activados utilizando un contrángulo de reducción accionado por un motor de torque controlado utilizando las configuraciones preestablecidas para cada se utilizó un contrángulo de reducción accionado por un motor de torque controlado utilizando las configuraciones preestablecidas instrumentos.



Figura 9 podemos ver el contra ángulo de la pieza del motor endodóntico sujeta a un brazo estático y por la parte de abajo pegado a la placa de metal un sujetador del cubo simulador de los conductos dentales.

Todos los instrumentos fueron colocados y activados siguiendo las instrucciones del fabricante hasta que se genere la fractura misma fractura quedó atrapada dentro del conducto simulado el cual estaba cubierto por una tapa de acrílico que permitió observar los instrumentos en el conducto y detener los fragmentos fracturados.

Los instrumentos se rotan libremente en el conducto simulado, al cual le fue colocado aceite sintético para reducir la fricción y producción de calor. Cada instrumento se posicionó en un contrángulo reductor y se introdujo en el conducto a una longitud de 20 mm la cual se aseguró ajustando una llave en la porción

superior del artefacto, y se reiteró con la colocación de tope en el instrumento rotatorio.

El tiempo en el que se propició la separación del instrumento dentro del conducto simulado será grabado, con ayuda de un cronómetro el cual se detendrá al momento en que se detectó la fractura visualmente y mediante audición. Para evitar error humano, se realizará una grabación en video de manera simultánea, y las grabaciones se observarán posteriormente para asegurar que los tiempos concordaron con el momento de la separación del instrumento.

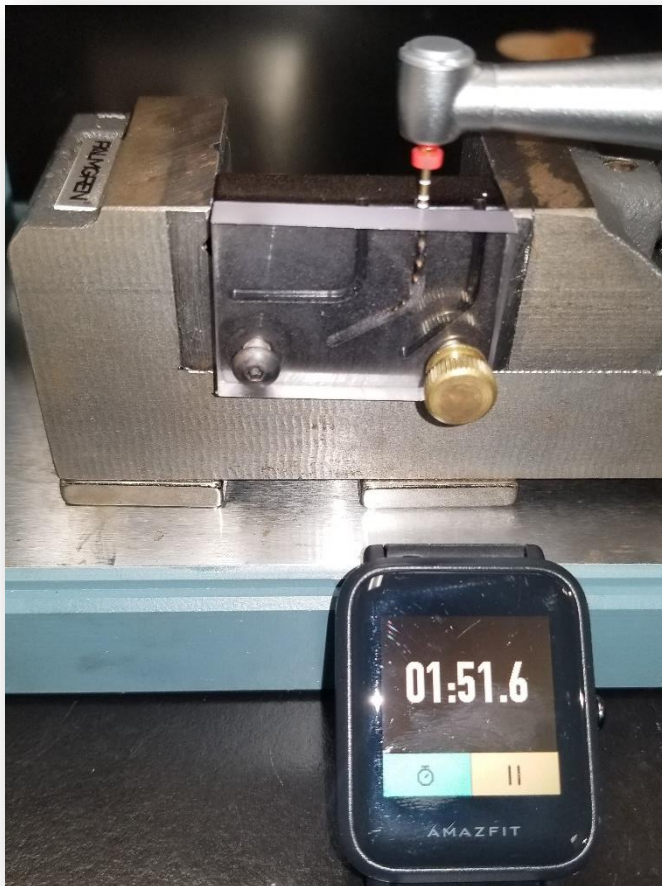


Figura 10 todas las pruebas fueron sometidas a cronometraje electrónico y fueron grabadas con cámara de video, en este ejemplo se ve el cronometraje de una de las pruebas de fatiga cíclica.

El número de ciclos hasta la fractura (NCF) de cada instrumento se calculará utilizando la siguiente fórmula: tiempo total (segundos) para la fractura multiplicada por la velocidad racional

RESULTADOS

Análisis estadístico

Se realiza análisis descriptivo y estadístico con la ayuda del software SPSS Statistics versión 26.

Estadísticos descriptivos^a

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Desviación
TIEMPOSEGUNDOS	10	81,00	120,30	201,30	160,1400	24,96211
N válido (por lista)	10					

a. INSTRUMENTO = PROTAPERGOLD

Tabla 1

Estadísticos descriptivos^a

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Desviación
TIEMPOSEGUNDOS	10	109,20	93,10	202,30	132,5600	30,80123
N válido (por lista)	10					

a. INSTRUMENTO = EDGETAPER

Tabla 2

Estadísticos descriptivos^a

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Desviación
TIEMPOSEGUNDOS	10	176,50	186,50	363,00	260,1300	60,23825
N válido (por lista)	10					

a. INSTRUMENTO = HYFLEX

Tabla 3

Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
TIEMPOSEGUNDOS	Se basa en la media	4,900	2	27	,015
	Se basa en la mediana	2,717	2	27	,084
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	2,717	2	15,756	,097
	Se basa en la media recortada	4,661	2	27	,018

Tabla 4

Los resultados del estadístico de Levene sugieren que la homogeneidad se presenta en la mediana de los datos, por lo que se decide realizar una prueba no-paramétrica Kruskal-Wallis:

Resumen de prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes

N total	30
Estadístico de prueba	20,759 ^a
Grado de libertad	2
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,000

a. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Tabla 5

Los resultados de la prueba Kruskal-Wallis sugiere que existe diferencia estadísticamente significativa entre algunos de los grupos ($p < 0.05$), por lo que se realiza la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes, obteniendo los siguientes estadísticos:

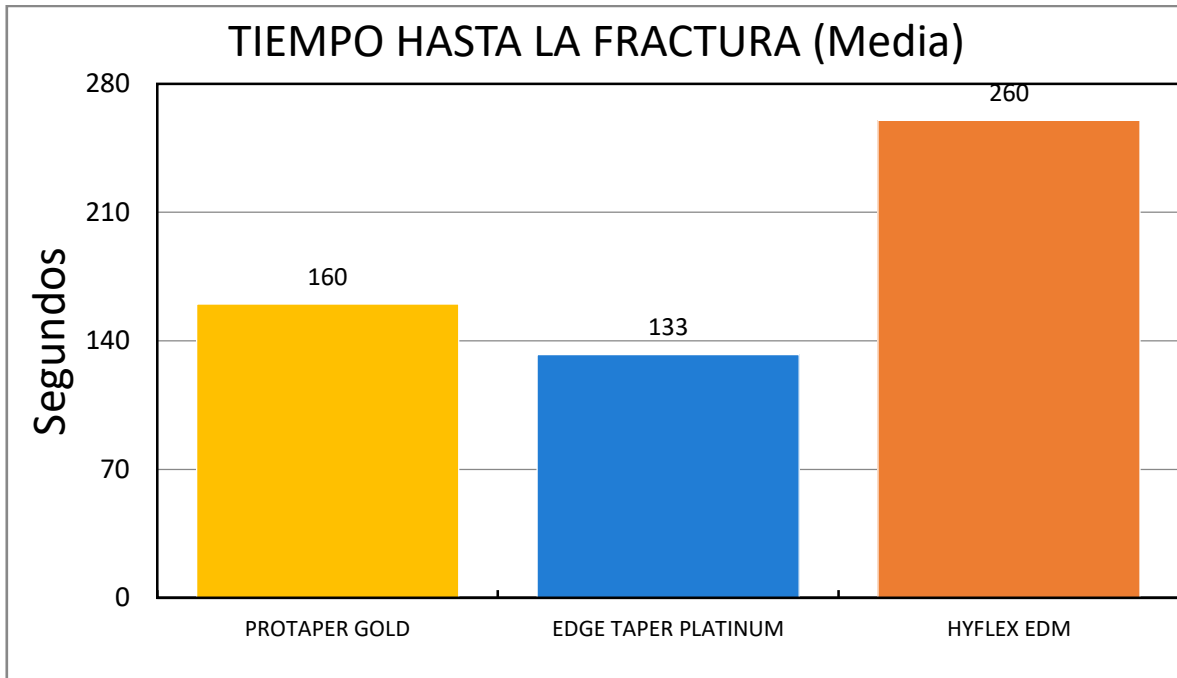
Comparaciones por parejas de INSTRUMENTO

Sample 1-Sample 2	Estadístico de prueba	Desv. Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajustada ^a
EDGETAPER-PROTAPERGOLD	5,800	3,937	1,473	,141	,422
EDGETAPER-HYFLEX	-17,600	3,937	-4,470	,000	,000
PROTAPERGOLD-HYFLEX	-11,800	3,937	-2,997	,003	,008

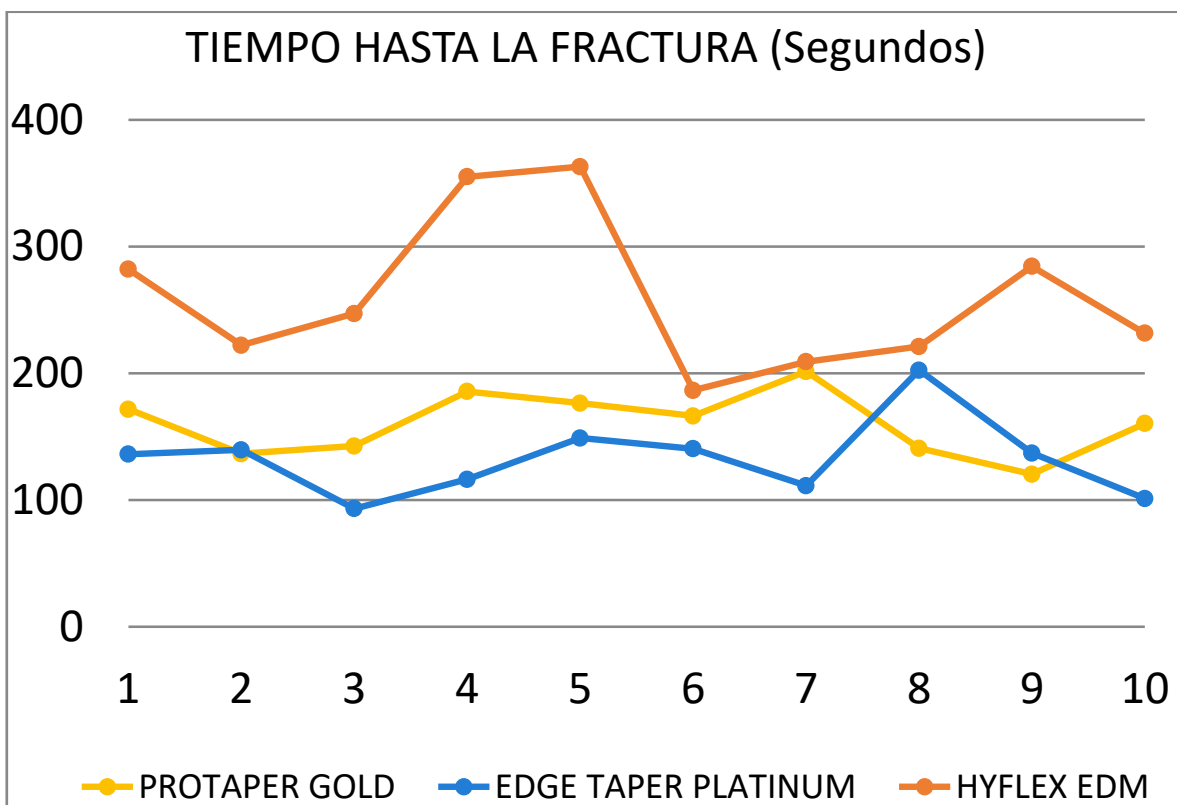
Cada fila prueba la hipótesis nula que las distribuciones de la Muestra 1 y la Muestra 2 son iguales. Se visualizan las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

a. Los valores de significación se han ajustado mediante la corrección Bonferroni para varias pruebas.

Tabla 6



Gráfica 1 Se muestra el tiempo de fractura de los instrumentos en segundos.



Gráfica 2 Se observa tiempo de fractura de cada uno de los instrumentos.

Basándonos en los resultados de la prueba U de Mann-Whitney, se sugiere que:

- No existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo EdgeTaper y ProTaper Gold ($p>0.05$).
- Existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo EdgeTaper y Hyflex ($p<0.05$).
- Existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo ProTaperGold y Hyflex ($p<0.05$).

DISCUSIÓN

En el estudio presentado se realizaron pruebas para comparar la resistencia a la fatiga cíclica de 3 sistemas rotatorios en movimiento continuo. Utilizando un contrángulo estático, un cubo de metal para simular un conducto, en los resultados arrojados se encontró con que no hay diferencia significativa entre PTG y ETP, y si hay diferencia significativa entre estos dos Grupos y el Grupo de Hyflex donde se encontró una mayor resistencia a la fatiga en este último.

Es posible que el material de fabricación de cada sistema y los tratamientos realizados en cada instrumento participe en un papel importante en cuanto a resistencia de estos instrumentos además de que el tiempo de o las revoluciones por minuto de cada uno de estos alteren la temperatura y la resistencia de los sistemas.

En 2015 se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica de 3 sistemas rotatorios. El objetivo de este estudio fue comparar la resistencia de los sistemas PTG, PTN y PTU. Un modelo estático simulando un conducto se utilizó para minimizar el efecto de las variables en fractura del instrumento. Varios factores, incluido el tipo de aleación metálica ⁽¹⁶⁾, el tratamiento con calor⁽¹⁷⁾, el número de hilos⁽¹⁸⁾ el ángulo helicoidal⁽¹⁹⁾ la forma transversal ⁽²⁰⁾ y las dimensiones⁽²¹⁾ afectan la flexibilidad y vida útil cíclica de los sistemas. Un diseño transversal ha demostrado que afecta al estrés producido por un instrumento bajo tensión o torsión⁽²²⁾. En otro estudio el análisis demostró que un diseño de sección transversal triangular poseía una mayor resistencia a la fatiga cíclica que un diseño de sección transversal cuadrada⁽²³⁾⁽²⁴⁾.

En 2017 se realizó un estudio donde el objetivo fue comparar la resistencia a la fatiga cíclica de RPC Blue (Reciproc Blue), HEDM(Hyflex EDM), WOG(Wave One

Gold) y OS (One Shape) sistemas de instrumentos rotatorios. Según los resultados del presente estudio, se encontró que el sistema de instrumentos HEDM es estadísticamente significativamente más resistente a la fatiga cíclica que los instrumentos RCP Blue, WOG y OS.

En el año 2019 se llevó a cabo un estudio en donde se comparó la resistencia a la fatiga cíclica entre PTG y ETP simulando la temperatura del cuerpo el objetivo de este estudio fue investigar la fatiga cíclica y resistencia torsional del sistema ETP tratado térmicamente y compararlos con el sistema PTG. Una desventaja importante de muchas pruebas de laboratorio son las propiedades mecánicas de los sistemas rotatorios NiTi es tan confuso como los factores como las propiedades del material, el diseño y las dimensiones del sistema. Además, estos factores también son específicos de la marca, haciendo difícil investigar el efecto que tiene una sola variable tiene en las propiedades mecánicas del instrumento. Sin embargo, instrumentos PTG y ETP son similares en diseño y se someten a un proceso de tratamiento térmico similar. Por lo tanto, cualquier diferencia en las propiedades mecánicas de estos instrumentos pueden explicarse por la superioridad de una marca sobre la otra. De hecho, los resultados de este estudio encontraron que, en comparación con PTG, ETP tenía resistencia mejorada a la fatiga cíclica ⁽²⁵⁾.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

En la evidencia demostrada en este estudio comparativo se indica que el sistema rotatorio HyFlex EDM resiste más a la separación del instrumento a la fatiga en comparación con Protaper Gold Y Edge Endo.

De igual forma en este estudio se evalúa la resistencia a la fatiga cíclica, uno de los factores que tenemos que tomar en cuenta, pero no el único en cuanto al uso de estos instrumentos rotatorios. Una de las limitaciones es que precisamente se evaluó la separación a la fatiga cíclica, aunque debemos de tomar en cuenta la separación por torsión.

Es importante tomar en cuenta diferentes factores que pueden determinar el uso y reutilización de cada instrumento como la temperatura corporal, la anatomía compleja del sistema de conductos radiculares y la fuerza aplicada en el momento de utilizar.

RECOMENDACIONES

El uso de los instrumentos rotatorios en endodoncia es una de muchas primisias que se han creado en la actualidad, y el uso en la endodoncia una gran ventaja. Así pues, el uso consciente de cada uno de los instrumentos de acuerdo con las instrucciones que dicta la casa comercial.

Al momento de elegir un sistema rotatorio debemos evaluar diferentes factores como lo son su resistencia, su forma geométrica y o el ángulo de corte; además de la habilidad del operador para realizar diferentes tratamientos endodónticos, de igual forma su costo-calidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Carlos C. endodoncia tecnicas clinicas y bases cientificas. 3ra ed. Barcelona: ELSEVIER MASSON; 2014. 382 p.
2. Holliday R. Cohen's pathways of the pulp, 10th edition [Internet]. Vol. 210, British Dental Journal. 2011. 242–242 p. Available from: <http://www.nature.com/articles/sj.bdj.2011.193>
3. Luzi AL. Desgaste y fractura de las limas mecanizadas de Níquel-Titanio. 2017;
4. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features , metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. 2016;483–93.
5. Edith MEJ, Alvarado L. UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA MAESTRÍA EN ENDODONCIA.
6. SUNDEEP DHAWAN. Comparison Between ProTaper Gold and EdgeTaper Platinum NiTi Rotary Files After Simulated Clinical Use. 2018.
7. Abu-tahun IH, Ha J, Won S, Kim H. ScienceDirect Evaluation of dynamic and static torsional resistances of nickel-titanium rotary instruments. J Dent Sci. 2018;1–6.
8. Reciprocating WG, Demiral M, Keles A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue ,. 2017;1–4.
9. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM , WaveOne gold , Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. Odontology. 2018;1–6.
10. Savio F Lo, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel – titanium instruments. 2014;1–8.
11. Plotino G, Grande NM, Mercad M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. 2016;1–3.
12. Arslan H, Yildiz ED, Gunduz HA, Sumbullu M, Bayrakdar IS, Karatas E SM. Comparative study of ProTaper gold, reciproc, and ProTaper universal for root canal preparation in severely curved root canals. J Conserv Dent. 2017;20(222–4).
13. GUTIÉRREZ AKC, Como. EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DIFERENTES INSTRUMENTOS ROTATORIOS: PROTAPER GOLD, PROTAPER NEXT, HYFLEX CM, RECIPROC, WAVE ONE Y WAVE ONE GOLD.
14. Ozy T. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation : A Three-dimensional Optical Profilometry Study. 2017;1–5.
15. DHAWAN S. Comparison Between ProTaper Gold and EdgeTaper Platinum NiTi Rotary Files After Simulated Clinical Use. 2018.
16. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the

- impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of profile vortex rotary instruments. *J Endod* [Internet]. 2012;38(3):398–401. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.004>
17. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*. 2014;40(9):1477–81.
 18. Versluis A, Kim HC, Lee W, Kim BM, Lee CJ. Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J Endod* [Internet]. 2012;38(10):1399–403. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.06.008>
 19. He R, Ni J. Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: Application to V-Taper file designs. *J Endod* [Internet]. 2010;36(9):1552–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2010.06.002>
 20. Lee MH, Versluis A, Kim BM, Lee CJ, Hur B, Kim HC. Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *J Endod* [Internet]. 2011;37(8):1152–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.025>
 21. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. 2004;30(10):722–5.
 22. Zhang EW, Cheung GSP, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: A numerical analysis. *J Endod* [Internet]. 2010;36(8):1394–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2010.04.017>
 23. Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J*. 2011;44(4):357–61.
 24. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J*. 2016;49(5):494–9.
 25. Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature. *J Endod* [Internet]. 2019;45(5):611–4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.02.008>

