



UADY
CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA
FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN DE NÍQUEL-TITANIO

Tesis presentada por:

EDEL FLORES CHÁVEZ

En opción al Diploma de Especialización en:

ENDODONCIA

Directores:

DR. MARCO ANTONIO RAMÍREZ SALOMÓN

DR. OSCAR BOLAÑOS

Mérida, Yucatán, Julio 2018



UADY
CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA
FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN DE NÍQUEL-TITANIO

Tesis presentada por:

EDEL FLORES CHÁVEZ

En opción al Diploma de Especialización en:

ENDODONCIA

Directores:

DR. MARCO ANTONIO RAMÍREZ SALOMÓN

DR. OSCAR BOLAÑOS

Mérida, Yucatán, Julio 2018



UADY

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE YUCATÁN
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UNIDAD DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

Mérida, Yucatán, 1 de Julio de 2018

C. EDEL FLORES CHÁVEZ

Con base en el dictamen emitido por sus Directores y revisores, le informo que la Tesis titulada "EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN DE NÍQUEL-TITANIO", presentada como cumplimiento a uno de los requisitos establecidos para optar al Diploma de la Especialización en Endodencia, ha sido aprobada en su contenido científico, por lo tanto, se le otorga la autorización para que una vez concluidos los trámites administrativos necesarios, se le asigne la fecha y hora en la que deberá realizar su presentación y defensa.

M. C. Dr. José Rubén Herrera Átoche
Jefe de la Unidad de Posgrado e Investigación

Dr. Marco Antonio Ramírez Salomón
Director de Tesis

Dr. Oscar Bolaños
Director de Tesis

M. en O. Gabriel Alvarado Cárdenas
Revisor

M. en C. Fernando Javier Aguilár Pérez
Revisor

Artículo 78 del reglamento interno de la facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán.

Aunque una Tesis hubiera servido para el examen profesional y hubiera sido aprobada por el sínodo, solo el autor o autores son responsables de las doctrinas en ella emitidas.

Este trabajo se realizó en la Clínica de Especialización en Endodoncia de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán, bajo la dirección del Dr. Marco Antonio Ramírez Salomón. Los resultados presentados, son parte del proyecto de investigación “Terapia endodóntica en dientes permanentes con diferentes estadios de formación radicular”. Con registro en el SISPROY con clave FODO-2017-0002 y del cual surge el proyecto de tesis “Evaluación *in vitro* de la resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas de instrumentación de Níquel-Titanio”

AGRADECIMIENTOS

Antes que nada quiero agradecer a Dios por permitirme alcanzar este logro que tanto anhelaba, el poder obtener el grado de Especialista en Endodoncia, también a toda mi familia pero sobre todo a mis padres, porque gracias al amor, educación y apoyo incondicional que siempre me han brindado, he podido alcanzar todas y cada una de mis metas.

Agradezco a cada uno de los profesores que tuve la dicha de conocer a lo largo de mi formación durante la especialidad por todo el apoyo brindado, las gratas experiencias y su amplio conocimiento libre de egoísmo, el cual nos ayudará a desempeñarnos de la mejor manera en esta nueva etapa.

Gracias a mi bella y hermosa 3ra familia (es broma) por todos los gratos momentos vividos a su lado. Siempre los llevaré en el corazón y en mi alma.

Gracias a mis revisores y directores de tesis, porque sin sus aportaciones no hubiese podido llevar a cabo este proyecto.

Al programa CONACYT por brindarme un gran apoyo como lo fue una beca para poder realizar mis estudios de especialización.

Agradezco a las casas comerciales SS WHITE y DENTSPLY por apoyarme con los instrumentos necesarios para poder llevar a cabo este proyecto.

DEDICATORIA

Esta tesis va dedicada a mis padres Noemí Chávez y Enrique Flores quienes siempre han estado a mi lado cuando más los he necesitado, a quienes les debo todo lo que soy hoy en día, ya que siempre me han apoyado en cada proyecto que he tenido a lo largo de mi vida, por su amor incondicional e infinito y por ser mi mayor ejemplo de dedicación y amor.

A mi hermano, que desde chicos me mostró que significa la palabra hermano, porque siempre estuvo ahí para defenderme de los demás y para aguantar mi carácter tan fuerte. Gracias por ser el mejor hermano, amigo y ángel guardián que la vida me pudo dar.

A mi novia, que con su gran fortaleza, madurez y amor incondicional supo apoyarme y estar para mí en los momentos más difíciles, por acompañarme en esas noches de desvelo y soportar mi mal carácter cuando estaba estresado. Por mostrarme un amor tan bello y puro que ni la distancia pudo separar. A todos y cada uno los amo infinitamente y gracias por estar a mi lado siempre.

ÍNDICE

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	1
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	3
JUSTIFICACIÓN	31
OBJETIVOS	32
MATERIAL Y MÉTODOS	33
RESULTADOS	38
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
DISCUSIÓN	42
CONCLUSIÓN	46

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Cuadro de variables	33
Tabla 2. Clasificación de los grupos de instrumentos con cada movimiento	36
Tabla 3. Registro de la longitud del fragmento fracturado	40

ÍNDICE DE GRÁFICAS Y FIGURAS

Figura 1. Transformación austenita-martensita	5
Figura 2. Sección transversal de la parte activa de diferentes instrumentos rotatorios	11
Figura 3. Representación de la conicidad de un instrumento	12
Figura 4. Superficie radial de la lima	12
Figura 5. Estría de la lima	13
Figura 6. Vista lateral de la lima que muestra el ángulo helicoidal, la superficie de corte y la estría	13
Figura 7. Representación del ángulo de corte negativo y positivo	14
Figura 8. Vista lateral de una lima que muestra los ángulos de las espiras, el pitch y los apoyos radiales. (Micrografía electrónica de barrido)	15
Figura 9. Punta activa (izquierda) e inactiva (derecha) de diferentes limas Mtwo	15
Figura 10. La circunferencia limita el núcleo de la lima	16
Figura 11. Método de Schneider para determinar el ángulo de curvatura	19
Figura 12. Método de Pruett para calcular el ángulo y radio de la curvatura.	20
Figura 13. Diferentes trayectorias de un instrumento debido a la diferencia en la geometría del conducto artificial. Dispositivo utilizado por Plotino y <i>et al.</i> , en 2006	23
Figura 14. Instrumento WOG en sus diferentes calibres	24
Figura 15. Corte transversal de instrumento WOG	25
Figura 16. Representación de la lima V-Taper 2H	27

Figura 17. Corte transversal de la lima V-Taper 2H	28
Figura 18. Boceto de la fabricación del dispositivo para las pruebas de fatiga cíclica	34
Figura 19. Dispositivo de metal con cuatro conductos simulados de 45, 30, 22.5 y 15° de ángulo de curvatura	35
Gráfica 1. Movimiento adaptativo	38
Gráfica 2. Reciprocación parcial	39
Gráfica 3. Rotación continua	40
Gráfica 4. Representación de la desviación estándar en los 3 tipos de movimiento	41

RESUMEN

Durante el ejercicio profesional del endodoncista se presenta la fractura de instrumentos, esto puede afectar el éxito del tratamiento de conductos. Por lo que se realiza un estudio comparativo de la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de los sistemas Wave One Gold y V-Taper 2H por sus diferentes procesos de fabricación y tratamientos térmicos novedosos que las hace más flexibles y resistentes a la fatiga cíclica.

Objetivo general: evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de 2 instrumentos rotatorios NiTi bajo la influencia de 3 movimientos de rotación en conductos curvos simulados. Objetivos específicos: 1. Establecer el tiempo transcurrido hasta la fractura de cada instrumento. 2. Determinar la longitud del fragmento separado de cada instrumento. 3. Establecer qué movimiento de rotación genera mayor resistencia a la fatiga cíclica en las limas rotatorias.

Metodología: se utilizó un dispositivo con conductos simulados con ángulo de curvatura de 45°, un radio de 6 mm. Se usaron 90 instrumentos rotatorios, 45 Wave One Gold y 45 V-Taper 2H. Se dividieron en 6 grupos: 15 instrumentos de cada tipo para cada uno de los movimientos, adaptativo, recíprocante y de rotación continua. Se introdujo el instrumento dentro del conducto y se activó hasta el tiempo de la fractura.

Resultados: el movimiento de reciprocación parcial en ambos instrumentos fue el que mostró mayor tiempo de resistencia hasta la fractura, y el instrumento WOG mostró un comportamiento más predecible en los tres tipos de movimiento a diferencia del instrumento V-Taper 2H. La longitud promedio de la porción fracturada de 6mm en todos los grupos.

Conclusión: el movimiento que generó mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre todos los grupos fue la reciprocación parcial. El instrumento V-Taper 2H presentó el mayor tiempo de resistencia a la fatiga cíclica bajo la cinemática de movimiento recíprocante, sin embargo, no se recomienda su uso en este movimiento, ya que el corte de la V-Taper 2H es positivo.

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Durante el ejercicio profesional del endodoncista se pueden presentar complicaciones mientras se lleva a cabo el tratamiento de conductos, que pueden comprometer el resultado final del tratamiento, ya sea por una mala aplicación de la técnica durante el tratamiento de conductos, el uso de los instrumentos o equipos; así como por la falta de conocimiento referente a cualquier variante anatómica, etc.

Dentro de esas situaciones se encuentra la fractura de instrumentos, este es un factor que afecta severamente el éxito de un tratamiento de conductos ya que impide la correcta conformación y limpieza de los conductos radiculares, afectando de manera importante el éxito del tratamiento.

Normalmente el especialista busca la forma de poder realizar el tratamiento de conductos de una manera eficaz, rápida y sin cometer algún error, es por esto que en el mercado se han presentado avances importantes y con esto la introducción de instrumentos rotatorios fabricados de níquel-titanio.

La aleación de níquel-titanio aporta un gran desarrollo en lo que son las técnicas de limpieza y conformación de los conductos radiculares. La presencia de su gran flexibilidad y su elasticidad permitió el uso de esta aleación para la fabricación de instrumentos rotatorios para el uso exclusivo del endodoncista. Uno de los puntos favorables en este tipo de instrumentos es el aumento de la eficacia en el tratamiento de conductos (1).

Sin embargo, debido a que la fractura por fatiga cíclica no puede ser observada a simple vista, no le permite al endodoncista predecir si se puede o no generar una fractura del instrumento durante la conformación del conducto radicular, lo que lleva al endodoncista a utilizarlas más veces de las indicadas por el fabricante; dado que el costo de estos instrumentos es elevado en el mercado. Desafortunadamente esto conlleva a que la incidencia de fractura por fatiga cíclica sea algo cotidiano en la práctica del endodoncista.

La incidencia de instrumentos de endodoncia fracturados que se quedan retenidos en el conducto radicular después del tratamiento es del 3.3% de los dientes tratados, del cual el 78.1% son instrumentos rotatorios de níquel-titanio (2).

Durante el periodo en que los instrumentos rotatorios NiTi eran la principal técnica para la preparación del conducto (1997), el porcentaje de los dientes con los instrumentos de níquel-titanio rotatorios fracturados y retenidos fue del 4.4% (2).

Es por eso que durante su uso, principalmente en conductos curvos y junto con la complejidad de la anatomía interna del diente, se debe de instrumentar con el mayor cuidado posible utilizando las técnicas adecuadas o se corre el riesgo de comprometer el pronóstico del tratamiento.

Las fracturas de instrumentos rotatorios que se presentan en conductos curvos está dada por un evento llamado fatiga cíclica, que por lo general se desarrolla sin previo aviso, es por esta razón que se sugiere elegir el sistema rotatorio con el mayor número de condiciones ideales para la instrumentación de conductos curvos, por lo que se decidió probar los sistemas WaveOne Gold y V-Taper 2H, los cuales presentan tratamientos térmicos novedosos que los fabricantes presumen les confieren características como mayor flexibilidad, menor efecto de memoria y una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos de níquel-titanio sin tratamientos térmicos novedosos. También es importante saber seleccionar el movimiento con el cual se accionará el instrumento, ya sea un movimiento convencional de rotación continua, un movimiento recíprocante o el uso de un novedoso movimiento adaptativo, el cual como su nombre lo menciona se adapta a las necesidades del conducto, disminuyendo el riesgo de fractura del instrumento. De acuerdo a lo mencionado anteriormente se plantea el siguiente cuestionamiento:

¿Cuál de los 2 sistemas de instrumentación de Níquel-Titanio evaluados resistirá más a la fatiga cíclica?

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La Endodoncia es la rama de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental humana y de los tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica, abarcan las ciencias básicas y clínicas, incluyendo la biología de la pulpa normal, la etiología, el diagnóstico, la prevención, el tratamiento de enfermedades, lesiones de la pulpa y las condiciones perirradiculares asociadas (3).

Dentro de los pasos que se siguen para realizar un tratamiento endodóntico se encuentran la preparación del acceso, limpieza y conformación (instrumentación e irrigación) y obturación, sin embargo este estudio está enfocado solo en la etapa de la instrumentación y en los errores de procedimiento que pueden presentarse en esta parte del tratamiento endodóntico, como es la fractura de los instrumentos intraconducto.

INSTRUMENTACION O PREPARACION DEL CONDUCTO

La instrumentación o preparación del conducto es un procedimiento involucrado en la limpieza y conformación del sistema de conductos antes de la obturación (3). La preparación biomecánica se realiza mediante el uso de instrumentos rotatorios y/o manuales, con el objetivo de exponer, limpiar, ampliar y dar forma al espacio del conducto radicular, en combinación con los irrigantes (3).

Estos instrumentos endodónticos pueden ser fabricados a partir de acero inoxidable o níquel-titanio, sin embargo en la actualidad los clínicos prefieren realizar los tratamientos de endodoncia utilizando instrumentos de níquel-titanio (NiTi), ya que con su uso se ahorra el tiempo de trabajo y por su flexibilidad hacen posible una instrumentación más fácil y sencilla, incluso en casos complejos.

PROPIEDADES DEL NÍQUEL-TITANIO

La aleación de níquel-titanio se desarrolló en 1962 por Buehler *et al.*, en el “Naval Ordnance Laboratory”, a este nuevo material lo denominaron Nitinol, derivado del “Níquel Titanio Naval Ordnance Laboratory”. El descubrimiento de Buehler abrió una gran puerta en la investigación en cuanto a la búsqueda de nuevas aleaciones con

capacidad de memoria y forma, así como también al estudio de su comportamiento mecánico y sus posibles aplicaciones (4).

Las aleaciones de NiTi son ampliamente utilizadas debido a dos propiedades especiales, la superelasticidad y el efecto memoria de forma. La superelasticidad del NiTi permite deformaciones de hasta el 8% que son totalmente recuperables, en comparación con el 1% de otras aleaciones, como el acero inoxidable. A pesar de que otras aleaciones como cobre-zinc, cobre-aluminio, Oro-cadmio y níquel-niobio tienen propiedades superelásticas, el níquel-titanio es el material más biocompatible y tiene una excelente resistencia a la corrosión. Sus propiedades mecánicas y su comportamiento varían de acuerdo a la composición química, las características de producción y el tratamiento termomecánico aplicado durante su fabricación (4).

La superelasticidad es una propiedad del NiTi que hace que esta aleación sea especial, se produce cuando se aplica una carga que puede producir grandes deformaciones en el material, pero una vez removida la carga volverá a su estado original (4,5).

El efecto de memoria de forma es la capacidad de recuperar grandes deformaciones no lineales por medio del calentamiento moderado, incluso cuando el material ya experimento deformación aparentemente permanente, en otras palabras, deformaciones que en los materiales y aleaciones “convencionales” se producirían por desplazamiento en su régimen plástico, es decir, serían permanentes, en las aleaciones con memoria de forma puede anularse aumentando unos pocos grados la temperatura del material (4,5).

Las aleaciones NiTi pueden ser “programadas”, mediante la selección de la composición química y por tratamientos termomecánicos apropiados, para que la recuperación de forma se realice al retirar la carga, sin necesidad de calentamiento. Este efecto permite recuperar instantáneamente grandes deformaciones no lineales, proporcionándole al material la superelasticidad que es un caso particular del efecto de memoria de forma. Mientras que este efecto comprende los procesos térmicos y mecánicos, en la superelasticidad la fuerza motriz de la transformación es mecánica (4,6). Los efectos de memoria de forma y superelasticidad son debidos a un cambio de fase

llamado transformación martensítica, que puede inducirse mediante la aplicación de cargas o por reducción de temperatura (4).

FASES CRISTALINAS DEL NÍQUEL-TITANIO

La transformación martensítica es un cambio entre una estructura cristalina de alta simetría, llamada austenita o fase matriz, y una fase de baja simetría denominada martensita. Durante esta transformación los átomos se mueven cooperativamente mediante un mecanismo de cizallamiento (cambio de forma que experimenta un material elástico cuando se aplican esfuerzos cortantes), sin alterar la composición química de la matriz y se reacondicionan en una nueva estructura cristalina más estable (4), como se puede observar a continuación en la figura 1.

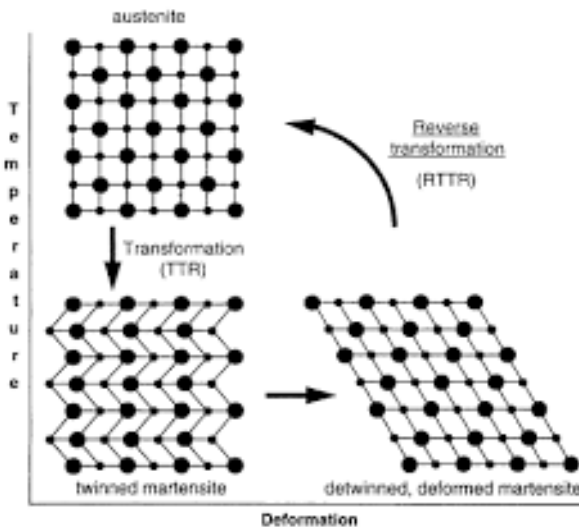


Figura 1. Transformación austenita-martensita. Thompson, 2000 (4).

La austenita es estable a altas temperaturas y bajos valores de deformación y la martensita es estable a bajas temperaturas y altos valores de deformación, esta transformación permite que el metal, cuando está sometido a estrés absorba aproximadamente un 8% de tensión recuperable (flexión sin deformación). Después de la tensión se alivia, el metal vuelve a su forma original (con memoria de forma) y más ordenada, la austenita. La transformación de fase entre austenita y martensita es la clave para explicar el efecto de memoria de forma y la superelasticidad (4,5,7).

Cuando un material que experimenta transformación martensítica se enfría por debajo de cierta temperatura, la transformación se inicia mediante un mecanismo de cizallamiento. Hay regiones martensíticas que teniendo la misma estructura cristalina difieren en la distribución espacial de los cristales, estas regiones se denominan variantes de la martensita. Como ésta tiene baja simetría, muchas variantes pueden formarse a partir de la misma fase matriz. Cuando el material en estado martensítico se calienta, la martensita se vuelve inestable y se produce la transformación inversa, es decir, la martensita vuelve a su estado matriz (6).

Cuando la transformación martensítica se produce el enfriamiento se inicia en una temperatura más alta que la temperatura final. Si se interrumpe el enfriamiento entre las dos temperaturas la transformación se detiene. Esta es una característica que diferencia la transformación martensítica de los demás cambios de fase en estado sólido, ella es anisotérmica, es decir, no se produce cuando la temperatura se mantiene constante. Otra característica importante de la transformación martensítica es su elevada velocidad del orden de la velocidad del sonido no material. Durante el calentamiento se produce la transformación inversa de la fase martensítica a la fase matriz, generalmente denominada austenita, por analogía con la fase de alta temperatura de los aceros. La transformación inversa tiene las mismas características de la transformación martensítica (6).

Es posible cambiar la composición de la aleación NiTi para cambiar las características de memoria de forma y superelasticidad, estas diferencias de las aleaciones radicarán en las concentraciones de níquel y el intervalo de temperatura de transformación martensítica. La aleación de NiTi usada en endodoncia contiene aproximadamente 56% de níquel y 44% de titanio, resultando en una combinación equiatómica de sus principales componentes (4,8).

INTRODUCCIÓN DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA

En 1988 Walia *et al.*, establecieron la posibilidad de producir instrumentos endodónticos de nitinol. Por medio de pruebas mecánicas, los autores observaron que éstos tenían de 2 a 3 veces más flexibilidad que los fabricados en acero inoxidable, así como una mayor resistencia a la fractura por torsión, esto atribuido al bajo módulo de elasticidad de la aleación (9).

El término genérico para estas aleaciones es 55-nitinol; que tienen una capacidad inherente para modificar su tipo de enlace atómico que causa cambios únicos y significativos en las propiedades mecánicas y la disposición cristalográfica de la aleación. Estos cambios ocurren en función de la temperatura y el estrés. Las dos características únicas que son de relevancia para la odontología clínica se producen como resultado de la transformación de austenita en martensita, transición en la aleación de NiTi con memoria de forma, estas características se denominan superelasticidad, ósea la capacidad de volver a su forma original después de haber sido deformadas (10).

Desde principios de la década de los noventa se han introducido en la práctica de la endodoncia varios sistemas de instrumentos fabricados de NiTi. Las características de diseño han cambiado conforme pasa el tiempo, así como el tamaño de la punta, la conicidad, la sección transversal, el ángulo helicoidal, la distancia entre las espiras, entre otras. Algunos de los primeros sistemas han sido retirados del mercado o juegan un papel secundario, pero continuamente aparecen nuevos diseños, pero es difícil prever el grado en que los resultados clínicos dependerán de las características del diseño (10).

La mayoría de los instrumentos rotatorios están fabricados mediante un proceso de esmerilado, el cual consiste en crear las espiras del instrumento de manera mecanizada, pero también existen algunos que se fabrican mediante laser o mediante deformación plástica por calor (10).

La calidad de la superficie también es un detalle importante, puesto que las fisuras creadas a partir de defectos superficiales juegan un papel en la fractura del instrumento. Los principales defectos tales como imperfecciones y abultamientos del metal, son comunes en los instrumentos de NiTi que no cuentan con un tratamiento térmico en su superficie. Se ha intentado mejorar la calidad de superficie mediante electropulido y cobertura de nitruro de titanio, los cuales parecen tener un efecto beneficioso sobre la eficacia de corte (10).

En esencia, las aleaciones de NiTi tienen dos propiedades de interés particular en endodoncia, su superelasticidad y su alta resistencia a la fatiga cíclica, que permiten usar con éxito los instrumentos en conductos radiculares curvos (10).

Estos avances tecnológicos en instrumentos rotatorios de NiTi, han dado lugar a nuevos conceptos de diseño y técnicas más fáciles y rápidas que conservan la forma original del conducto con considerablemente menos error iatrogénico, disminuyendo sustancialmente la incidencia de varios problemas clínicos (bloqueos, escalones, transportes y perforaciones) (10,11).

La flexibilidad de esta aleación también proporcionó la ventaja de la fabricación de instrumentos rotatorios capaces de ejecutar rotaciones de 360° en conductos curvos, lo que posibilitó una preparación más rápida y eficiente. La instrumentación así realizada crea condiciones favorables de limpieza y conformación efectivas, en función de una buena capacidad de corte y penetración más profunda de la jeringa de irrigación en el conducto radicular, que permita el flujo fácil y adecuado de sustancias químicas auxiliares. Además de estas funciones, también se produce una mejor compactación de la gutapercha de forma densa durante la obturación del sistema de conductos radiculares (6).

Sin embargo, a pesar de este aumento en la flexibilidad, la fractura sigue siendo una preocupación con los instrumentos de NiTi y han sido reportados para someterse a la fractura inesperada. Mientras que la fractura de limas de acero inoxidable está precedida por la deformación del instrumento que sirve como una advertencia de fractura inminente, la separación de los instrumentos NiTi puede ocurrir sin signos visibles de deformación permanente anterior, aparentemente dentro del límite elástico del instrumento, por lo tanto, la inspección visual no es un método fiable para la evaluación de instrumentos NiTi ya usados (12,13).

Mucho de lo que sabemos sobre los instrumentos de NiTi, incluyendo las razones de su fractura y la secuencia de uso más favorable, se basa en datos recogidos en la práctica clínica. La investigación *in vitro* continua aclarando la relación entre la metalurgia del NiTi y el rendimiento de los instrumentos, pero aun así, los instrumentos rotatorios de NiTi se han convertido en un complemento importante para la endodoncia (10).

Actualmente diferentes casas comerciales están utilizando nuevos mecanismos para modificar el comportamiento de la aleación de NiTi y mejorar el funcionamiento de los instrumentos rotatorios. Entre estos mecanismos tenemos el tratamiento térmico

durante el proceso de elaboración, que aumenta la fase de transformación y así la superelasticidad del instrumento (14).

TRATAMIENTOS TÉRMICOS DEL NÍQUEL-TITANIO

El tratamiento térmico de las aleaciones NiTi (ya sea antes o después del esmerilado) influye en la temperatura de acabado de austenita (la temperatura a la que el material está completamente en la fase austenítica). Como resultado del tratamiento térmico, entre otros atributos, las aleaciones de NiTi son más resistentes a esfuerzos de fatiga cíclica, tienen mayor resistencia a la fractura y son más flexibles (7).

En 2007, la casa comercial Dentsplay introdujo al mercado instrumentos de NiTi manufacturados mediante un proceso patentado hecho de un material tratado térmicamente llamado "M-Wire". En 2008, SybronEndo introdujo la tecnología "fase-R" (una fase cristalina intermedia entre austenita y martensita) donde instrumentos rotatorios de NiTi fueron fabricados por torsión. En 2010, fueron introducidos instrumentos de NiTi con memoria controlada, son instrumentos extremadamente flexibles en relación con sus homólogos que no son tratados térmicamente. Instrumentos con memoria controlada (CM-wire), no poseen memoria de forma y se retienen la curvatura; en esencia permanecen curvadas a medida que giran en un conducto curvo. Como resultado de la evolución de la instrumentación con NiTi, los clínicos tienen ahora dos generaciones de aleaciones NiTi disponibles para la configuración de los conductos. La primera generación de aleaciones superelásticas no tratados por calor y la segunda generación de aleaciones súper elásticas tratadas térmicamente (7).

En 2008, se introdujo la tecnología para torcer instrumentos de NiTi (Sybronendo, Orange, CA, EE.UU.). Se han hecho afirmaciones de que los instrumentos TF tienen una potencia inigualable, flexibilidad y resistencia a la fatiga, especialmente cuando se ha fabricado con una tecnología de tratamiento identificado como tratamiento de calor fase-R (estructura intermedia entre austenita y martensita, de forma romboidal). Más específicamente, los instrumentos TF fueron creados mediante la adopción de alambre de NiTi en la estructura cristalina de austenita y es transformado en una fase diferente de la estructura cristalina (fase-R) por un proceso de calentamiento y de enfriamiento (15).

La fase-R es una estructura intermedia cuando se pasa de la fase austenítica a la fase martensítica. La existencia de la fase-R se identifica a menudo en una curva de calorimetría diferencial de barrido (DSC) con dos picos endotérmicos producido durante el ciclo de calentamiento, que corresponde a la transición de martensita a fase-R ($M \rightarrow R$) seguido de transición de fase de R-a austenita ($R \rightarrow A$). Sin embargo, la creación de la fase-R depende de la microestructura del NiTi y es altamente relacionado con el procesamiento termomecánico que se identifica como patentada por los fabricantes (15,16).

Una vez identificada la fase-R, el alambre en este estado sólo puede ser torcido. Esta tecnología patentada se utiliza para optimizar la fase molecular y las propiedades de NiTi. Esta modificación resultante de la estructura cristalina, ha demostrado ser más fino que los materiales tradicionalmente procesados, con máxima flexibilidad del instrumento y resistencia a la ruptura, que los instrumentos que presentan un 36% más de torque que los instrumentos que fueron fabricados por esmerilado (15,16).

TERMINOLOGÍA DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS INSTRUMENTOS

En la utilización del instrumental, el éxito depende de la forma en el que se relacionan el material, su diseño y la técnica empleada con la fuerza ejercida sobre el instrumento. Los siguientes términos cuantifican las acciones y reacciones de esas fuerzas (10).

1. Estrés: es la fuerza deformante medida en un área determinada.
2. Punto de concentración de estrés: cambio brusco en la forma geométrica de una lima. Como una muesca que ocasiona un nivel de estrés más alto en ese punto que en el resto de la lima en que la forma es más regular.
3. Tensión: cantidad de carga aplicada para que se genere una deformación una lima.
4. Límite de elasticidad: es un valor establecido que representa la máxima tensión que al aplicarse a una lima permite que al ser retirada, vuelva sus dimensiones originales.

5. Deformación elástica: es la deformación reversible que no excede el límite de elasticidad.

6. Memoria plástica: es una situación que se presenta cuando el límite de elasticidad es, sustancialmente, más alto, propio de los metales convencionales. Permite que un instrumento recupere su forma original después de haber sufrido deformación.

7. Deformación plástica: es el desplazamiento permanente por desunión que aparece cuando se ha excedido el límite de elasticidad, la lima no vuelve a sus dimensiones originales después de suprimir la tensión.

8. Límite de plasticidad: es el punto en el que una lima plásticamente deformada se rompe.

CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITANIO

Las características de diseño estructurales y mecánicas tendrán gran influencia en el funcionamiento de los instrumentos rotatorios. Entre estas características tenemos:

1. SECCIÓN TRANSVERSAL

Es la figura geométrica característica de cada instrumento rotatorio que se observa al cortarlo perpendicularmente al eje longitudinal del mismo (6, 17).

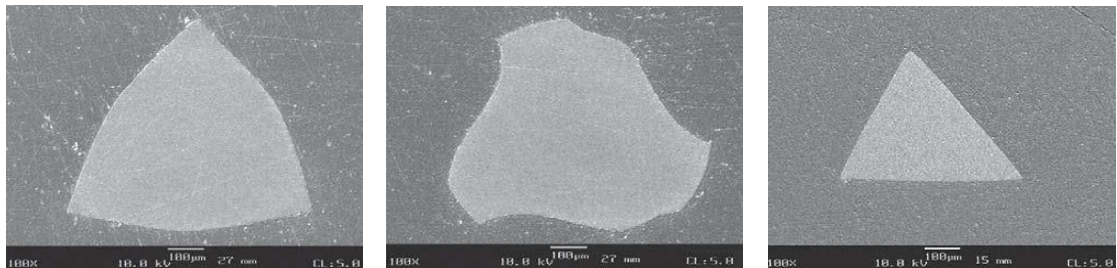


Figura 2. Sección transversal de la parte activa de diferentes instrumentos rotatorios. Tomado de Cohen S. 2011 (10).

2. CONICIDAD

La conicidad se conoce como el aumento de diámetro de la lima por cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo desde la punta hacia el mango de la lima. Por ejemplo

una lima tipo K estandarizada, en el inicio de la parte activa tienen una conicidad de 0.02, es decir, 0.02mm/mm que se refiere a que por cada milímetro que se avanza en la lima el aumento de diámetro es de 0.02mm. En la instrumentación con limas rotatorias se disponen de conicidades de 0.02, 0.04, 0.06, 0.08 y 0.10 entre varias (6,17)

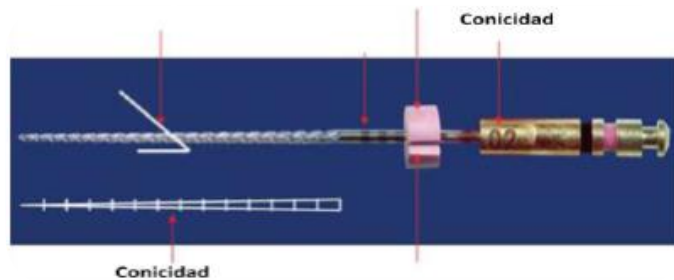


Figura 3. Representación de la conicidad de un instrumento. Tomado de McSpadden 2006 (17).

3. APOYO O SUPERFICIE RADIAL

La superficie que se proyecta axialmente desde el eje central en el extremo del borde cortante que queda entre las estrías. La superficie radial toca las paredes del conducto en la periferia de la lima y reduce la tendencia a enroscarse en el conducto, el transporte del conducto, la propagación de micro fracturas en la circunferencia, soporta el borde cortante y limita la profundidad de corte (10).

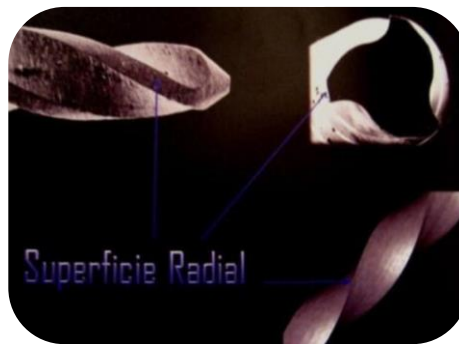


Figura 4. Superficie radial de la lima. Tomado de De Toledo R., Azevedo, M y García C, 2009.

4. ESTRÍA

Las estrías de las limas son los surcos en la superficie de trabajo que recogen los tejidos blandos y las esquirlas de dentina que se van eliminando de las paredes del conducto. La efectividad de la estría va a depender de su profundidad, ancho y

configuración. Dependiendo del instrumento puede ser constante o variable, el paso variable disminuirá la tendencia de la lima a enroscarse dentro del conducto radicular (10,17).



Figura 5. Estría de la lima. Tomado de Toledo, R., Azevedo, M y García, C. 2009 (6).

5. BORDE CORTANTE

También conocida como hoja de lima, es la superficie de mayor diámetro a continuación del surco (en la intersección de la estría con el surco) al girar forma el borde cortante. Este forma y arrastra esquirlas de las paredes del conducto, al mismo tiempo que corta y desgarrar los tejidos blandos. Su eficacia depende del ángulo de incidencia o de ataque y de la agudeza (10).

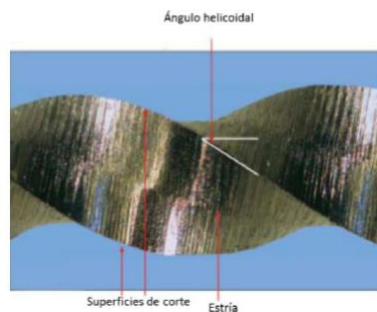


Figura 6. Vista lateral de la lima que muestra el ángulo helicoidal, la superficie de corte y la estría. Tomado de: McSpadden, John T. 2006 (17).

6. ÁNGULO DE CORTE O ATAQUE

Si se secciona una lima perpendicularmente a su eje longitudinal, el ángulo de inclinación o de ataque es el ángulo formado por el borde guía y el radio de la lima. Si el

ángulo formado por el borde guía y la superficie a cortar (su tangente) es obtuso, se dice que el ángulo de ataque es positivo o cortante. Si el ángulo es agudo, se dice que es negativo o rasgador (10).

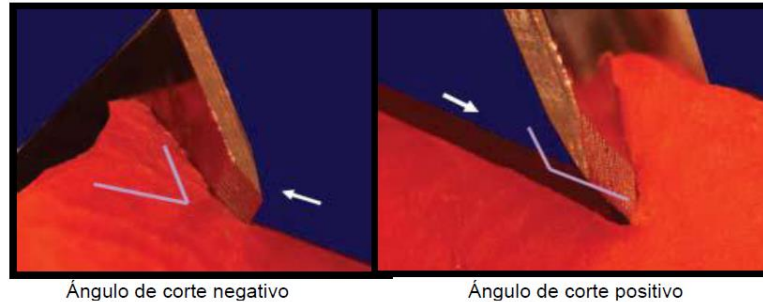


Figura 7. Representación del ángulo de corte negativo y positivo. Tomado de McSpadden, John T, 2009 (17).

7. ÁNGULO HELICOIDAL

Es el ángulo que se forma entre la superficie cortante y el eje longitudinal del instrumento y se encarga de remover los restos de dentina que se acumulan en la estría. Cuanto mayor es este ángulo, mayor número de estrías hay por unidad de área, aumentando la flexibilidad del instrumento, el número de áreas o puntos de contactos, la eficacia de corte y la probabilidad de la fractura. Por el contrario cuando el ángulo helicoidal es menor, hay pocas estrías, disminuyendo la flexibilidad, los puntos de contacto y la eficacia de corte (6,17).

8. PITCH O PASO

El paso de la lima es la distancia entre un punto del borde guía y el punto correspondiente del borde guía adyacente, podría ser la distancia entre puntos correspondientes en los que no se repite el mismo patrón, cuanto más pequeño sea el pitch o más corta la distancia entre los puntos correspondientes, más espirales tendrá la lima y mayor será el ángulo helicoidal (10).

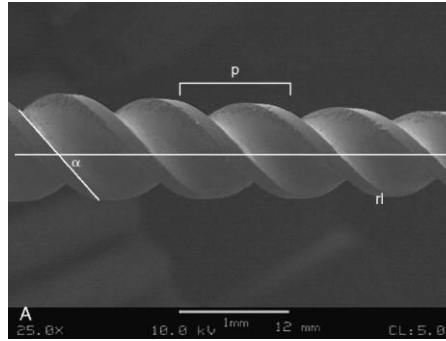


Figura 8. Vista lateral de una lima que muestra los detalles del ángulo de las espiras, el paso de espira (p, pitch) y la presencia de áreas guía o apoyos radiales (rl, radial lands).
(Micrografía electrónica de barrido. Tomado de Cohen S. 2011 (10).

9. DISEÑO DE PUNTA

Es el extremo más delgado de la porción activa, se clasifican en activa e inactiva y dependen de la profundidad del final de la superficie cortante y de la estría, con relación al término efectivo del instrumento. Hoy en día, las limas rotatorias poseen puntas inactivas, a manera de evitar desviaciones del conducto y perforaciones. La rigidez, la flexibilidad y la capacidad para permanecer a lo largo del eje mayor del conducto radicular dependen de la actividad o inactividad de la punta y de su proximidad con la superficie radial. Esta característica hace que la punta del instrumento sea más o menos efectiva y le posibilitan mantenerse dentro de conducto sin desviarse (6,17).

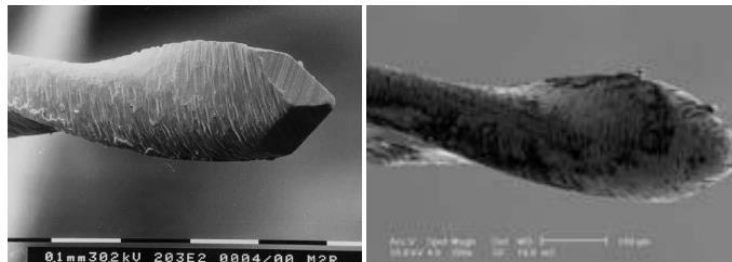


Figura 9. Punta activa (izquierda) e inactiva (derecha) de diferentes limas Mtwo.
Tomado de: Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F, 2006 (18).

10. NÚCLEO

El núcleo es la parte cilíndrica del centro de la lima, su circunferencia esta bordeada y limitada por la profundidad de las estrías. La flexibilidad y resistencia a la torsión está parcialmente determinada por el diámetro del núcleo que puede variar a lo largo de la lima (6,17).

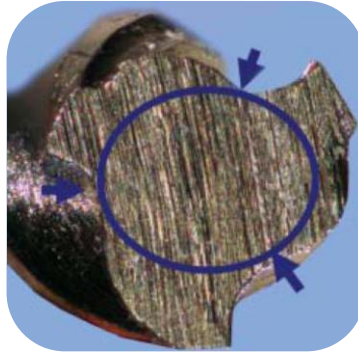


Figura 10. La circunferencia limita el núcleo de la lima. Tomado de McSpadden, John T, 2009 (17).

FRACTURAS DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO

A pesar de la elevada resistencia y flexibilidad de los instrumentos de NiTi, se puede producir la fractura, especialmente después del uso prolongado. Desafortunadamente muchas de estas fracturas ocurren sin signos visibles de deformación permanente. En términos básicos, la dureza de un instrumento se debe a las fuerzas cohesivas entre los átomos, si las fuerzas que tienden a deformar el instrumento incrementan, la fuerza para separar los átomos también se incrementa y la atracción entre ellas disminuye, entonces la fractura ocurre cuando la carga excede o supera la fuerza de atracción de los átomos (17). La fractura de la lima puede ocurrir por 2 razones:

1. FRACTURA POR TORSIÓN

La falla por sobrecarga ocurre cuando la punta o alguna parte del instrumento se atascan en el conducto, pero el resto de la lima que se encuentra en la pieza de mano, sigue rotando, incluso cuando distintas porciones del instrumento rotan a velocidades angulares

diferentes como consecuencia de heterogeneidades en las condiciones friccionales a lo largo del conducto. El esfuerzo torsional de un instrumento es causado principalmente por la fuerza de corte; por las fuerzas de enroscamiento debido a que las hojillas en espiral se enganchan en las paredes del conducto sin remover los restos de dentina que se forman; por las fuerzas de abrasión de las superficies no cortantes del instrumento contra las paredes del conducto, y por la acción que ejercen los restos de dentina en las paredes del conducto cuando éstos se acumulan en las estrías del instrumento. Para mejorar el comportamiento del instrumento se deben diseñar características que conduzcan a disminuir estas fuerzas. Un instrumento con un diámetro mayor puede resistir mejor las fuerzas torsionales que uno con un menor diámetro (17,19).

Los instrumentos con diámetros pequeños son más propensas a la fractura con la aplicación de torsión. Sin embargo, cuando un instrumento de menor diámetro se atasca en el conducto, generalmente se puede detectar y prevenir la fractura si esa parte del instrumento fue la única que se atascó en el conducto. Cuando la diferencia entre el diámetro más pequeño y el diámetro más grande es mínima, el incremento en el torque es generalmente el resultado del incremento de la presión aplicada. Si el torque y la presión requerida para rotar la porción del instrumento con mayor diámetro exceden el torque requerido para romper la porción con el diámetro más pequeño, el instrumento es particularmente vulnerable cuando se atasca el diámetro más grande ya que el esfuerzo de la porción más pequeña no puede ser detectado (17).

2. FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA

Ocurre por un sistema alternante de carga o esfuerzo que acumula un daño causando micro grietas que se acumulan en el material y su posterior propagación de acuerdo a los postulados de la mecánica de fractura lineal elástica. Una vez que estas grietas durante su propagación han consumido sustancialmente el área de la sección transversal del material, ya este sólido no será capaz de soportar la sollicitud mecánica y en consecuencia fallará por sobrecarga, fenómeno que comúnmente es denominado fatiga y para el caso particular de los instrumentos rotatorios, éstas comúnmente se ven sometidas a una primera aproximación a los denominados ciclos de inversión completa (17).

La fatiga del metal es el factor más importante que conduce a la separación de instrumentos. Esto es especialmente predominante cuando se trabaja en los conductos radiculares curvos, donde la mitad del instrumento está en tensión (fuera de la curva) y la otra mitad en la compresión (en el interior de la curva), siendo el mayor estrés en la curvatura, este tipo de falla ocurre en un 44.3% según lo reportado por Boonrat Sattapan *et al.*, en su estudio titulado “Defectos de las limas rotatorias de Níquel-Titanio después del uso clínico”(12, 20).

Por lo tanto, la fatiga es el resultado de cualquier esfuerzo repetitivo que ocurre predominantemente durante la flexión, mientras que el instrumento rota en un conducto curvo. Un instrumento puede soportar un mayor esfuerzo durante una sola rotación que después de numerosas rotaciones. La fatiga del metal puede comenzar en minutos por defectos que haya sobre la superficie del instrumento o en puntos de concentración de estrés en el diseño que resultan en la formación de grietas y para propagar una grieta se requiere menos esfuerzo que para formarla, por ello la fractura por fatiga es insidiosa e inadvertida. Las fracturas por fatiga se pueden complicar en presencia de discontinuidades geométricas, porosidades, inclusiones y sobrecalentamiento durante la fabricación (17).

Generalmente mientras más grande es el esfuerzo de tensión y el esfuerzo de compresión, es mayor el esfuerzo total del instrumento, lo que se conoce como amplitud de esfuerzo o esfuerzo alternante. Mientras más pequeño sea el diámetro de un instrumento, éste puede rotar por más tiempo en un conducto sin que se fracture por fatiga.

La resistencia de un instrumento a la fatiga tiene una cercana relación inversa con el cuadrado del radio del mismo. De esta manera, un instrumento de 0.20 mm de diámetro puede resistir aproximadamente un 50% más de fatiga que un instrumento de diámetro 0.25 mm, aun cuando la diferencia de diámetro es de 0.05 mm. La conicidad también juega un papel importante en la resistencia a la fatiga, ya que hay un mayor esfuerzo en un instrumento con mayor conicidad (17).

FACTORES QUE CONDICIONAN A LA FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA

1. RADIO Y ÁNGULO DE LA CURVATURA DEL CONDUCTO

Los factores radio y ángulo de curvatura son independientes el uno del otro, de tal manera que dos conductos con el mismo ángulo pueden tener diferente radio de curvatura.

El ángulo de curvatura es definido como el número de grados en el arco de un círculo entre el comienzo y el final de una curvatura. El radio de curvatura, para conductos con el mismo ángulo, describe que tan abrupta es la desviación del conducto en relación a la línea recta y mientras más pequeño sea el radio de curvatura, la desviación del conducto será más abrupta (21).

Schneider (1971) describió el método más fácilmente aplicable para determinar el grado de curvatura de los conductos y consiste en el trazado de una línea recta paralela al eje largo del diente y una segunda línea recta empezando desde el vértice hasta que se encuentra con la primera línea recta en el lugar donde el conducto comienza a moverse lejos del eje largo (22).

También dividió los conductos radiculares según sus grados de curvatura en: conductos radiculares rectos ($<5^\circ$), conductos ligeramente curvos ($10-20^\circ$) y conductos muy curvos ($25-70^\circ$) (22).

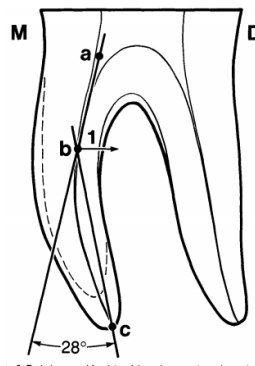


Figura 11. Método de Schneider (1971) para determinar el ángulo de curvatura (22).

Weine reportó que las curvaturas superiores a 30 grados, dan lugar a complicaciones en la preparación del conducto radicular y desarrolló método alternativo para determinar el ángulo del conducto radicular, proponiendo el trazo de una línea recta desde la entrada del conducto a través de la parte coronal de la curva y una segunda línea siguiendo la porción apical de la curva partiendo del ápice radicular. De esta manera se calcula el ángulo formado por estos dos trazos (23).

Posteriormente, Pruet *et al.* presentaron un nuevo parámetro descrito como el "radio de curvatura" para la medición de la curvatura de los conductos. Para determinar estos parámetros, cómo se puede observar en la figura de abajo, una línea recta es dibujada a lo largo del eje largo de la porción coronal recta del conducto y una segunda línea es dibujada a lo largo del eje largo de la porción apical recta del conducto. Existe un punto en cada una de estas líneas en el cual el conducto se desvía para comenzar o terminar la curvatura del conducto, la porción curva del conducto está representada por un círculo con tangentes en estos dos puntos. El ángulo de curvatura es el número de grados en el arco del círculo entre estos dos puntos. El ángulo de curvatura también puede ser definido por el ángulo formado por las líneas perpendiculares dibujadas en los puntos de desviación que interceptan en el centro del círculo, la longitud de estas líneas es el radio del círculo y define el radio de la curvatura del conducto en milímetros. Este parámetro representa que tan abrupto es un ángulo específico mientras el conducto se desvía de la línea recta. Mientras más pequeño sea el radio de curvatura, la desviación del conducto será más abrupta (12).

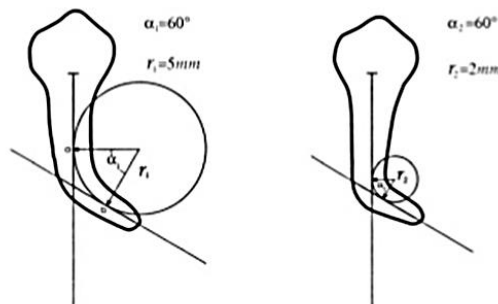


Figura 12. Método de Pruet para calcular el ángulo y radio de la curvatura.

Tomado de Pruet JP. 1997 (12).

En este estudio, Pruett *et al.* en 1997 evaluaron el efecto del ángulo y el radio de la curvatura del conducto en la resistencia a la fatiga en flexión rotativa. Se probaron instrumentos dentro del conducto con un radio de 2 mm, 5 mm y 10 mm, los conductos con menor radio soportaban menor número de rotaciones. Los estudios en ángulos de curvatura de 30°, 45°, 60° y 90° demostraron que mientras más grande es el ángulo, la curva es más severa y hay menor expectativa de vida, lo cual sugiere condiciones más severas en el estado de esfuerzo que genera la fatiga en el material (12).

2. CONICIDAD Y DIÁMETRO DEL INSTRUMENTO

Los instrumentos con diámetros grandes resisten menos a la fatiga que los de diámetro pequeño en la instrumentación de conductos curvos. Estudios clínicos previos de fatiga realizados por Gambarini *et al.* reportaron que los instrumentos con una menor conicidad eran significativamente más resistentes a la fatiga que aquellos con grandes conicidades, ya que, al incrementar el diámetro en el punto de máxima flexión del conducto se disminuye el tiempo necesario para la fractura. De esta manera, el tiempo de fractura es inversamente proporcional al diámetro del instrumento (24).

3. VELOCIDAD DE ROTACIÓN

Gabel *et al.*, en su estudio publicado en 1999, fueron los primeros en considerar que la velocidad podría influir en la incidencia de fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi. En este estudio se demostró que al incrementar la velocidad de rotación de 166.67 rpm a 333.33 rpm se incrementaba la incidencia de fractura hasta 4 veces. Este resultado pareciera ser contradictorio con la teoría clásica de fatiga, en donde si la frecuencia del ensayo no es incrementada en varios órdenes de magnitud, esto en ambientes no agresivos no explica cambios en la expectativa de vida (25).

Kitchens, Liewerhr y Moon, en el 2007, consideraron que más importante que la velocidad de rotación, era la cantidad de rotaciones que podía realizar el instrumento antes de fracturarse, y si esta variaba al aumentar o disminuir la velocidad de rotación. Ellos demostraron que el número de rotaciones que realiza un instrumento hasta fracturarse permanece constante sin importar la velocidad de rotación del mismo. Sin embargo, es

importante considerar que a mayor velocidad es menor el tiempo necesario para alcanzar el número de rotaciones donde se fracturará el instrumento (26).

Sin embargo, Lopes *et al.*, en 2009, publicaron un estudio donde también consideraban los ciclos rotatorios de cada instrumento antes de fracturarse, en este caso ellos concluyeron que la velocidad si afectaba la cantidad de rotaciones que podía realizar un instrumento en flexión antes de fracturarse, de forma inversamente proporcional, considerando que esto se debía a que la temperatura incrementa proporcionalmente con la velocidad de rotación. Este incremento en la temperatura conlleva a un rápido incremento de la tensión, ocasionando una fractura por fatiga precoz (27).

De todo esto podemos deducir que, a mayor área de sección transversal del instrumento, masa de metal, conicidad del instrumento, ángulo de curvatura del conducto y a menor radio de curvatura, será menor la resistencia del instrumento a la fatiga cíclica.

DISPOSITIVOS PARA EVALUAR LA FATIGA CÍCLICA DE LOS INSTRUMENTOS NÍQUEL-TITANIO

Actualmente no existen especificaciones o estándares internacionales para evaluar la fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi. El modelo experimental ideal involucra la instrumentación de conductos curvos en dientes naturales. Sin embargo, en estos modelos el diente sólo podría ser utilizado una vez, ya que la forma del conducto cambiaría con la instrumentación, por lo que se hace imposible estandarizar las condiciones experimentales. Adicionalmente, cumplir con tal conclusión nos alejaría sustancialmente del propósito de establecer la vida a la fatiga intrínseca de la herramienta y limitaría el ensayo a una simple caracterización simulada, la cual sólo da respuesta a la condición específica que evalúa. Como consecuencia, aquellos investigadores interesados en evaluar esta característica de los instrumentos han desarrollado diferentes dispositivos para tal propósito (28).

El modelo experimental adoptado para evaluar la fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi es la flexión-rotativa. Estos dispositivos permiten que el instrumento rote hasta fracturarse utilizando curvaturas con diferente geometría (28).

Estos dispositivos, donde el conducto artificial se construía bien sea con vidrio o acero, presentaban una desventaja; el diámetro interno de estos tubos era mayor que el de los instrumentos utilizados, por lo que no restringían de forma adecuada el mango del instrumento lo que permitía que este retornara a su posición original, produciendo una trayectoria de ángulo mayor y menor radio, de forma no predecible ni reproducible, ocasionando resultados no confiables e inconsistentes (28).

Sin embargo, debido a que los instrumentos rotatorios poseen conicidad y diferentes diseños transversales, las propiedades de flexión de cada instrumento varían dependiendo en gran medida de sus propiedades físicas y geométricas. Lo que impide que se puedan comparar de forma consistente entre sí diferentes instrumentos (28).

El siguiente dispositivo mejora las limitaciones de otros. Cada conducto fue diseñado para cada instrumento según su tamaño y conicidad por lo que está claramente definida la trayectoria del instrumento. En los casos donde el tamaño del conducto no coincide con el del instrumento rotatorio, la trayectoria del mismo no corresponderá a los parámetros planteados, debido al componente elástico del material que tenderá a enderezarse, por lo que habrá una reducción en la curvatura y un aumento del radio estudiado (28).

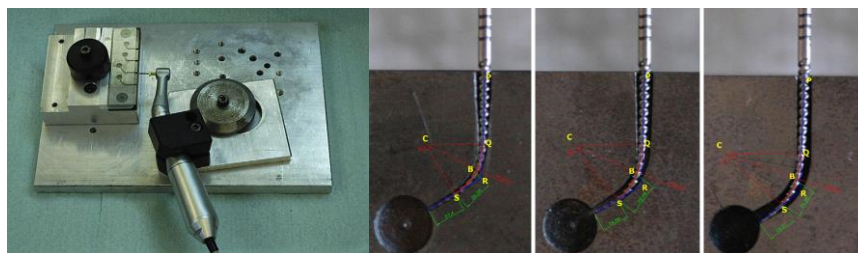


Figura 13. Diferentes trayectorias de un instrumento debido a la diferencia en la geometría del conducto artificial. Dispositivo utilizado por Plotino y *et al.*, en 2006.

Tomado de Plotino G, Grande M. 2009 (28).

Un conducto fabricado específicamente para el tamaño y conicidad del instrumento NiTi, garantiza la trayectoria del mismo y permite que este sea repetible en términos de radio y ángulo de curvatura. Esto permite la comparación de resultados en cuanto a la

fatiga y la expectativa de vida entre diferentes instrumentos de forma consistente y confiable (28).

SISTEMAS ROTATORIOS

1. INSTRUMENTO ROTATORIO WAVEONE GOLD

Posteriormente a las limas Wave One, se diseñó el sistema WaveOne Gold en 2015, estos instrumentos se fabrican utilizando un nuevo proceso térmico propiedad de DENTSPLY, que produce un instrumento NiTi súper elástico. El proceso “GOLD” es un procedimiento posterior a la fabricación en el cual los instrumentos de NiTi se tratan térmicamente y se enfrían lentamente. Desde una perspectiva técnica, el tratamiento térmico modifica las temperaturas de transformación (inicio austenítico y acabado austenítico), y esto tiene un efecto positivo en las propiedades del instrumento. Mientras que este proceso le da al instrumento su distintivo acabado dorado, más importante aún, mejora considerablemente su fuerza y flexibilidad muy por encima de su predecesor. Las pruebas internas de DENTSPLY han demostrado lo siguiente: la resistencia a la fatiga cíclica de WaveOne Gold Primary es un 50% mayor que la de WaveOne Primary (que es dos veces mayor que la mayoría de los sistemas de archivos rotativos estándar) y la flexibilidad de WaveOne Gold Primary es del 80% mayor que el de WaveOne Primary (29), proporcionando una mayor seguridad de preparación del conducto.

Hay cuatro tamaños de punta en el sistema recíprocante WaveOne Gold: Small (20.07, amarillo), Primary (25.07, rojo), Medium (35.06, verde) y Large (45.05, blanco) están disponibles en tres longitudes clásicas: 21, 25 y 31 mm y tienen un mango corto de 11 mm para mejorar el acceso a los dientes posteriores (fig. 14). Además, acorta en un 23% el tiempo de preparación del conducto, y reduce aún más la fatiga cíclica (30).



Figura 14. Instrumento WOG en sus diferentes calibres

La sección transversal de WaveOne Gold es un paralelogramo con dos filos de corte de 85 grados (fig. 15) en contacto con la pared del conducto, alternando con una sección transversal descentrada DENTSPLY patentada donde solo un borde de corte está en contacto con la pared del conducto. Disminuir el área de contacto entre la lima y la pared del conducto reduce el atascamiento (bloqueo del estrechamiento) y, en conjunto con un ángulo helicoidal constante de 24 grados a lo largo de la longitud activa del instrumento, asegura poco o ningún atornillado. El espacio adicional alrededor del instrumento también asegura espacio adicional para la remoción de escombros mejorada. La punta de WaveOne Gold es ojival, redondeada y semi-activa, modificada para reducir la masa del centro de la punta y mejorar su penetración en cualquier conducto asegurado con una trayectoria de planeo confirmada, suave y reproducible (29).

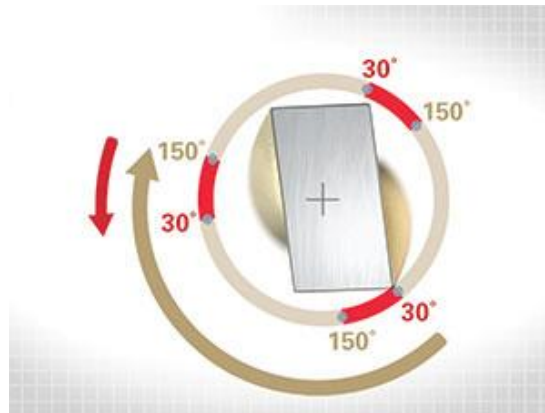


Figura 15. Corte transversal de instrumento WOG

Diferencias entre ambos sistemas:

1. El sistema WaveOne está hecho en M-Wire y el nuevo WaveOne Gold tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada GOLD proporcionando mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica.
2. El sistema Wave One tiene una sección triangular convexa pura de D9 a D16 y modificada de D1 a D8, en cambio el sistema Wave One Gold, presenta una sección de paralelogramo con aristas a 85°.

3. La técnica de instrumentación para este sistema es la corono-apical con un lento movimiento de picoteo y presión apical ligera. Es indispensable realizar una correcta cavidad de acceso, localización y entrada a los conductos:

Se usa una lima manual tipo K # 10 para verificar una trayectoria de deslizamiento de toda la longitud del conducto. Se negocia esta trayectoria hasta por lo menos 0.15mm usando limas manuales hasta un #20 a 25, o se puede utilizar un ProGlider o PathFile (DENTSPLY). Se inicia el procedimiento de conformación con la lima Primary en presencia de hipoclorito de sodio. Utilizando una suave presión hacia dentro del conducto permitiendo que lima Primary progrese pasivamente a través del conducto hasta sentir una resistencia. Se remueve la lima Primary y se limpian las estrías de la lima, se irriga y se recapitula con la lima K # 10. Se continúa con la lima Primary, en dos o tres pasos, para pre-ampliar la parte coronal de dos tercios del conducto. Posteriormente se establecerá la longitud de trabajo con una lima manual autoajustable, se debe confirmar la permeabilidad. Se instrumenta a toda la longitud de trabajo con la lima Primary en uno o más pasos. Al alcanzar la longitud de trabajo retire el instrumento para evitar sobre-instrumentación apical.

Pedullà *et al.*, en un estudio comparó la WaveOne Gold en la formación de microfisuras después de la preparación del conducto realizada con otros sistemas de una sola lima como One Shape (Micro-Mega), F6 SkyTaper (Komet Italia), HyFlex EDM (Coltene), WaveOne (Dentsply), Reciproc (VDW). Como resultados obtuvo que todos los sistemas probados causaron microfisuras, principalmente en la sección apical (3 mm). HyFlex EDM (33,3%) y WaveOne Gold (58,3%) mostraron menos microfisuras que otros sistemas (30).

Además, Pedullà *et al.*, sugieren que, dentro de las limitaciones de su estudio, la flexibilidad de los instrumentos de NiTi debido al tratamiento térmico parece tener una influencia significativa en la formación de grietas dentinarias (30).

2. INSTRUMENTO ROTATORIO V-TAPER 2H

Posteriormente a la lima V-Taper, se diseñó el sistema rotatorio V-Taper 2H en el año 2016, estos instrumentos se fabrican con un nuevo tratamiento térmico propiedad de SS White llamado “Therma Flex”, este procesamiento patentado de los instrumentos V-Taper 2H reduce la memoria de forma (tendencia a enderezarse), de esta manera se asegura la instrumentación del conducto radicular sin realizar transportaciones y preservando la anatomía del conducto radicular. Desde una perspectiva técnica, el tratamiento térmico modifica las temperaturas de transformación (inicio austenítico y acabado austenítico), y esto tiene un efecto positivo en las propiedades del instrumento. Mientras que este proceso le da al instrumento su distintivo acabado azul, más importante aún, mejora considerablemente su fuerza y flexibilidad muy por encima de su predecesor.

Hay 11 tamaños de punta en el sistema rotatorio V-Taper 2H: 17/.04, 20/.06, 22/.07, 25/.06, 25/.08, 30/.06, 30/.08, 35/.06, 40/.06, 45/.06, 50/.06. Están disponibles en tres longitudes clásicas: 21, 25 y 31 mm.

Es un instrumento que tiene un corte transversal de triple hélice, esto lo hace un instrumento con corte positivo, tiene punta no cortante, lo cual reduce el riesgo de perforación, un ángulo helicoidal y un pitch variable, esto para evitar que el instrumento se atore en el conducto radicular y se genere una fractura por torsión.

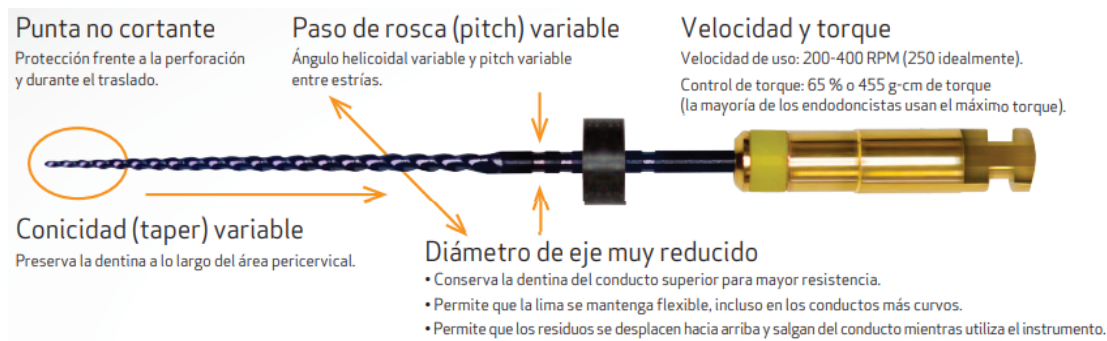


Figura 16. Lima V-Taper 2H

Los conductos radiculares tienen dimensiones cambiantes, nunca tienen una proporción de conicidad constante y esto lo sabe bien el sistema de limas V-Taper 2H por ello, cuentan con un diseño de conicidad variable. Las limas cuentan con una "V" cambiante en medida decreciente en conicidad que va desde la punta al mango para conservar más dentina en la parte coronal del conducto radicular. Cuenta con un núcleo amplio, resistente y flexible por su diseño central parabólico llamado Safe-Core™ que reduce la probabilidad de separación.



Figura 17. Corte transversal de la lima V-Taper 2H

CINEMÁTICAS DE MOVIMIENTO

1. MOVIMIENTO RECIPROCANTE

Instrumentos de NiTi se han utilizado tradicionalmente con un movimiento de rotación continuo, pero en los últimos años se ha introducido un nuevo enfoque para el uso de instrumentos de NiTi, con un movimiento de vaivén. El movimiento recíprocante es una innovación reciente en sistemas de instrumentación de NiTi, que pretenden resistir mejor la separación de instrumentos, permitiendo así el tratamiento más fácil y acortando la curva de aprendizaje para los sistemas de instrumentos de NiTi. El movimiento recíprocante se ha utilizado ampliamente con las limas de acero inoxidable, en el desarrollo de instrumentación mecánica endodóntica. Sin embargo, este movimiento aplicado a los instrumentos de NiTi tiene muchas diferencias respecto a la utilizada con los de acero inoxidable (31, 32).

En el estudio de Yared *et al.*, sólo un instrumento rotatorio ProTaper F2 se utilizó para la preparación del conducto en un sentido horario (CW) y el movimiento en sentido

antihorario (CCW). Las rotaciones en CW y CCW utilizadas por Yared eran cuatro décimas y dos décimas de un círculo respectivamente y la velocidad de rotación era 400 rpm. El concepto de usar un solo instrumento NiTi para preparar todo el conducto es interesante, y es posible debido a movimiento recíprocante, ya que se cree, reduce el estrés de la instrumentación. Datos de la literatura ha demostrado que el movimiento recíprocante puede extender la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi en comparación con la rotación continua. Además, estos resultados positivos han sido un paso inicial para estudios adicionales debido a que existen diferentes movimientos recíprocantes y diversos diseños de instrumentos que pueden ser utilizados en la práctica clínica, lo que afecta a los resultados generales (31).

2. MOVIMIENTO ROTACIÓN CONTINUA

Los motores con cinemática de movimiento de rotación continua, el cual como su nombre lo dice, genera un movimiento de rotación continua de 360° en sentido horario, se introdujeron en el año 1964 con el sistema GIROMATIC de la casa comercial Micro Mega S.A., sin embargo, sobrevivieron un período corto de tiempo debido a los constantes fracasos que ocasionaban, así como por la frecuente fractura de instrumentos y por la falta de sensación táctil que transmitían, cabe recalcar que en este tipo de motores sólo se utilizaban instrumentos de acero inoxidable (6).

Posteriormente en el año de 1985 se introdujo la segunda generación de piezas de mano automatizados, uno de estos era el sistema CANAL FINDER, el cual fue desarrollado en Francia por Guy Levy, con el objetivo de sustituir la instrumentación manual, ofreciendo mayor seguridad y rapidez de trabajo (6).

La instrumentación rotatoria con instrumentos de níquel-titanio representó una verdadera “revolución en la técnica endodóntica”, ya que permitió un tratamiento de conductos radiculares de manera más eficaz dada por una instrumentación más rápida, principalmente en conductos radiculares obliterados y curvos (6).

3. MOVIMIENTO ADAPTATIVO

TF Adaptive emplea una tecnología de movimiento único patentado, que se adapta automáticamente a la instrumentación en estrés. Cuando el instrumento TF Adaptive no es (o muy ligeramente) atascado en el conducto el movimiento se puede describir como una rotación continua, lo que permite una mayor eficiencia y eliminación de restos de corte, ya que la sección transversal y el diseño de las estrías están diseñadas para rendir al máximo en un movimiento hacia la derecha (33).

Más precisamente, se trata de un movimiento interrumpido con los siguientes ángulos horario-antihorario (CW-CCW): 600-0 °. Este movimiento interrumpido no es tan eficaz como la rotación continua en el corte lateral, lo que permite el cepillado óptimo o presentación circunferencial para una mejor remoción de escombros en los conductos ovalados, sino que también minimiza los errores iatrogénicos mediante la reducción de la tendencia de "atornillamiento" que se ve comúnmente con instrumentos de NiTi de gran conicidad. Por el contrario, a un mayor estrés de instrumentación y fatiga del metal, el movimiento del instrumento TF Adaptive cambia a un modo de reciprocidad, con ángulos de CW y CCW diseñados específicamente que varían de 600 -0° hasta 370-50°, según el estrés intraconducto colocado en el instrumento (34).

Por tanto, este movimiento "adaptativo" está destinado a reducir el riesgo de fracaso intraconducto, sin afectar al rendimiento, debido al hecho de que el mejor movimiento para cada situación clínica se selecciona automáticamente por el motor adaptativo (33).

JUSTIFICACIÓN

La fractura de instrumentos de NiTi es uno de los accidentes más frecuentes que pueden suceder durante la instrumentación de conductos, afectando el pronóstico del tratamiento y resultando un contratiempo desagradable durante el tratamiento.

Dichos instrumentos suelen fallar por la acción combinada de tensión, torsión y carga cíclica, la cual es responsable de la rotura de los instrumentos rotatorios de NiTi.

Actualmente existen estudios que determinan la fatiga cíclica de algunos instrumentos de NiTi tanto en rotación continua como movimiento adaptativo. Dado que existe una amplia variedad de limas rotatorias NiTi es importante conocer el comportamiento de los instrumentos rotatorios en cuanto a la resistencia a la fatiga, ya que ayudará a elegir el mejor instrumento para cada caso y permitirá evitar cualquier complicación que interfiera en la adecuada limpieza y conformación del conducto radicular, así como evitar la fractura de dichos instrumentos.

Por ello se propuso un estudio comparativo de la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de los sistemas Wave One Gold y V-taper 2H los cuales son ampliamente recomendados y utilizados para la instrumentación de conductos curvos, por sus diferentes procesos de fabricación que las hace más flexibles y resistentes a la fatiga cíclica; todos serán accionados por el movimiento de rotación convencional, un movimiento de reciprocación parcial, el cual será efectuado por el motor X-Smart Plus de Dentsply y un movimiento de reciprocación híbrida, efectuado por el motor Elements de SybronEndo, el cual combina los dos tipos de movimientos, si en dicho movimiento llegase a existir la presencia de resistencia en la lima al llegar al mayor grado de curvatura del conducto cambia a movimiento recíproco y de esta manera el estrés generado por la fatiga cíclica será menor.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de 2 instrumentos rotatorios NiTi bajo la influencia de 3 movimientos de rotación en conductos curvos simulados.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Establecer el tiempo hasta la fractura de cada instrumento.
2. Determinar la longitud del fragmento separado de cada instrumento.
3. Establecer qué movimiento de rotación genera mayor resistencia a la fatiga cíclica en las limas rotatorias.

MATERIAL Y MÉTODOS

DISEÑO DEL ESTUDIO

El estudio es de carácter transversal, analítico, experimental y prospectivo.

VARIABLES Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Tabla 1. Cuadro de variables

Nombre de la variable	Tipo de variable	Indicador	Escala de medición	Objetivo a cumplir	Análisis estadístico
Tiempo	Dependiente	Tiempo en fracturarse el instrumento	Cuantitativa	#1	Anova de dos vías Prueba de Tukey
Sistema rotatorio	Independiente	WaveOne Gold V-Taper 2H	Cuantitativa Ordinal Colectiva	#1	Anova de dos vías Prueba de Tukey
Porción del instrumento fracturado	Independiente	Milímetros de la porción fracturada del instrumento	Cuantitativa Ordinal	#2	Anova de dos vías Prueba de Tukey
Movimiento recíprocante (Reciprocación parcial)	Dependiente	Movimiento generado por el motor X-Smart Plus con ángulos de reciprocidad variables (150°-30°)	Cuantitativa	#3	Anova de dos vías Prueba de Tukey
Movimiento rotatorio	Dependiente	Movimiento generado por el motor Elements de SybronEndo, el cual gira en un solo sentido (360°)	Cuantitativa	#3	Anova de dos vías Prueba de Tukey
Movimiento adaptativo (Reciprocación híbrida)	Dependiente	Movimiento generado por el motor Elements de SybronEndo con ángulos de reciprocidad variables	Cuantitativa	#3	Anova de dos vías Prueba de Tukey

POBLACIÓN DE ESTUDIO

1. UNIVERSO

Instrumentos rotatorios de las marcas WaveOne Gold y V-taper 2H.

2. MUESTRA

90 Instrumentos rotatorios de las marcas WaveOne Gold y V-taper 2H de calibre 0.35 con conicidad 0.06.

3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

3.1 Instrumentos rotatorios de las marcas WaveOne Gold V-taper 2H de calibre 0.35 con conicidad 0.06.

4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

4.1 Instrumentos rotatorios de las marcas WaveOne Gold y V-taper 2H de calibre 0.35 con conicidad 0.06 que estén defectuosas de fabricación.

METODOLOGÍA

Se diseñó un dispositivo para evaluar la fatiga de instrumentos de NiTi basado en el utilizado por Plotino *et al.* (26). Además se utilizó el software Solidwork 2012 para el diseño 3D del fixture con sus dimensiones físicas reales:

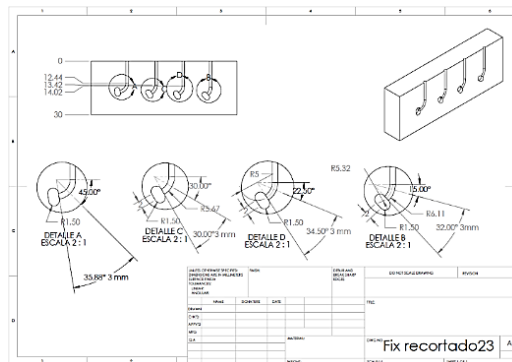


Figura18. Boceto de la fabricación del dispositivo para las pruebas de fatiga cíclica.

Este dispositivo se fabricó utilizando acero al carbón D2 en solera de 1 ½ “x ½”, donde se procesaron 4 conductos simulados con ángulos de curvatura de 45°, 30°, 22.5° y 15°.



Figura 19. Dispositivo de metal con cuatro conductos simulados de 45, 30, 22.5 y 15° de ángulo de curvatura.

El conducto artificial que se utilizó para este estudio, es el que tiene un grado de curvatura de 45°, radio de curvatura de 6 mm y un punto máximo de curvatura a 5 mm de la punta del instrumento.

El conducto artificial se cubrió con un vidrio para evitar que los instrumentos se deslicen hacia fuera y permitan la observación del instrumento cuando esté girando. La fractura fue fácilmente detectable debido a que los instrumentos fueron visibles a través de la ventana de cristal. Para reducir la fricción de los instrumentos en contacto con las paredes artificiales del conducto, se aplicó un aceite sintético de alto flujo (Service Oil F1 de la marca W&H), diseñado para la lubricación de piezas (26).

Se utilizaron 90 instrumentos rotatorios, los cuales se dividieron en 6 grupos: A1) 15 instrumentos V-Taper 2H 35/.06, A2) 15 instrumentos WaveOne Gold 35/.06, B1) 15 instrumentos V-Taper 2H 35/.06, B2) 15 instrumentos WaveOne Gold 35/.06, C1) 15 instrumentos V-Taper 2H 35/.06, C2) 15 instrumentos WaveOne Gold 35/.06. En los grupos A, se utilizará el movimiento adaptativo (reciprocación híbrida), en los grupos B, se utilizará el movimiento de rotación continua y en los grupos C, se utilizará el movimiento de reciprocación parcial.

Tabla 2. Clasificación de los grupos de instrumentos con cada movimiento.

GRUPO	MOVIMIENTO
A1 (15 V-Taper 2H)	Adaptativo (Reciprocación Híbrida)
A2 (15 WaveOne Gold)	Adaptativo (Reciprocación Híbrida)
B1 (15 V-Taper 2H)	Rotación Continuo
B2 (15 WaveOne Gold)	Rotación Continuo
C1 (15 V-Taper 2H)	Reciprocación Parcial
C2 (15 WaveOne Gold)	Reciprocación Parcial

Cada instrumento fue sometido al estudio de la siguiente manera: En el grupo A y B se colocó el instrumento en la pieza mano del motor Elements (SybronEndo, Orange, CA, USA.) con una longitud de trabajo estandarizada a 21mm. En el grupo C se colocó el instrumento en la pieza de mano del motor X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) con una longitud de trabajo estandarizada a 21mm y se utilizó una gota de aceite para pieza de mano flujo (Service Oil F1 de la marca W&H) con la finalidad de reducir la fricción entre los instrumentos y las paredes del conducto simulado.

Posteriormente se introdujo el instrumento dentro del conducto y se activó la pieza de mano del Elements Motor, (SybronEndo, Orange, CA, USA.) en la modalidad de TF Adaptive para el movimiento adaptativo en los grupos A de cada instrumento, la modalidad de Custom a una velocidad de 350 rpm en movimiento rotatorio continuo en los grupos B de cada instrumento y la modalidad de WaveOne Gold en el motor X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) para el movimiento de reciprocación parcial en los grupos C de cada instrumento . Cada grupo de instrumentos fueron girados libremente dentro del conducto hasta la fractura.

Se utilizó un cronómetro, el cual fue accionado desde el momento en que el instrumento comience a girar dentro del conducto hasta el momento de la fractura.

Una vez que el instrumento se fracturó, se registró el tiempo hasta la fractura y se removió del conducto simulado el fragmento fracturado, se procedió a medir la longitud en milímetros de la porción fracturada con un vernier.

RECOLECCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

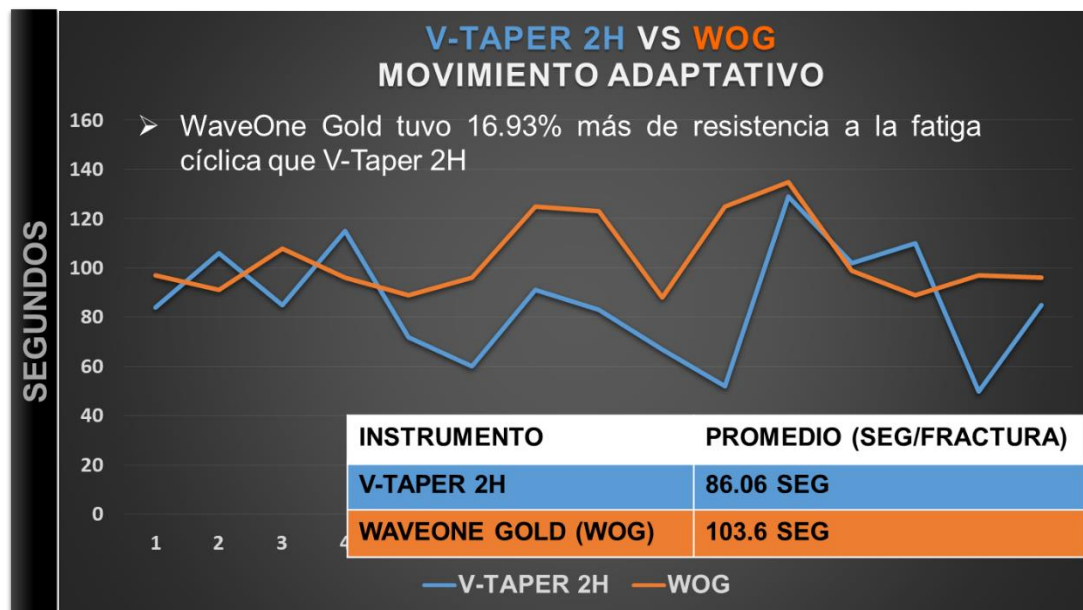
Una vez obtenidos los datos se registraron en una tabla de Excel y posteriormente se promedió el tiempo (segundos) por grupo y se procedió a realizar gráficos comparativos entre la vida útil de los diferentes instrumentos. Con los valores obtenidos se aplicaron los métodos estadísticos:

1. Anova factorial de dos vías.
2. Prueba de Tukey.

RESULTADOS

En los resultados del presente estudio, se observó que los instrumentos WaveOne Gold exhiben un tiempo mayor hasta la fractura por fatiga cíclica (103.6 segundos) que los instrumentos V-Taper 2H (86.06 segundos) cuando fueron utilizados en un movimiento adaptativo. Siendo esta una diferencia de un 16.93% mayor para el instrumento WaveOne Gold, de igual manera en la gráfica 1 podemos observar como el comportamiento del instrumento WaveOne Gold fue más estable y predecible que el del instrumento V-Taper 2H al realizarse la fractura por fatiga cíclica de los 15 instrumentos.

Gráfica 1. Movimiento adaptativo.



En el grupo correspondiente al movimiento recíprocante se observó que los instrumentos V-Taper 2H exhibieron un tiempo mayor hasta la fractura por fatiga cíclica (217.13 segundos) que los instrumentos WaveOne Gold (141.86 segundos) generando de esta forma una diferencia de un 34.66% a favor del instrumento V-Taper 2H, sin embargo, en la gráfica 2 podemos observar como el comportamiento del instrumento WaveOne Gold fue más estable y predecible que el del instrumento V-Taper 2H al realizarse la fractura por fatiga cíclica de los 15 instrumentos. Cabe mencionar que este movimiento

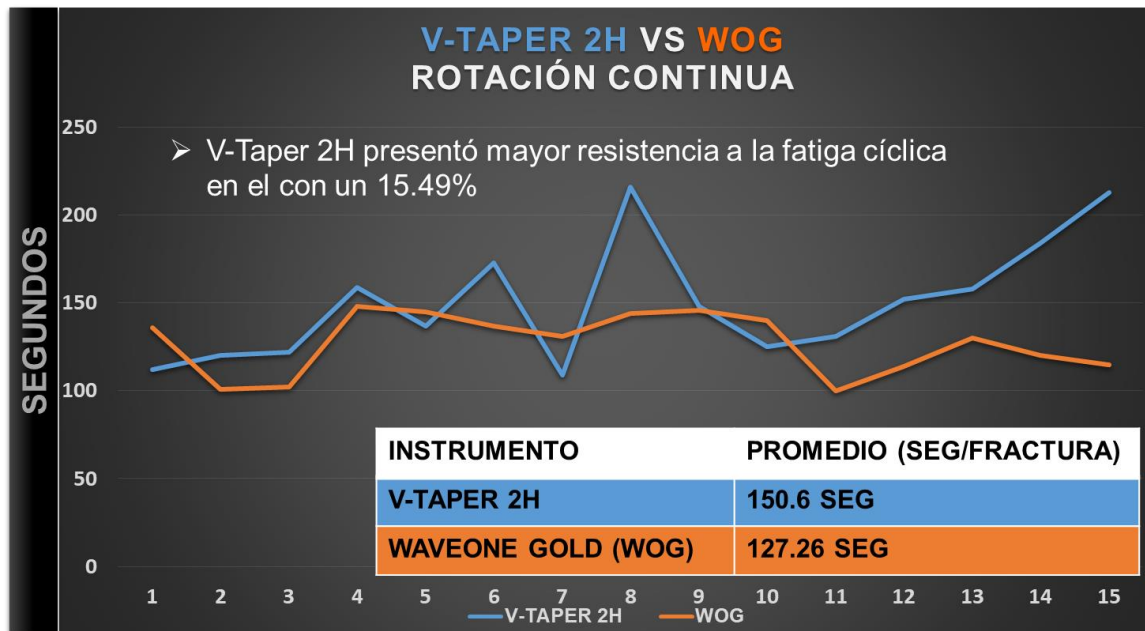
es el ideal para la utilización del instrumento WaveOne Gold y no así para el instrumento V-Taper 2H, ya que por su tipo de corte transversal estaría generando un corte mínimo al entrar en contacto con las paredes del conducto radicular.

Gráfica 2. Reciprocación parcial.



En el grupo correspondiente al movimiento de rotación continua pudimos observar que los instrumentos V-Taper 2H exhibieron un tiempo mayor hasta la fractura por fatiga cíclica (150.6 segundos) que los instrumentos WaveOne Gold (127.6 segundos) generando de esta forma una diferencia de un 15.49% a favor del instrumento V-Taper 2H, sin embargo, en la gráfica 3 podemos observar como el comportamiento del instrumento WaveOne Gold fue más estable y predecible que el del instrumento V-Taper 2H al realizarse la fractura por fatiga cíclica de los 15 instrumentos. Cabe mencionar que este movimiento es el ideal para la utilización del instrumento V-Taper 2H y no así para el instrumento WaveOne Gold, ya que por su tipo de corte transversal estaría generando un corte nulo al entrar en contacto con las paredes del conducto radicular, porque el tipo de corte transversal de este instrumento es negativo.

Gráfica 3. Rotación continua



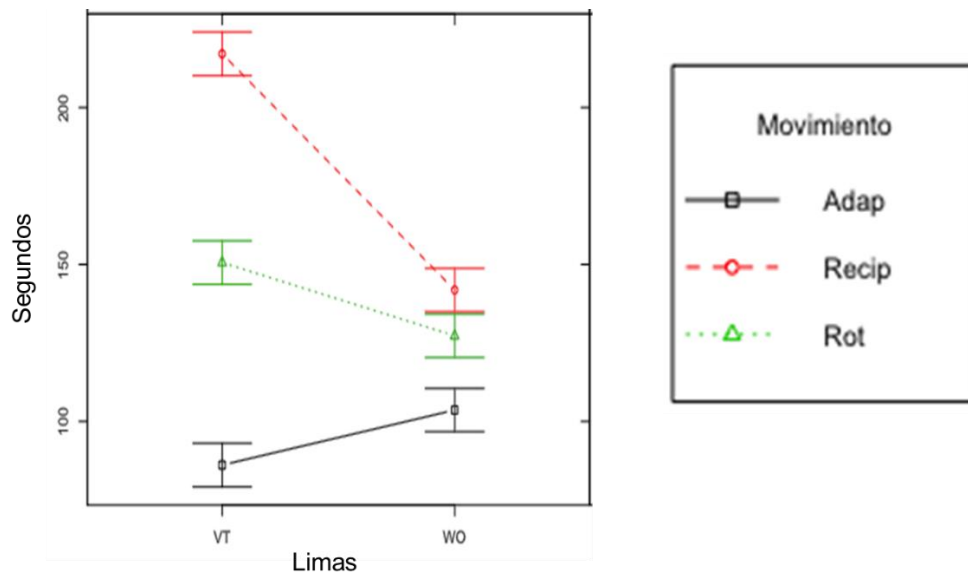
En cuanto a la determinación de la longitud del fragmento fracturado, los 6 grupos mostraron una longitud en promedio de 6mm. Estos resultados se encuentran registrados en la tabla 2.

Tabla 3. Registro de la longitud del fragmento fracturado

Instrumento y grupo	Promedio de la longitud del fragmento separado
V-TAPER 2H GRUPO A1	6.1 mm
WAVEONE GOLD GRUPO A2	5.96 mm
V-TAPER 2H GRUPO B1	6.16 mm
WAVEONE GOLD GRUPO B2	6.03 mm
V-TAPER 2H GRUPO C1	5.96 mm
WAVEONE GOLD GRUPO C2	6 mm

Una vez obtenidos estos resultados se analizaron con las pruebas estadísticas de Anova de dos vías y Tukey, en las cuales se encontró una diferencia estadísticamente significativa ($Pr(>F) 1.425e-08$) entre el uso de los instrumentos WaveOne Gold (WO) y V-taper 2H (VT) en relación con los 3 tipos diferentes de cinemáticas de movimiento. Podemos observar en la gráfica 4 que no existe una diferencia estadísticamente significativa en el tiempo generado hasta la fractura por fatiga cíclica entre los grupos correspondientes el movimiento adaptativo. Sin embargo si existe una diferencia estadísticamente significativa entre los instrumentos VT y WO correspondientes al movimiento de rotación continua, mostrando una mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica el instrumento VT. En los grupos donde se evaluaron los instrumentos VT y WO en movimiento recíprocante fue donde se mostró mayor diferencia estadísticamente significativa en el tiempo transcurrido en que se generó la fractura de los instrumentos, siendo mayor el tiempo de resistencia a la fractura por fatiga cíclica del instrumento VT que el de WO.

Gráfica 4. Representación de la desviación estándar en los 3 tipos de movimiento



DISCUSIÓN

El endodoncista debe considerar ciertos factores para evitar o disminuir el riesgo de fractura de instrumentos rotatorios durante la instrumentación de un conducto curvo, esto causado por la fatiga cíclica del metal, tales factores pueden ser: el número de rotaciones, el diámetro, conicidad y diseño del instrumento, además del grado y radio de curvatura. Motivos por el cuales se han hecho muchos intentos para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi, incluyendo procesamientos termomecánicos y la exploración de nuevos materiales.

Por esta razón, este estudio comparó la resistencia a la fatiga cíclica de tres instrumentos rotatorios de níquel-titanio, los cuales presentan novedosos procesos de fabricación, como tratamientos térmicos que mejoran tanto sus propiedades físicas como mecánicas.

La frecuencia con la que un instrumento se fractura es de 3.3% reportado Parashos en 2005, siendo los instrumentos de NiTi los que tiene un mayor índice de fractura del 78% dentro del 3.3% (13).

Gambarini en el 2008 En un intento por evitar este tipo de accidentes durante la realización del tratamiento endodóntico se han introducido varios enfoques novedosos para mejorar la resistencia a la fractura por fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi, incluido el uso de nuevas aleaciones que mejoran las propiedades mecánicas, diferentes diseños de secciones transversales y el uso de diferentes cinemáticas (15).

En un estudio publicado por Giuanluca Gambarini y Gary Glassman *et al.*, en el cual compararon el movimiento adaptativo y el de rotación continua, obtuvieron en sus resultados que el movimiento adaptativo mostró un aumento significativo ($p < 0,05$) en el tiempo transcurrido hasta la fractura en comparación con la rotación continua. El tiempo medio hasta la fractura fue de 239 segundos contra 116 segundos respectivamente (35). Todo lo contrario a nuestro estudio donde el movimiento de rotación continua mostró una diferencia estadísticamente significativa en comparación con el movimiento adaptativo,

siendo superior el movimiento de rotación continua tanto con el instrumento V-Taper 2H como con WaveOne Gold.

El término movimiento alternativo o recíprocante incluye varios movimientos y ángulos posibles, cada uno de los cuales pueden influir en el rendimiento y en la fuerza de los instrumentos de níquel titanio. Sin embargo, en el estudio que realizaron Gambarini *et al.* no se encontraron diferencias entre el movimiento recíprocante con ángulos de 150° en sentido de las agujas del reloj y 30° antihorario; y 30° en sentido de las agujas del reloj y 150° antihorario, de igual manera se concluyó que el uso de un movimiento recíprocante extiende el tiempo de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos. Por lo tanto, la eficacia del movimiento adaptativo no se ve afectada con este cambio variable en las angulaciones de reciprocidad, ya que maneja ángulos que no son constantes y cambian dependiendo de la complejidad anatómica y la tensión intraconducto (35,36). Sin embargo, en este estudio se reportó todo lo contrario, debido a lo estipulado por estos artículos el movimiento adaptativo debió mostrar mejores resultados que el movimiento de rotación continua y similares al movimiento de reciprocación parcial, pero los resultados obtenidos demostraron que el movimiento adaptativo fue el que tuvo menor resistencia a la fatiga cíclica, seguido por el movimiento de rotación continua y siendo el de mayor resistencia el movimiento de reciprocación parcial.

También en una revisión bibliográfica publicada 2015 por Giaunluca Plotino *et al.*, titulada “La evaluación actual de la reciprocidad en la preparación endodóntica” en la cual revisaron 24 artículos acerca de resistencia a la fatiga cíclica utilizando un movimiento recíprocante, concluyeron que este movimiento extiende la vida útil de los instrumentos de NiTi y la amplitud del movimiento recíprocante tiene una influencia significativa en el tiempo de resistencia hasta la fatiga cíclica de los instrumentos (32).

Por otro lado, los resultados de este estudio se basaron en el tiempo hasta la fractura y no en el número de ciclos, ya que la velocidad del movimiento adaptativo del motor Elements de SybronEndo es desconocida actualmente y varía dependiendo el estrés que se genere en el instrumento, por lo tanto, no existe el dato exacto para hacer las conversiones a ciclos, sin embargo, no hay una correlación entre la resistencia a la fatiga y la velocidad declarada por los fabricantes, situación que se vio reflejada en el estudio

realizado por Oscar Higuera, Giaunluca Plotino *et al.* en el cual los instrumentos con la velocidad más baja declarada (300 rpm) y la velocidad máxima declarada (400 rpm) se obtuvieron resultados similares entre ellos y significativamente mejor que el instrumento que se usó con una velocidad intermedia (350 rpm) (36).

Huseyin Sinan *et al.* realizaron un estudio donde obtuvieron resultados similares al evaluar 4 instrumentos a pruebas de fatiga cíclica, resultando que los instrumentos con mayor resistencia a la fatiga cíclica fueron girados a 300 y 500 rpm, los que obtuvieron menor resistencia fueron girados a 300 y 350 rpm. Por lo tanto, el hecho de que se desconozcan las revoluciones por minuto que maneja el movimiento adaptativo, no afecta el resultado final, cuando se compara con los instrumentos utilizados en rotación continua a 300 rpm o reciprocación parcial a 350 rpm, más bien, dentro de los factores que condiciona a la fractura es el comportamiento tanto físico como mecánico de cada instrumento (37).

De Deus en el 2010 sugirió que el uso de los instrumentos de NiTi en movimiento recíproco reduce el riesgo de fractura durante la instrumentación en base a los resultados de su estudio (38). Varela Patiño *et al.* en el 2010, Kim *et al.* en el 2012 y Pedulla *et al.* en el 2013 aseguran que el movimiento recíprocante siempre trabaja por debajo del límite elástico de los instrumentos, extendiendo así el tiempo de resistencia hasta la fatiga cíclica en comparación con su uso en el movimiento rotatorio convencional (39, 40, 41). Esto mismo sucedió en nuestro estudio al ser el movimiento recíprocante el que generó un tiempo mayor de resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los movimientos de rotación continua y el adaptativo.

Los instrumentos WaveOne Gold se fabrican con metalurgia avanzada y se fabrican con tecnología de tratamiento térmico. Su color dorado es el resultado de una técnica de ciclado térmico, y el fabricante afirma que la tecnología de oro mejora la flexibilidad del instrumento (29)

En estudios previos Plotino *et al.* en el 2006 y de Cheung *et al.* en el 2007, se concluyó que el diseño del instrumento no influye en la resistencia a la fatiga cíclica (42,43), mientras que otros estudios de Pruett *et al.* en 1997 y Pedulla *et al.* en 2013, han

propuesto que el diseño de corte transversal es un factor significativo (12, 40). Los instrumentos WaveOne Gold tienen un diseño en forma de paralelogramo con bordes cortantes y contacto alterno de un punto, mientras que los instrumentos Reciproc tienen un diseño en forma de S. Es posible que el diseño del instrumento WaveOne Gold, incluida la reducción en el número de puntos de contacto entre el instrumento y la pared del conducto radicular, haya mejorado la resistencia a la fatiga cíclica

Dentro de las características de diseño de corte transversal del instrumento y su relación con la resistencia a la fractura por fatiga cíclica, existen diversas opiniones a favor y en contra sobre si influye o no. En el presente estudio se observó que V-Taper 2H con un corte transversal de triple hélice vs WOG con un corte transversal de paralelogramo, V-Taper 2H registró un tiempo mayor de resistencia a la fractura por fatiga cíclica, es posible que el diseño de V-Taper el cual le confiere un núcleo más amplio que el de WOG, haya aumentado la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

CONCLUSIONES

Para evitar o disminuir la incidencia de fractura de instrumentos, los fabricantes desarrollan día a día diferentes instrumentos con tratamientos térmicos novedosos. Sin embargo, es responsabilidad del endodoncista conocer las características de estos instrumentos y su resistencia a la fatiga cíclica.

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente estudio el instrumento WaveOne Gold presentó un comportamiento más estable y predecible a la fractura por fatiga cíclica en comparación con el instrumento V-Taper 2H.

En cuanto a la cinemática de movimiento, el movimiento que generó mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en ambos grupos fue la reciprocación parcial. El movimiento que generó menor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en ambos grupos fue el movimiento adaptativo.

A pesar de que el instrumento V-Taper 2H presentó el mayor tiempo de resistencia a la fatiga cíclica bajo la cinemática de movimiento reciprocante, no se recomienda su uso en este movimiento, ya que el corte de la V-Taper 2H es positivo y el movimiento reciprocante es para instrumentos con corte negativo.

Se recomienda como estrategia de instrumentación el uso de los instrumentos WaveOne Gold utilizando un movimiento reciprocante, ya que esta combinación mostró el mejor tiempo de resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con el desempeño de este instrumento en los movimientos de rotación continua y adaptativo.

La longitud del fragmento fracturado de los instrumentos V-Taper 2H y WaveOne Gold no mostraron diferencias estadísticamente significativas, lo cual nos asegura que los instrumentos se calibraron a la misma longitud (21mm) dentro del conducto simulado demostrando que se generó la misma presión sobre los instrumentos al realizar esta prueba.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005;31(12):845-50.
3. Endodoncia AA de. *Glosario de Terminos Endodonticos.* Glosario de Terminos Endodonticos. 2012. p. 19, 45.
4. Thompson S a. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33(4):297-310.
5. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(10):716-20.
6. De Toledo R y Roberto M. *Sistemas rotatorios en endodoncia: Instrumentos de níquel-titanio.* 1st ed. Sao Paulo, Brasil: editor. Artes Médicas 2002. 255-98 p.
7. Mounce AR. Mani Silk : A new and novel means of predictable canal shaping. *Technique_instrumentation.* 2015;25(2):15-20.
8. Soares, Goldberg. *Endodoncia : Tecnica y fundamentos.* 1st ed. Medica Panamericana, editor. 2003.
9. Walia H, Brantley W a., Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7):346-51.
10. Hargreaves K, Berman L. *Cohen Vias de la Pulpa.* 11th ed. Elsevier, editor web Rotstein. 2016.
11. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod.* 2014; 40(10):1638-41.

12. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23(2):77-85.
13. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *J Endod.* 2006; 32(11):1031-43.
14. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011; 44(3):253-8.
15. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008; 105(6):798-800.
16. Testarelli L, Grande N., Plotino G, Lendini M, Pongione G, Paolis G De, et al. Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study. *Open Dent J.* 2009;3(1):55-58.
17. McSpadden J. Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga, TN Cloudl Inst. 2007.
18. Malagino AV a, Grande NM, Plotino G, Somma F. The M two NiTi rotary system for root canal preparation. *E. Practice.* 2008;12(1).
19. Yum J, Cheung GSP, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2011; ;37(3):382-6.
20. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; 26(3):161-5.
21. Bahia MG a, Lopes Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2005; 100(2):249-55.

22. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1971; 32(2):271-5.
23. Franklin S. Weine. *Endodontic therapy.* 3° edición. St. Louis: Mosby, editor. 1982.
24. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001; 34(5):386-9.
25. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod.* 1999; 25(11):752-4.
26. Gray Kitchens G, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(1):52-4.
27. Lopes HP, Ferreira A a. P, Elias CN, Moreira E JL, Machado de Oliveira JC, Siqueira JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(7):1013-6.
28. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* Elsevier Ltd; 2009; 35(11):1469-76.
29. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Int. Dentistry.* 2015;6(3).
30. Eugenio Pedulla, Francesco Genovesi, Silvia Rapisarda, Giusy R.M. La Rosa, Nicola M. Grande, Gianluca Plotino, and Carlos G. Adorno. Effects of 6 Single-File Systems on Dentinal Crack Formation. *J Endod,* 2017;43(3):456-461.
31. Prof A, Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation : TF Adaptive. *Research_instrumentation.* Roots, 2013;3.

32. Plotino G, Mohamed H, Ahmed A, Endo HDD, Grande NM, Cohen S. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation : A comprehensive review — Part II : Properties and effectiveness. *J Endod.* 2015; 41(12):1939-50.
- 33.- Gambarini G, Glassman G. Tf Adaptive : a Novel Approach To Nickel-Titanium Instrumentation. *Oral health.* 2013.
- 34.- Sybron Dental Specialties, Inc., Orange C 92867. TF Technical Bulletin. Problem and solution. 2008.
- 35.- Prof A, Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation : TF Adaptive. *Research_instrumentation.* 2013;
- 36.- Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod.* 2015; 41(6):913-5.
- 37.- Topc G, Akti A. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next , HyFlex CM , OneShape , and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *J Endod.* 2016; 42(6):969-71.
- 38.- De-Deus G, Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010;43(12):1063-8
- 39.- Grande NM, Plotino G, Pedull E, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2013; 39(2):258-61.
- 40.- Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003; 36(4):262-6.
- 41.- Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod.* 2012; 38(4):541-4.

42.- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006; 39(9):716-23.

43.- Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod.* 2007; 33(12):1433-7.