



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS AVANZADOS EN
ODONTOLOGÍA "DR KEISABURO MIYATA"**

**EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN DE LIMAS HYFLEX CM ANTE
LA APLICACIÓN DE DIFERENTES FUENTES DE CALOR.
ESTUDIO IN VITRO**

PROYECTO TERMINAL

**QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:
ESPECIALISTA EN ENDODONCIA**

PRESENTA:

C.D. AXEL SALAZAR MORALES

DIRECTOR:

M. en EME IGNACIO JIMÉNEZ BUENO

ASESOR:

Dr. en C.S. ULISES VELÁZQUEZ ENRÍQUEZ



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO, JUNIO DE 2017

Índice

Resumen	ii
Introducción	iii
1 Antecedentes	1
1.1 Generalidades de los Instrumentos Níquel-Titanio	4
1.1.1 Ángulo Helicoidal	4
1.1.2 Ángulo de Incidencia.....	5
1.1.3 Diseño de la Punta.....	5
1.1.4 Conicidad del Instrumento	6
1.1.5 Plano Estabilizador Radial	6
1.1.6 Paso de Rosca	7
1.1.7 Núcleo de la Lima	8
1.1.8 Superelasticidad	8
1.1.9 Aleaciones y procesos de fabricación.....	10
2 Planteamiento del Problema	12
3 Justificación.....	13
4 Hipótesis	14
5 Objetivos	15
6 Diseño Metodológico.....	16
7 Resultados	20
8 Discusión	23
9 Conclusiones.....	25
10 Bibliografía	26
11 Anexos	31

Resumen

El propósito de este trabajo es identificar a través del microscopio electrónico de barrido (MEB) la deformación que existe en instrumentos de Níquel-Titanio HyFlex CM sometidos a rotación continua. Para ello se emplearon un total de 23 instrumentos rotatorios HyFlex CM de los cuales 3 sirvieron como grupo control y los 20 restantes se dividieron en dos grupos de 10; cada grupo fue sometido a la emulación de trabajo biomecánico en cubos de resina acrílica, posteriormente un grupo se sometió ante el efecto del autoclave y otro al efecto de una lámpara de alcohol. En conclusión las observaciones de este estudio mostraron diferencias entre los grupos sometidos a trabajo biomecánico y fuentes de calor, sin embargo dichas diferencias no son significativas.

Introducción

Los instrumentos actualmente empleados en odontología y específicamente las limas en endodoncia, han evolucionado con el paso del tiempo buscando mejoras en sus propiedades físicas, esto dando lugar a un sinnúmero de modificaciones en su estructura, fabricación y material del que están contruidos. Anteriormente la instrumentación de conductos radiculares se llevaba a cabo de forma manual; actualmente y con el paso de los años se ha buscado minimizar el tiempo del tratamiento aumentando su eficacia, es por ello que surgen instrumentos rotatorios. Este avance se fue perfeccionando poco a poco, primero los instrumentos eran accionados mediante una pieza de baja velocidad neumática, posteriormente se añadió un dispositivo que regulara el paso de aire de la pieza y se podía tener un control parcial sobre las revoluciones del instrumento. Consecutivamente se empezaron a implementar motores, los cuales tenían un control total sobre las revoluciones así como sobre el torque aplicado llevando con ello a tener menos errores de procedimiento como separación de instrumentos.

Hoy día, la ciencia metalúrgica ha contribuido a desarrollar nuevas aleaciones que puedan ser utilizadas. Estas aleaciones van desde el acero carbono que actualmente está en desuso, pasando por el acero inoxidable, hasta llegar a las últimas conocidas de Níquel Titanio, de las cuales se conocen distintas variantes dependiendo del fabricante y su método de manufactura.

Existe controversia sobre el efecto que tiene el autoclave en los instrumentos rotatorios, debatiendo entre si aumenta la resistencia a la fatiga cíclica o si disminuye al ser sometidos a ciclos de esterilización; es por ello que el objetivo de este trabajo es observar las diferencias que existen en instrumentos rotatorios HyFlex CM al aplicar fuentes de calor como autoclave y lámpara de alcohol una vez que han sido sometidos al uso simulado.

1. Antecedentes

A lo largo de la historia los instrumentos endodónticos han sufrido varias transformaciones buscando mejoras en sus propiedades físicas, lo que ha dado lugar a un sinnúmero de modificaciones en su estructura, fabricación y material del que están contruidos. Situando a los fabricantes en una constante lucha por elaborar el mejor instrumento disponible en el mercado, desde los instrumentos manuales hasta los sistemas rotatorios.



Figura 1. Edward Maynard.

<http://image1.findagrave.com/photos250/photos>

En 1838 Edward Maynard (Fig. 1) creó el primer instrumento endodóntico, a partir de un muelle de reloj, y desarrolló otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. ⁽¹⁾

Fue hasta la década de los 50's, cuando dos grupos de investigación diferentes comenzaron a publicar datos sobre el tamaño, la resistencia, y los materiales que se empleaban para los instrumentos de mano, por lo tanto es en estas fechas que surgen los primeros instrumentos fabricados por industrias específicas, los cuales solo tenían

un principio, el aumento de calibre entre un instrumento y otro, pero ninguno coincidía entre los distintos fabricantes; es decir, no poseían criterios preestablecidos; no existía alguna clasificación universal. Fue hasta el año de 1955 que John I. Ingle (Fig. 2) de la Facultad de Odontología de la Universidad de Washington EEUU, creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónticos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran, en décimos de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos. ^(1, 2)



Figura 2. John I. Ingle.

<http://www.endoforum.ru/img/events/JIngle.jpg>

Inicialmente la fabricación de las limas endodónticas se originaba de la torsión de un asta piramidal de acero carbono, siendo este metal sustituido entre los años 1961-1962 por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades, dado que el acero carbono presentaba oxidación con algunas sustancias irrigantes. ⁽²⁾

Posteriormente, una nueva generación de limas endodónticas comenzó a ser fabricada, originaria de la aleación de Níquel-Titanio (NiTi), presentando aproximadamente el 55% de Níquel y el 45% de Titanio. Esta aleación fue utilizada primeramente en la industria naval por William J. Buehler en 1963 y utilizada por la NASA principalmente para la fabricación de antenas de naves espaciales. ⁽³⁾

En odontología la aleación de Níquel-Titanio fue utilizada en Ortodoncia por Andreasen & Hilleman, en 1971, para la confección de alambres ortodónticos debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión. ⁽⁴⁾

Su denominación de NITINOL se debe al Ni de Níquel, Ti de Titanio y N.O.L. de Naval Ordnance Laboratory. ⁽¹⁾

La utilización de la misma en la confección de instrumentos endodónticos fue sugerida por Civjan, Huget, De Simon en 1973. La confección de instrumentos endodónticos fue al final de la década 80 por Walia, Brantyle, Gerstein, basado en las excelentes propiedades físicas de las aleaciones de Níquel-Titanio. ^(1, 5, 6)

En 1988, los referidos autores, evaluaron las propiedades físicas de los primeros instrumentos de Níquel-Titanio y concluyeron que las limas de NITINOL, de número 15 de sección triangular, presentaban dos o tres veces más flexibilidad, así como mayor resistencia a la fractura por torsión en sentido horario y antihorario, que las limas de acero inoxidable de mismo número, también de sección triangular y fabricadas por el mismo proceso. ⁽¹⁾

Las limas de NiTi están fabricadas de un material cuyo comportamiento mecánico está determinado por la proporción y las características de sus fases microestructurales, lo que hace que tenga un comportamiento no lineal. ⁽⁷⁾

Además, las limas de Níquel-Titanio presentan buena compatibilidad biológica, alta resistencia a corrosión, y torsión inalterada bajo procedimientos de esterilización. ⁽¹⁾

Zinelis la define de la siguiente manera: ...“Es una aleación biomédica que puede ser procesada para manifestar propiedades como memoria de forma y superelasticidad que son atribuidas principalmente a la transformación de fase austenítica a martensítica”... ⁽⁵⁾

Esta transformación de fase austenítica a martensítica se invierte cuando el estrés desaparece y el material vuelve a su forma original (memoria de forma). ^(8, 9)

Según las especificaciones no 28 y 58 de la ANSI/ADA y 3630/1 de la ISO/FDI (1992), la conicidad es estandarizada para las limas tipo K y para las limas tipo Hedströen en 0.02 mm por milímetro de longitud de la parte activa (taper 0.02 mm/mm. Sin embargo, las nuevas limas de Níquel-Titanio no obedecen las normas de estandarización de la ANSI/ADA e ISO/FDI, en cambio, estas limas de Níquel-Titanio accionadas con motor, originalmente presentan mayor conicidad en la parte activa, o sea, aumentos de 0.03, 0.04, 0.05 y 0.06 mm por milímetro de longitud. ⁽¹⁾

1.1 Generalidades de los Instrumentos Níquel-Titanio

1.1.1 Ángulo helicoidal

Es muy importante para la eficacia de corte. Si el ángulo helicoidal es uniforme, la eficacia del corte es menor. Los instrumentos que tienen ángulos helicoidales variables poseen una mejor eficacia de corte. ⁽¹⁰⁾

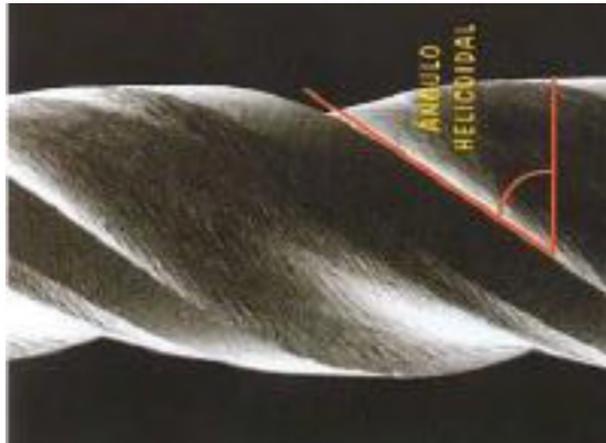


Figura 3. Ángulo helicoidal del instrumento K3 Endo visto lateralmente.

Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2002

1.1.2 Ángulo de incidencia

El ángulo de incidencia (o de corte) es el ángulo formado por la arista anterior y el eje largo de la lima. Si el ángulo formado por la arista anterior y la superficie a ser cortada (su tangente) es obtuso, se dice que el ángulo de corte es positivo o cortante. Si el ángulo formado por la arista anterior y la superficie a ser cortada es agudo, se dice que el ángulo de incidencia es negativo o de raspado. El ángulo de incidencia ligeramente positivo aumenta la eficacia cortante y un gran incremento en los valores del ángulo de incidencia positivo puede dar lugar a la resistencia o penetración de la superficie a ser cortada. ⁽¹⁰⁾

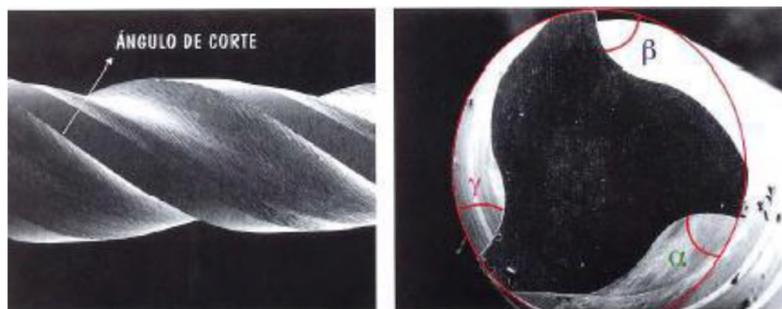


Figura 4. Ángulo de corte del instrumento K3 Endo visto lateralmente y transversalmente.

Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2002

1.1.3 Diseño de la punta

El diseño de la punta puede ser cortante o no-cortante (Roane). Los instrumentos con diseño específico de la punta se seleccionan dependiendo de la morfología del sistema de conductos radiculares, pero generalmente se opta por una punta inactiva en la mayoría de casos para evitar la transportación de conductos. ⁽¹⁰⁾

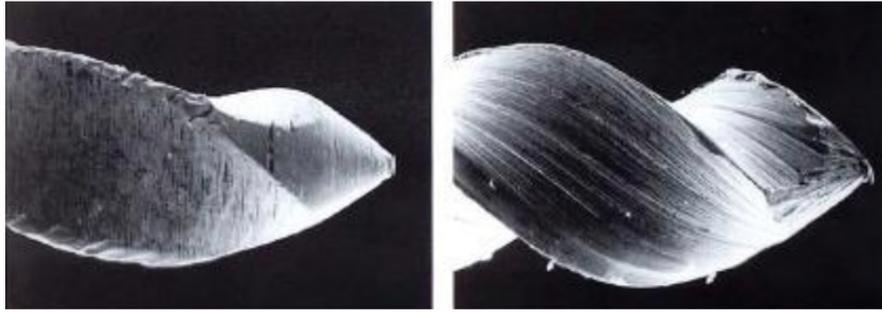


Figura 5. Fotomicrografía de la punta de la lima Flex R y de la lima Flex O.

Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2002

1.1.4 Conicidad del instrumento

Las limas K manuales de acero inoxidable (ISO) tienen una conicidad de 0.02 mm/mm, mientras que los instrumentos rotatorios de NiTi tienen una conicidad que oscila entre 0.02 a 0.12 mm/mm. ⁽¹⁰⁾

El problema de las conicidades incrementales constituye una controversia ya que algunos investigadores consideran que se produce una remoción de estructura dentinaria innecesaria con las conicidades crecientes. ⁽¹⁰⁾

La conicidad del instrumento que se seleccionará debe estar basada en la morfología del sistema de conductos radiculares. ⁽¹⁰⁾

1.1.5 Plano estabilizador radial

El plano estabilizador radial acentúa la capacidad de centrado del instrumento en el conducto. Junto con la punta no cortante reducen las probabilidades de transporte del conducto. ⁽¹⁰⁾

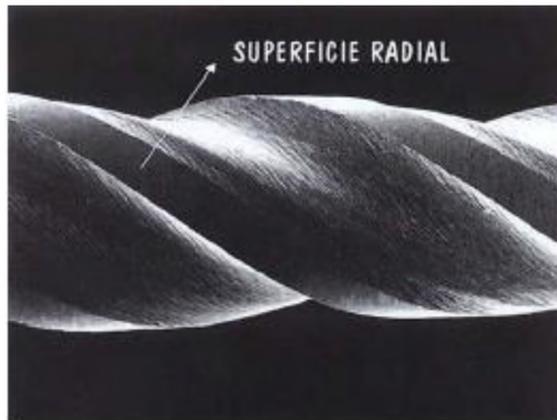


Figura 6. Superficie radial de un instrumento K3.

Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio. Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2002

1.1.6 Paso de rosca

El paso de rosca de una lima es la distancia entre un punto de la arista anterior y el punto correspondiente en las aristas anteriores adyacentes, o puede ser la distancia entre los puntos dentro de los cuales el patrón no está repetido. Cuanto más pequeño sea el paso de rosca o cuanto más corta sea la distancia entre los puntos correspondientes, la lima tendrá más espirales y el ángulo helicoidal será mayor. La mayoría de las limas tienen un paso de rosca variable, una que cambia a lo largo de la superficie funcional, porque el diámetro aumenta desde la punta de la lima hacia el mango. Las estrías llegan a ser proporcionalmente más profundas resultando en una conicidad del núcleo distinta a la conicidad externa. ⁽¹⁰⁾

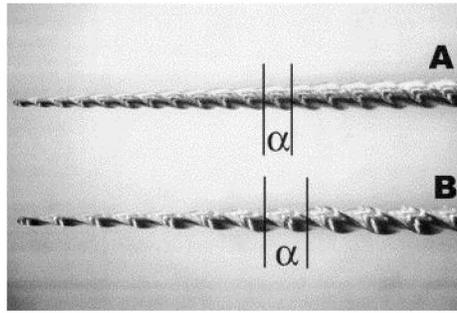


Figura 7. Distintos pasos de rosca.

Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. J Endod. 2004;30(10):716-8.

1.1.7 Núcleo de la lima

El núcleo es la parte central cilíndrica de la lima cuya circunferencia está contorneada y limitada por la profundidad de las estrías. La flexibilidad y la resistencia a la torsión están determinadas parcialmente por el diámetro del núcleo. La importancia de la relación del diámetro del núcleo con el diámetro total es a veces pasada por alto en la predicción de la susceptibilidad de una lima al fracaso y puede ser diferente para cada tamaño de lima de la misma serie. ⁽¹⁰⁾

El núcleo de la lima está directamente relacionado con la forma geométrica de las limas en su corte transversal; y así como en las limas manuales existen formas triangulares, cuadrangulares, romboidales, etc., cada tipo de sistema rotatorio cuenta con alguna forma en especial de corte transversal pudiendo este ser simétrico o asimétrico. ⁽¹⁰⁾

Además, la aleación Níquel-Titanio confiere a los instrumentos propiedades como superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura. ⁽¹⁰⁾

1.1.8 Superelasticidad

Nombre derivado del hecho de que en la curva de fuerza/deflexión, esta aleación tiene una elasticidad diez veces mayor a la de un alambre de acero inoxidable convencional.

⁽¹¹⁾

La aleación de Níquel-Titanio posee en su composición dos fases cristalinas. Cuando una lima fabricada con ese tipo de aleación, está en reposo, ésta se encuentra en la fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio se presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones superelásticas. ⁽¹²⁾

La estructura cristalográfica de los instrumentos de NiTi en reposo y a temperatura ambiente es austenítica, es decir, tienen una estructura cristalina cúbica de lado centrado. Cuando la aleación NiTi se enfría o se somete a tensión, tal como en la preparación de conductos radiculares curvos, la austenita cambia a la fase martensítica del metal. En esta fase, los átomos tienen una estructura compleja y proporcionan la superelasticidad a la aleación. A medida que la tensión se interrumpe o la temperatura asciende, el metal recupera su estructura austenítica. ⁽¹²⁾

Esta capacidad de transformación reversible se denomina memoria de forma, que, en términos prácticos, se traduce en la capacidad del instrumento de regresar a su forma original tan pronto como la fuerza que causó la distorsión cesa. ⁽¹³⁾

Desafortunadamente, cada transformación de esta fase cristalográfica debilita el instrumento y reduce su resistencia a la fractura por fatiga cíclica, lo que puede llevar a una fractura inesperada llamada fractura flexural. ^(14, 15)

Otro tipo de fractura de los instrumentos de NiTi es la torsional, se presenta como resultado del atrapamiento del instrumento adentro del canal radicular. ⁽¹⁴⁾ Este tipo de fractura siempre se acompaña por la creación de defectos en la superficie externa del instrumento. ⁽¹⁶⁾

La rotación continua de instrumentos en conductos radiculares curvos requiere que el instrumento se flexione durante cada rotación, lo que resulta en la compresión cíclica y la tensión, que a su vez produce fatiga del material. ⁽¹⁶⁾

Por otro lado, la punta o alguna parte del instrumento endodóntico podría quedar atrapado en las zonas estrechas que producen el llamado bloqueo de taper. El torque

necesario para girar el eje de un instrumento bloqueado puede exceder su resistencia torsional, lo que lleva a la separación. ⁽⁹⁾

Muchos factores pueden afectar la resistencia a la fractura de los instrumentos endodónticos, como el tamaño, conicidad, composición de la aleación, métodos de fabricación, flexibilidad y rigidez, forma del instrumento y dirección de la rotación. ⁽¹⁷⁾

1.1.9 Aleaciones y procesos de fabricación

Recientemente se han desarrollado nuevos procesos de fabricación para las limas NiTi. En 2007 se desarrolló una nueva aleación denominada *M-Wire* (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK). El fabricante afirma que un nuevo proceso térmico patentizado se usa para producir una aleación que proporciona al instrumento una gran flexibilidad e incrementa la resistencia a la fatiga cíclica comparado con los instrumentos elaborados a partir de aleación Níquel-Titanio convencional. ⁽¹⁸⁾

Mediante el uso de un tratamiento térmico *Fase R* (SybronEndo, Glendora, CA) después del proceso de afilado, la aleación se transforma en una estructura cristalina ligeramente diferente. Según el fabricante, el nuevo proceso térmico proporciona instrumentos con mayor flexibilidad y aumento de la resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos fabricados a partir de aleación NiTi tradicional. ⁽¹⁹⁾

Por otro lado Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland) es un sistema rotatorio que se ha comercializado desde el 2011, ⁽²⁰⁾ el cual contiene un porcentaje más bajo de Níquel (52%) en comparación con el resto de las aleaciones (54.5 – 57 %). ⁽⁵⁾ Se produce por un proceso único que controla la memoria del material. ⁽²⁰⁾

Las limas HyFlex CM han sido producidas por una metodología innovadora que produce un proceso único que controla la memoria del material (mediante un complejo tratamiento del calentamiento y enfriamiento). De acuerdo a muchos autores, las desviaciones composicionales entre el 54-57% de peso en Níquel, probablemente atribuidas a las variaciones de las materias primas durante la fabricación, no parecen afectar las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi. ^(21, 22, 23)

El fabricante afirma que estos instrumentos son hasta un 300% más resistente a la fatiga cíclica, no tienen ningún rebote y recuperan su forma después de la esterilización. ⁽²⁴⁾

2. Planteamiento del Problema

Las limas HyFlex CM poseen memoria controlada lo que facilita precurvar estos instrumentos antes de introducirlos a conducto y además mejora su elasticidad.

El fabricante refiere que retoman su forma original con la aplicación de calor la cual pudiera ser una ventaja, sin embargo no está demostrado si su forma metalúrgica y diseño vuelve a ser el mismo o si pierde propiedades conforme las sometemos a ciclos de esterilización en autoclave o con la aplicación directa de la flama de una lámpara de alcohol.

Actualmente se sabe que el calor así como los movimientos de rotación continua en un conducto curvo puede alterar y/o reorganizar de modo inconveniente la estructura de las aleaciones, afectando de este modo sus propiedades físicas.

Por lo anterior, surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Existe alguna deformación indeseable de las limas HyFlex CM ante la aplicación de diferentes fuentes de calor?

3. Justificación

Existen diversos instrumentos en el área de endodoncia con distintas propiedades, del mismo modo la incorporación de materiales novedosos en la actualidad hace que el clínico tenga más opciones para realizar un tratamiento, sin embargo, la literatura en investigación acerca de las limas Hyflex CM es limitada en comparación a otros sistemas rotatorios.

El propósito de éste trabajo de investigación es comprobar si la recuperación que sucede en las limas HyFlex CM es total o parcial antes del desenroscado de las espiras o del roscado en sentido contrario, lo cual según el fabricante es la pauta para desechar un instrumento HyFlex CM. O en su caso si existe pérdida de propiedades físicas que limiten el buen funcionamiento de las mismas.

El obtener esta información sería de relevancia para el clínico en la correcta selección del sistema rotatorio a utilizar, debido a que se podría prevenir accidentes, errores de procedimiento, iatrogenias.

4. Hipótesis

Hipótesis de trabajo

Existe una deformación de las limas HyFlex CM al aplicar alguna fuente de calor que disminuye la eficiencia de las mismas.

Hipótesis nula

No existe una deformación de las limas HyFlex CM al aplicar alguna fuente de calor.

Hipótesis alterna

Existe una deformación de las limas HyFlex CM al aplicar alguna fuente de calor, sin embargo no afecta la eficiencia de las mismas.

5. Objetivos

General:

- Determinar la presencia de alguna deformación en las limas HyFlex CM antes y después de someterse a su uso en conductos radiculares simulados, y posteriormente, al aplicar alguna fuente de calor.

Específicos:

- Analizar los instrumentos HyFlex CM nuevos mediante microscopia electrónica de barrido (MEB).
- Identificar topográficamente las limas con defectos.
- Analizar la restitución de la forma del instrumento mediante MEB.
- Comparar las micrografías de los instrumentos en los que se emplearon distintas fuentes de calor.

6. Diseño Metodológico

Estudio experimental, prospectivo, transversal, con muestras por cuota y conveniencia.

Grupos:

- GI: Limas HyFlex CM 30/04 que posterior a su uso se someterán al efecto del autoclave (n=10).
- GII: Limas HyFlex CM 30/04 que posterior a su uso se someterán al efecto de una lámpara de alcohol (n=10).
- GIII: Limas HyFlex CM 30/04 que servirán como grupo control (n=3).

Materiales y métodos

Se analizaron ante el microscopio electrónico de barrido (MEB) (JEOL JSM-6510LV Tokyo, Japan) un total de 23 limas Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio, USA) divididos en 3 grupos antes de utilizarse en un ensayo experimental de simulación de trabajo biomecánico, mediante el uso de 20 modelos acrílicos (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Ok, USA), dichos cubos fueron preinstrumentados con ayuda de limas manuales K Flexofile #10 (Dentsply Maillefer, Ballaigues Suiza) y Gates Glidden (Dentsply Maillefer, Ballaigues Suiza). Posteriormente se utilizó un motor rotatorio Silver Reciproc (VDW München, Alemania) para accionar las limas HyFlex CM dentro del cubo de acrílico, acto seguido, los instrumentos se sometieron por grupos a dos fuentes de calor: GI - autoclave Tuttnauer 2340M (Tuttnauer Co. Ltd. USA) y GII - lámpara de alcohol convencional con etanol al 96% pureza.

Primer fase: observación de limas HyFlex CM

Se obtuvieron un total de 23 limas de su empaque original sin modificaciones, para hacer una revisión visual simple para descartar defectos de fábrica y/o contaminación. Los instrumentos rotatorios siempre permanecieron en frascos esterilizados. Únicamente se retiraron de los frascos con guantes y pinzas estériles para ser accionados con el motor en los bloques de resina acrílica o para la obtención de imágenes microscópicas.

Obtención de imágenes de instrumentos

Se obtuvieron micrografías de las 23 limas rotatorias HyFlex CM 30/04 (GI, GII, GIII) recién desempacadas mediante un microscopio electrónico de barrido MEB.

Segunda fase: emulación del trabajo biomecánico de limas HyFlex CM

Simulación de los conductos radiculares

Se utilizaron 20 bloques prefabricados de resina acrílica para simular el conducto radicular.

Preparación de los conductos radiculares

Se tomó conductometría con la ayuda de una lima K Flexofile #10 inspeccionando la longitud de manera visual. Se realizó acceso cervical con la ayuda de fresas Gates-Glidden #4 únicamente en la entrada de conducto (2 mm) se accionaron a 1000 rpm y un torque controlado de 410 g/cm de acuerdo con la función preestablecida del motor Silver Reciproc. Se eliminaron restos de acrílico mediante irrigación con 3 ml de agua bidestilada. Se introdujo 5 mm la fresa Gates-Glidden #3 para preparar la zona cervical del conducto radicular. Posteriormente se instrumentó manualmente con limas #15 y #20 K flexofile y se eliminaron restos de acrílico con la ayuda de 3 ml de agua bidestilada entre cada instrumento manual. Una vez preinstrumentado el conducto radicular se utilizó los instrumentos Hyflex CM de acuerdo a las indicaciones del fabricante, las cuales son 500 rpm y 2.5 g/cm de torque. Se introdujo el instrumento en rotación continua en el bloque de resina con una técnica corono apical, una vez percibida presión de las paredes sobre la lima, se retiró el instrumento, se limpió con ayuda de una gasa estéril y se irrigó con 3 ml de agua bidestilada. Posteriormente se introdujo nuevamente el instrumento 30/04 hasta alcanzar la longitud de trabajo real mediante la misma técnica. Se inspeccionó para ver si existe deformación del instrumento.

Evaluación de la deformación de los instrumentos

La verificación visual de los instrumentos se basó en las instrucciones del fabricante y se llevó a cabo sin ninguna magnificación. Se determinaron tres puntajes de acuerdo a las indicaciones del fabricante los cuales fueron:

1. Sin desenroscado de las espiras o roscado en sentido antihorario
2. Desenroscado de las espiras sin roscado en sentido antihorario
3. Roscado en sentido antihorario

Manejo de los instrumentos rotatorios posterior al uso

Posterior a su uso, los instrumentos se sometieron a un lavado en una tina ultrasónica Codyson 23-4831 (Vamasa, Monterrey, N.L. México) de 3 L de capacidad durante un ciclo de 20 min a temperatura ambiente. Se utilizaron 30 ml de jabón enzimático comercial marca Zymex (Sultan Healthcare). Una vez terminado el ciclo, los instrumentos se enjuagaron con agua potable para remover excedentes de jabón y se secaron con la ayuda de gasas estériles para la aplicación de fuentes de calor

Aplicación de fuentes de calor

Terminada la instrumentación de los conductos radiculares simulados, se obtuvieron los 3 grupos antes mencionados (2 de trabajo, 1 control). El primer grupo se sometió ante el efecto de la autoclave Tuttnauer 2340M durante un ciclo convencional de 30 min a temperatura de 132°C y el segundo grupo se sometió al fuego emitido por una lámpara de alcohol durante 30 segundos o el tiempo requerido para que los instrumentos recuperaran su forma original.

Una vez completado el ciclo de esterilización o la aplicación de calor mediante la lámpara de alcohol (25-35°C) se reevaluaron los instrumentos mediante la misma escala visual.

Tercera fase: observación de limas HyFlex CM posterior a la emulación del trabajo biomecánico y aplicación de fuentes de calor

Una vez completadas las fases anteriores se procedió a observar la deformación mediante la ayuda de un microscopio electrónico de barrido (MEB).

Se tomaron distintas magnificaciones de los instrumentos, las cuales van desde 30x hasta 7000x en tres porciones del cuerpo de la lima: D0, D8 y D16.

Finalizada la toma de microfotografías se presentan las imágenes más representativas de los distintos grupos de trabajo.

7. Resultados

Se observaron un total de 23 limas obtenidas de su empaque original y sellado; con esta inspección visual se descartaron defectos de fábrica y contaminación por lo cual se pudo continuar con la misma muestra de 23 instrumentos dado que ninguna lima presentó inconsistencias a la inspección.

De acuerdo a los objetivos estipulados en este experimento se han dividido un total de 23 limas HyFlex CM en tres grupos: Grupo I (GI) n: 10, Grupo II (GII) n: 10 y Grupo III (GIII) n: 3; donde GI y GII corresponden a las limas que se sometieron a simulación de trabajo biomecánico y fuentes de calor y GIII fungieron como grupo control.

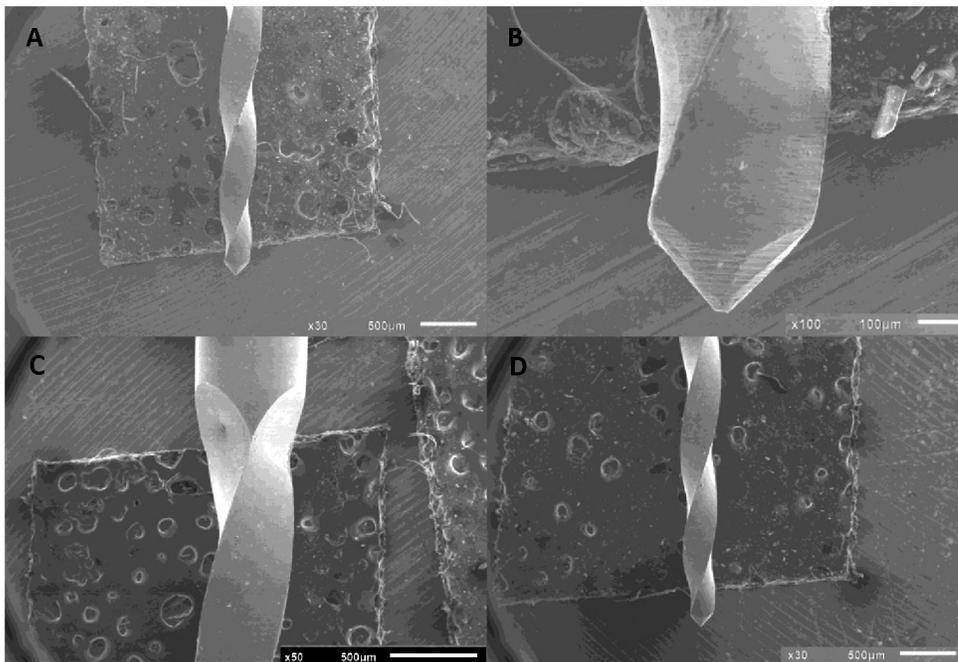


Figura 8. Micrografías que representan al grupo control (GIII) donde se aprecia instrumentos nuevos con superficies lisas. A) 30x. B) 100x. C) 50x. D) 30x.

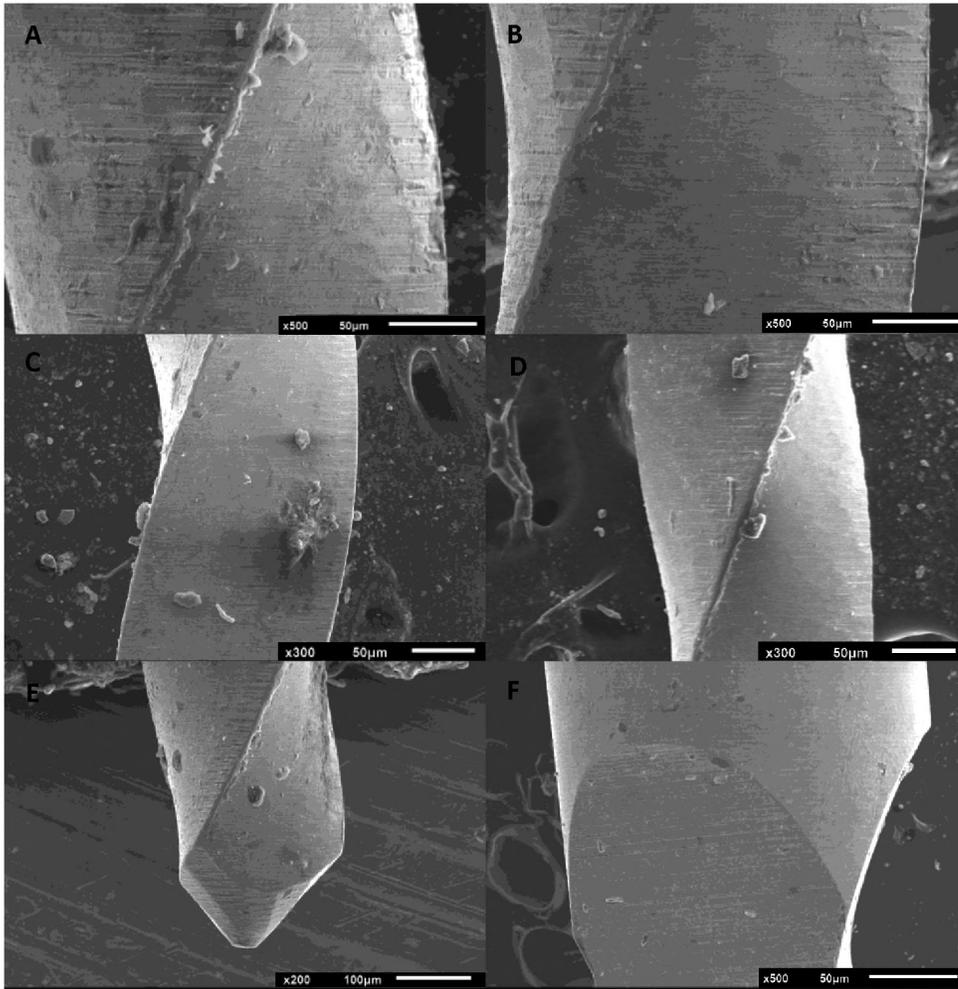


Figura 9. Micrografías que representan al grupo control (G1) donde se aprecia instrumentos sometidos al efecto del autoclave. A) 500x. B) 500x. C) 300x. D) 300x. E) 200x. F) 500x.

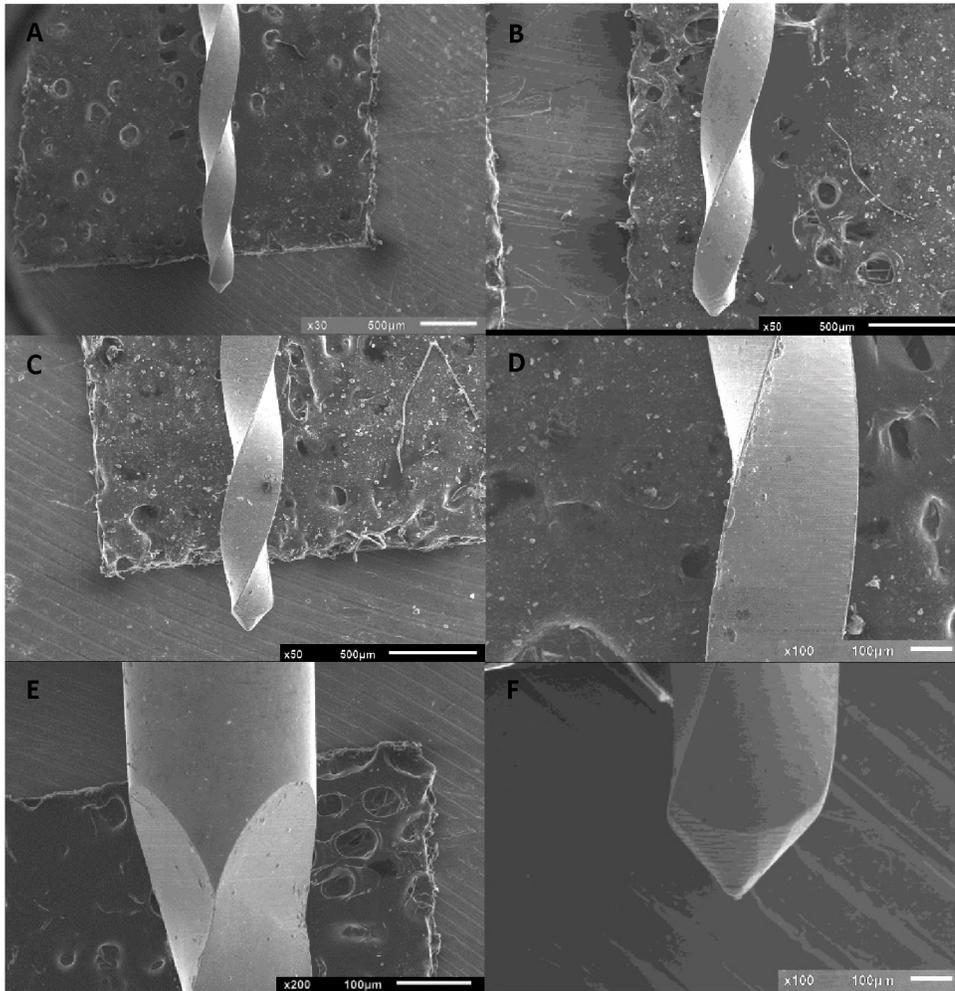


Figura 10. Micrografías que representan al grupo control (GII) donde se aprecia instrumentos sometidos al efecto de una lámpara de alcohol. A) 30x. B) 50x. C) 50x. D) 100x. E) 200x. F) 100x.

8. Discusión

Actualmente existe un gran número de instrumentos rotatorios para endodoncia en el mercado, ⁽¹⁾ han surgido un sinnúmero de estudios que pretenden comparar diversos sistemas. ⁽²⁵⁾

La literatura relevante reporta que las principales características de los instrumentos rotatorios a estudiar son: resistencia a la fatiga cíclica, ⁽²⁶⁾ flexibilidad, ⁽²⁷⁾ deformación, fractura torsional, ^(1, 6) extrusión de detritus, ⁽²⁸⁾ entre otros. Por lo anterior la finalidad de este estudio fue comparar la deformación que sufren las limas HyFlex CM ante diferentes fuentes de calor.

La aplicación de recursos tecnológicos como lo es el microscopio, ha sido crucial para la perfección del tratamiento de conductos; ⁽²⁹⁾ en ese sentido, el aumento del campo, la iluminación que proporciona junto con la documentación clínica, hacen de su uso un instrumento inestimable en la práctica endodóntica actual. El microscopio proporciona al clínico un mundo de información previamente inadvertido que incrementa la probabilidad de alcanzar el éxito terapéutico. ⁽³⁰⁾

Diversas investigaciones incluyen la microscopía electrónica ampliando imágenes de hasta 16x en aplicación clínica, ⁽³¹⁾ del mismo modo, toma relevancia el uso de MEB en investigación clínica y ciencia básica, sin embargo, en cuanto a instrumentos rotatorios de endodoncia refiere, la literatura es escasa en relación a la evaluación de las imperfecciones de las limas Hyflex CM previas al uso clínico o simulado.

Se ha reportado el hallazgo de defectos de fabricación en sistemas como son ProFile y Flexmaster, ⁽³²⁾ no obstante tampoco existe una extensa literatura sobre este tema.

En cuanto a resistencia a la fatiga cíclica, Capar *et al.*, obtuvieron como resultado que las limas HyFlex CM tienen mejor rendimiento ante la fatiga cíclica en comparación con otros sistemas. ⁽³³⁾

Siempre ha habido controversia con respecto a los métodos de esterilización de las limas NiTi. Existe incertidumbre sobre los posibles cambios en las propiedades físicas

y la capacidad de corte de los instrumentos rotatorios después de la desinfección y la esterilización. ⁽³⁴⁾

Butti *et al.*, encontraron que después de la esterilización, había un ligero deterioro en las propiedades de corte del instrumento. El deterioro fue directamente proporcional al incremento en los ciclos de esterilización. ⁽³⁵⁾

Por otro lado Shabalovskaya y Anderegg, examinaron las superficies de aleación de NiTi expuestas a varias esterilizaciones. Se dieron cuenta de que el autoclave a 121 ° C y 21 psi produjo una alteración en las concentraciones de níquel, titanio, oxígeno y carbono en la superficie de la aleación. La magnitud del cambio fue proporcional al tiempo de tratamiento. ⁽³⁶⁾

Incluso en otros instrumentos como las fresas Gates Glidden, la separación es probablemente resultado de una fatiga del metal causada por la esterilización y/o la disminución de la eficacia de corte. ⁽³⁷⁾

Los hallazgos más relevantes de este estudio indican que existe una ligera diferencia entre los grupos. Por lo tanto, se considera útil el incrementar el número de muestra para estudios posteriores, incluso someter dichos grupos a más de un ciclo de esterilización para observar en qué medida afecta el uso del autoclave. Por último sería de gran relevancia poder observar estos instrumentos bajo un análisis de elementos químicos de microscopía electrónica de rastreo (SEM-EDX) para determinar si hay un cambio en sus componentes químicos.

9. Conclusiones

La evidencia de este trabajo muestra la importancia de analizar los efectos de las fuentes de calor sobre los instrumentos rotatorios de endodoncia, pues se pueden presentar cambios en la estructura y en sus propiedades físicas, lo que puede derivar en complicaciones como separación del instrumento o poca eficacia de corte.

De acuerdo a los datos obtenidos en esta investigación se reportan las siguientes conclusiones:

- Existen diferencias mínimas entre los grupos al exponerlos a fuentes de calor.
- El grupo GI sometido al autoclave mostró el mayor número de cambios en su superficie.
- El grupo GII sometido a la lámpara de alcohol mostró el menor número de cambios en su superficie.
- Es importante valorar los cambios que sufren las limas ante la aplicación de calor para evitar errores de procedimiento.
- Sería de importancia someter ambos grupos al efecto del autoclave para observar si existen cambios.

10. Bibliografía

1. Leonardo MT , Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2002.
2. Estrela C. Ciencia Endodóntica Brasil: Artes Médicas Latinoamericanas; 2005.
3. Heisterkamp CA , Buehler WJ , Wang FE. 55Nitinol: A new biomaterial, paper presented at the 8th International Conference on Medical and Biomedical Engineering. In ; 1969; Chicago.
4. Andreasen GF , Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc. 1971; 82(6).
5. Zinelis S , Eliades T , Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. Int Endod J. 2010 Febrero; 43(2): p. 125-34.
6. Hargreaves KM , Cohen S , Berman LH. Pathways of the pulp St. Louis: Mosby Co; 2011.
7. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013; 39(2).
8. Peters OA , Gluskin AK , Weiss RA , Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. Int Endod J. 2012 Noviembre; 45(11): p. 1027-1034.
9. Peters OA , Peters CI , Schonenberger K , Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. Int Endod J. 2003 Febrero; 36(2): p. 93-99.

10. Nageswar R. Endodoncia Avanzada Venezuela: Amolca; 2011.
11. Uribe G. Fundamentos de odontología, Ortodoncia teoría y clínica. Medellín: Corporación para investigaciones Biológicas; 2010.
12. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000 Abril; 33(4): p. 297-310.
13. Troian CH , Só MV , Figueredo JA , Oliveira EP. Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J.* 2006 Agosto; 39(8): p. 615-625.
14. Gambarini G , Grande NM , Plotino G , Somma F , Garala M , De Luca M , et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008 Agosto; 34(8): p. 1003-1005.
15. Melo MC , Pereira MS , Viana AC , Fonseca AM , Buono VT , Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008 Abril; 41(4): p. 161-165.
16. Sattapan B , Nervo GJ , Palamara JE , Messer HH. Defects in rotary nickeltitanium files after clinical use. *J Endod.* 2000 Marzo; 26(3): p. 161-165.
17. Hilt BR , Cunningham CJ , Shen C , Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod.* 2005 Febrero; 26(2): p. 76-80.
18. Ye J , Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire Nickel-Titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012 Enero; 38(1): p. 105-107.
19. Ha JH , Kim SK , Cobenca N , Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and fatigue fracture. *J Endod.* 2013 Marzo; 39(3): p. 389-393.

20. Testarelli L , Plotino G , Al-Sudani D , Vincenzi V , Giansiracusa A , Grande N , et al. Bending properties of a new Nickel-Titanium alloy with a lower percent by weight of Nickel. *J Endod.* 2011 Septiembre; 37(9): p. 1293-1295.
21. Liu Y , Van Humbeeck J , Stalmans R , Delaey R. Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. *J Alloys Compd.* 1997 January; 247(1-2).
22. Kurita T , Matsumoto H , Abe H. Transformation behavior in roiled NiTi. *J Alloys Compd.* 2004 November; 381(1-2).
23. Frick CP , Ortega AM , Tyber J , Maksound AEIM , Maier HJ , Liu Y , et al. Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng A.* 2005 September; 405(1-2).
24. ColteneEndo. <http://www.hyflexcm.com>. [Online].; 2012 [cited 2016 Febrero 02. Available from: http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyflexCM_brochure.pdf.
25. Arzate-Sosa G , Lara-Carrillo E , Villarreal-Camarena CY , Scougall-Vilchis RJ , Rios-Medina LG. Estudio comparativo de dos sistemas rotatorios evaluando la penetración del irrigante con un medio de contraste. Estudio piloto. *ADM.* 2013; 70(3).
26. Grande NM , Plotino G , Pecci R , Bedini R , Malagnino VA , Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Dent J.* 2006; 39(10).
27. Gambarini G , Gerosa R , De Luca M , Garala M , Tertarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105(6).

28. G De-Deus , Marins J , Silva EJ , Souza F , Goncalves C , Reis C , et al. Accumulated Hard Tissue Debris Produced during Reciprocating and Rotary Nickel-Titanium Canal Preparation. *J Endod.* 2015; 41(5).
29. Khayat BG. The use of magnification in endodontic therapy: the operating microscope. *PP & AD.* 1997; 10(1).
30. Malfaz Vazquez JM. Aplicaciones del microscopio en la Endodoncia actual. *RCOE.* 2002; 7(3).
31. Escovar Dávalos PM , Duarte Da Costa F , Franco Morra DE. Microscopio operatorio en endodoncia - Revisión de la literatura. *Acta Odontológica Venezolana.* 2010; 48(3).
32. Alexandrou GB , Chrissafis K , Vasiliadis LP , Pavlidou E , Polychroniadis EK. SEM Observations and Differential Scanning Calorimetric Studies of New and Sterilized Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2006; 32(7).
33. Capar ID , Ertas H , Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015; 41(1).
34. Rapisardaa E , Bonaccorsob A , Tripib TR , Condorellc GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88(3).
35. Butti A , Ferraroni M , Re D. Influenza delle tecniche di sterilizzazione rapida sulle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici. *G Ital Endod.* 1995;(4).
36. Shabalovskaya SA , Anderegg JW. Surface spectroscopic characterization of TiNi nearly equiatomic shape memory alloys for implants. *J VAC SCI TECHNOL A.* 1995; 13(5).

37. Zettlemoyer TL , Goerig AC , Nagy WW , Grabow W. Effects of sterilization procedures on the cutting efficiency of stainless steel and carbon steel Gates Glidden drills. J Endod. 1989; 15(11).

11. Anexos



EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN DE LIMAS HYFLEX CM ANTE FUENTES DE CALOR



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO. FACULTAD DE ODONTOLOGÍA. CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS AVANZADOS EN ODONTOLOGÍA. ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

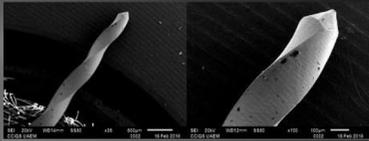
*C.D. Axel Salazar Morales, M. en EME Ignacio Jiménez Bueno, Dr. En C. S. Ulises Velázquez Enríquez

Introducción

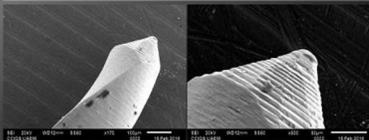
La ciencia de la Endodoncia ha sufrido varios avances tecnológico en: aleaciones, forma de las limas, motores que accionan instrumentos, etc. Dada la compleja anatomía de los conductos radiculares se han diseñado un sinnúmero de instrumentos con diferentes características y particularidades; la aleación más utilizada actualmente es la de Níquel-Titanio. HyFlex CM es un instrumento que surge en el 2010, tiene características únicas debido a que presenta una memoria de forma, lo cual va contra los principios del Ni-Ti. Se presume que estos instrumentos pueden ser modificados al aplicar una fuerza y no volverán a su forma original como la mayoría de limas Ni-Ti en el mercado, hasta que sean sometidos a alguna fuente de calor como lo es el autoclave.

Resultados

Los resultados parciales obtenidos en la fase piloto indican que la aplicación de fuentes de calor sobre limas HyFlex CM usadas, modifican su estructura física y no recuperan su forma original en su totalidad.



Lima HyFlex 30/04 nueva. Se pueden apreciar ligeros defectos de fabricación cercanos a la punta. 35x (izquierda) y 130x (derecha).



Aumentos de la misma lima. Imagen izquierda 170x. Imagen izquierda 500x se aprecia punta no cortante.

Agradecimientos

Al Dr. Raúl Roberto Morales Luckie por formar parte indispensable de este proyecto de investigación.

Bibliografía

1. Leonardo MT, Leonardo RT. Sistemas Rotatorios en Endodoncia, instrumentos de níquel-titanio Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamericana; 2002.
2. Zinelis S, Elades T, Elades G, A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. Int Endod J. 2010 Febrero; 43(2):p. 125-34.
3. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013; 39(2).
4. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2012 Noviembre; 45(11):p. 1027-1034.
5. Capar ID, Ertas H, Anslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. Aust Endod J. 2015 41(1): p. 24-28.

Objetivos

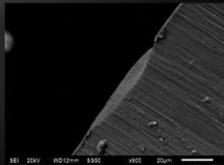
Determinar la presencia de deformación en las limas HyFlex CM antes y después de someterse a su uso en conductos radiculares simulados; y posterior a ello, al aplicar alguna fuente de calor como lo es el autoclave.



Limas rotatorias HyFlex CM. Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio, USA



Autoclave Tuttnauer 2340M. Tuttnauer USA Co., Ltd.



Microfotografía que muestra zona de una lima HyFlex CM usada que no recupera su forma original una vez que se ha sometido al efecto del autoclave. 900x

Conclusiones

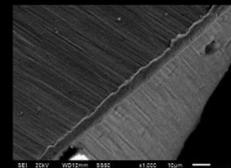
Las conclusiones parciales en la fase piloto indican que la aplicación de calor sobre las limas HyFlexCM alteran sus propiedades.

Métodos

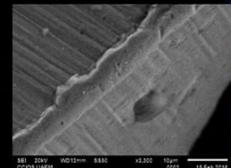
Se analizaron 23 instrumentos rotatorios HyFlex CM nuevos mediante microscopio electrónico de barrido (SEM). Se dividió el total de instrumentos en 3 grupos:

- GI: 10 limas HyFlex CM 30/04 que posterior a su uso se sometieron al efecto del autoclave.
- GII: 10 limas HyFlex CM 30/04 que posterior a su uso se sometieron al efecto de una lámpara de alcohol.
- GIII: 3 limas HyFlex CM 30/04 que sirvieron como grupo control.

Un total de 20 instrumentos (GI y GII) fueron sometidos a la emulación del trabajo biomecánico sobre cubos acrílicos. Esto con la finalidad de obtener cierta deformación de los mismos. Una vez logrado ello, 10 se expusieron ante el efecto del autoclave (GI) y 10 ante el calor que emite una lámpara de alcohol convencional (GII). Se analizaron nuevamente mediante SEM para comparar y valorar si existe alguna deformación o cambio en sus propiedades.



Microfotografía lima HyFlex CM posterior al uso y autoclavado. 1000x



Magnificación lima HyFlex CM posterior al uso y autoclavado. 2300x





Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Odontología
Federación Mexicana de Facultades
y Escuelas de Odontología



Otorgan el presente

Reconocimiento

A

Axel SALAZAR MORALES

y los coautores

IGNACIO JIMÉNEZ BUENO ULISES VELÁZQUEZ ENRIQUÉZ

Por su Participación Académica en la exposición de carteles del

Encuentro Estudiantil de Facultades y Escuelas de Odontología del País

Celebrado el 7 de mayo de 2016 en el WTC de la Ciudad de México.

con el trabajo
EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN DE LIMAS HYFLEXGM ANTE FUENTES DE CALOR

Mtro. José Arturo Fernández Pedrero
Director

Facultad de Odontología

Coartado Internacional de la Facultad de Odontología UNAM-AMC 2019
Fecha de Impresión de este documento: Fecha: 25/05/2016 Hora: 09:53:15

C.D. E. E. Alejandro Alcántar Enríquez
Vicepresidente
FMFEO

ID: 2016-00889-2



EEN21. EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN DE LIMAS HYFLEXCM ANTE FUENTES DE CALOR.

Avel Salazar Morales, Ignacio Jiménez Bueno, Ulises Velázquez Enríquez

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Introducción: La ciencia de la Endodoncia ha sufrido varios avances tecnológicos: las aleaciones utilizadas, formas de las limas, motores que accionan instrumentos, etc. Dada la compleja anatomía de los conductos radiculares se han diseñado un sinfín de instrumentos con diferentes características y particularidades; la aleación más comúnmente utilizada es la de Níquel-Titanio. HyFlexCM es un instrumento que surge en el 2010, tiene características únicas debido a que presenta una memoria de forma, lo cual va contra los principios del Ni-Ti. Se presume que estos instrumentos pueden ser modificados al aplicar una fuerza y no volverán a su forma original como la mayoría de limas Ni-Ti en el mercado, hasta que sean sometidos a alguna fuente de calor como lo es el autoclave.

Objetivo: Determinar la presencia de deformación en las limas HyFlexCM antes y después de someterse a su uso en conductos radiculares simulados, y posteriormente, al aplicar alguna fuente de calor.

Metodología: 23 instrumentos rotatorios HyFlex nuevos serán analizados mediante microscopio electrónico de barrido (SEM). Posteriormente 20 serán sometidos a la emulación del trabajo biomecánico sobre cubos acrílicos (3 permanecerán como grupo control). Esto con la finalidad de obtener cierta deformación de los mismos. Una vez logrado ello, 10 se someterán ante el efecto del autoclave y 10 ante el calor que emite una lámpara de alcohol. Se analizarán nuevamente mediante SEM para comparar y valorar si existe alguna deformación o cambio en sus propiedades.

Resultados: Los resultados parciales en la fase piloto indican que la aplicación de fuentes de calor sobre limas HyFlexCM modifican su estructura física.

Conclusiones: Las conclusiones parciales en la fase piloto indican que la aplicación de calor sobre las limas HyFlexCM alteran sus propiedades.

Toluca, México, 31 de mayo de 2017

M. EN C.S. SARA GABRIELA MARÍA EUGENIA DEL REAL SÁNCHEZ

COORDINADORA DE POSGRADO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UAEM

El que suscribe C.D. Axel Salazar Morales pasante de la especialidad en endodoncia, solicito a usted de la manera más atenta la autorización para llevar a cabo la impresión de la tesina derivada del proyecto de investigación que lleva por nombre "Evaluación de la deformación de limas Hyflex CM ante la aplicación de diferentes fuentes de calor. Estudio in vitro" y que se realizó bajo la tutoría del M. en EME Ignacio Jiménez Bueno y el Dr en C.S. Ulises Velázquez Enríquez para así continuar con mis trámites de liberación y obtención del grado académico.

Sin otro particular por el momento y esperando una respuesta favorable, le envío un cordial saludo.



C.D. Axel Salazar Morales



Toluca, México, 31 de mayo de 2017

M. EN C.S. SARA GABRIELA MARÍA EUGENIA DEL REAL SÁNCHEZ

COORDINADORA DE POSGRADO

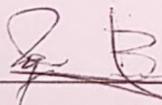
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UAEM

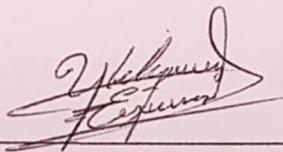
PRESENTE

Anticipando a usted un cordial saludo, por este medio le informamos que el C.D. Axel Salazar Morales estudiante de la especialidad en endodoncia concluyó satisfactoriamente el trabajo de tesina titulado "Evaluación de la deformación de limas Hyflex CM ante la aplicación de diferentes fuentes de calor. Estudio in vitro". Así mismo entregó constancias de participaciones en eventos y documentación relacionada con el proyecto de investigación mencionado.

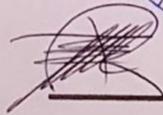
Sin otro particular por el momento, se despiden de usted



M. en EME IGNACIO JIMÉNEZ BUENO



Dr en C.S. ULISES VELÁZQUEZ ENRÍQUEZ





13 de junio de 2017

C.D. AXEL SALAZAR MORALES
ALUMNO EGRESADO DE LA ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

La que suscribe, **M. en C.S. Sara Gabriela María Eugenia del Real Sánchez**, Coordinadora de Posgrado de la Facultad de Odontología por medio de la presente, manifiesto que el alumno egresado de la Especialidad en Endodoncia; **C.D. AXEL SALAZAR MORALES**, ha concluido su proyecto terminal titulado "EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN DE LIMAS HYFLEX CM ANTE LA APLICACIÓN DE DIFERENTES FUENTES DE CALOR. ESTUDIO IN VITRO ", por lo que puede continuar con los trámites correspondientes para su impresión y los administrativos para la expedición de Diploma de la Especialidad correspondiente.

Sin más por el momento, me despido.

ATENTAMENTE
PATRIA, CIENCIA Y TRABAJO
"2017, año del Centenario de la Promulgación de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos"


M. EN C.S. Sara Gabriela María Eugenia del Real Sánchez
Coordinadora de Posgrado
Facultad de Odontología



c.c.p. Archivo

Jesús Carranza esq. Paseo Tollocan,
C.P. 50130, Toluca, Estado de México
Tel. (722) 2 17 69 07 y 2 17 90 70
Ext. 5060
Coordinación de Posgrado
2-12-64-64
Ext.130

