

Universidad San Carlos de Guatemala

Facultad de Odontología

Escuela de Estudios de Postgrado

Maestría en Endodoncia

The seal of the Universidad San Carlos de Guatemala is a circular emblem. It features a central shield with a figure holding a staff, surrounded by various symbols including a crown, a cross, and a lion. The shield is flanked by two columns. The outer ring of the seal contains the Latin text "CETERAS ORBIS CONSPICUA CAROLINA ACADEMIA COACTEMALENSIS INTER".

Evaluación in vitro de la resistencia a la separación durante el uso entre Wave One® y Wave One Gold® en conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas.

Dra. Carmen Elizabeth Cardona Rodríguez

Asesores:

Dr. Hugo Muñoz.

Dr. Sergio Soto.

Guatemala, noviembre 2018

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

“ EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA SEPARACIÓN DURANTE EL USO
ENTRE WAVE ONE® Y WAVE ONE GOLD® EN CONDUCTOS MESIALES DE
PRIMERAS MOLARES INFERIORES EXTRAÍDAS”

Tesis presentada como requisito para la obtención del título de Maestría en Endodancia.

Presentado por

Dra. Carmen Elizabeth Cardona Rodríguez

Asesores

Dr. Hugo Muñoz

Dr. Sergio Soto

GUATEMALA, NOVIEMBRE 2,018

DEDICATORIA

- A DIOS Por acompañarme cada día y haber puesto en mi camino a personas que han sido mi compañía y soporte.
- A MIS PADRES Por su infinita paciencia, amor y alentarme a cumplir mis sueños. Por su esfuerzo.
- A MI HIJA Por llenarme de alegría cada día y ser mi mayor motivación.
- A MI ESPOSO Por su amor, apoyo incondicional, consejos y paciencia.
- A MIS CATEDRÁTICOS Por confiar en mí, compartir sus conocimientos, experiencia y motivación para impulsar el desarrollo de mi formación profesional, principalmente a mis asesores Dr. Hugo Muñoz y Dr. Sergio Soto, por su valioso tiempo y consejos que encaminaron ésta investigación con su profesionalismo.
- A MIS AMIGOS DE PROMOCIÓN Gracias infinitas por su amistad, buena voluntad y estar siempre dispuestos a escucharme y apoyarme.
- A LA UNIVERSIDAD SAN CARLOS DE GUATEMALA Por ser la casa de estudios que me ha permitido formarme profesionalmente.
- A LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA Por los conocimientos brindados.

Índice

| | | |
|----|--|-------|
| 1. | Introducción..... | 1,2 |
| 2. | Planteamiento del problema..... | 3 |
| | 2.1 Antecedentes..... | 3,4,5 |
| | 2.2 Formulación del problema..... | 6 |
| | 2.3 Objetivos..... | 7 |
| | 2.3.1 Objetivo general..... | 7 |
| | 2.3.2 Objetivos específicos..... | 7 |
| | 2.4 Justificación..... | 8,9 |
| 3. | Marco teórico..... | 10 |
| | 3.1 Historia de la preparación del conducto radicular..... | 10 |
| | 3.2 Preparación del conducto radicular..... | 11 |
| | 3.3 Primer molar inferior..... | 13 |
| | 3.4 Instrumentación manual..... | 15 |
| | 3.5 Instrumentación mecánica..... | 16 |
| | 3.6 Aleaciones..... | 20 |
| | 3.7 Movimiento reciprocante..... | 24 |
| | 3.8 Wave One®..... | 25 |
| | 3.9 Wave One Gold®..... | 26 |
| 4. | Marco metodológico..... | 30 |
| | 4.1 Hipótesis de investigación..... | 30 |
| | 4.2 Hipótesis Nula..... | 30 |
| | 4.3 Diseño del estudio..... | 31 |
| | 4.4 Población y muestra..... | 31 |
| | 4.5 Variables..... | 32 |
| | 4.6 Descripción del estudio..... | 33 |

| | |
|--|----|
| 4.7 Instrumento recolector de datos..... | 35 |
| 4.8 Propuesta de análisis estadístico..... | 35 |
| 5. Resultados..... | 36 |
| 6. Discusión..... | 40 |
| 7. Conclusiones..... | 43 |
| 8. Recomendaciones..... | 44 |
| 9. Referencias bibliográficas..... | 45 |
| 10. Anexos..... | 51 |

..

1. Introducción

Los objetivos del tratamiento endodóntico son: a) remover por completo los tejidos blandos contenidos en el conducto radicular, b) eliminar la mayor cantidad de microorganismos y c) crear una situación en la que se evite el traspaso de microorganismos o sustancias tóxicas desde el sistema de canales hacia los tejidos apicales de soporte. Para cumplir a cabalidad con estos objetivos resulta de gran importancia la instrumentación endodóntica, que debe tener como fin primordial modelar y limpiar el conducto radicular sin que se desvíe de la curvatura original que presenta, facilitando el sellado final tridimensional. (1)

Tradicionalmente para realizar la conformación de los conductos radiculares se utilizaban limas manuales de acero inoxidable. Sin embargo, en la actualidad los instrumentos de Níquel Titanio (Ni-Ti), nos ofrecen más ventajas: poseen una gran flexibilidad, tienen una mayor eficacia de corte, reducen el riesgo de formación de escalones, se obtiene reducción del tiempo de trabajo, pudiendo realizar incluso una mejor irrigación. Además, la mayoría de estos instrumentos han demostrado mantener la forma original de los conductos provocando un leve o nulo transporte del foramen apical, en movimiento reciprocante. (2)

La eficacia de corte y la capacidad de mantenerse centrado, características asociadas a la reciprocación, permiten la instrumentación de los conductos de una forma segura, sin embargo la separación de instrumentos rotatorios ocurre como resultado de una falla o fatiga torsional o flexural; para mejorar la resistencia a la fractura de los instrumentos rotatorios los fabricantes han introducido nuevas aleaciones y nuevos procesos para la manufactura que dan como resultado mayor resistencia a la fatiga cíclica. (2)

El sistema Wave One® está hecho en M-wire y Wave One Gold® tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada "Gold". El sistema Wave One® tiene dos diferentes secciones transversales a lo largo de su extensión; sección triangular convexa de D9 a D16

que es a partir del noveno a dieciséisavo milímetros de parte activa del instrumento y triangular convexa modificada de D0 a D8 del milímetro cero al octavo milímetro de parte activa del instrumento, en cambio el sistema Wave One Gold®, presenta una sección de paralelogramo con aristas de 85°. Su sección transversal es rectangular para reducir la masa del instrumento y proporcionar espacio para liberar detritus del canal radicular para minimizar el estrés torsional del instrumento, evitando el taper-lock o bloqueo. (3)

En base a éstas características, el fabricante asegura que Wave One Gold® ofrece mayor resistencia a la torsión y a la fatiga cíclica. El presente trabajo de investigación busca comprobar ésta hipótesis para concluir con una referencia para el clínico sobre el comportamiento de Wave One® tradicional y Wave One Gold®.

2. Planteamiento del problema

2.1 Antecedentes

Los instrumentos rotatorios de Níquel - titanio (NiTi) se han convertido en una herramienta estándar para la conformación de conductos radiculares debido a su alta flexibilidad y capacidad de corte ya que crean preparaciones centradas más rápidamente (4). Los instrumentos endodónticos rotatorios de nickel titanio y reciprocantes son instrumentos útiles y seguros para la preparación del conducto radicular, permitiendo una preparación eficaz en conductos severamente curvos y reducen el tiempo de trabajo (5). La capacidad de una lima de remover eficientemente dentina es una compleja interrelación de diferentes parámetros incluyendo el número de estrías, área de corte seccional y diseño, propiedades metalúrgicas y tratamiento de la superficie del instrumento (6). En 2008, una nueva técnica de preparación con un solo instrumento ProTaper F2 en movimiento reciprocante fue propuesto por Yared. El uso de movimiento reciprocante mostró aumentar el tiempo de vida de los instrumentos de NiTi en comparación con rotación continua (7).

Las fracturas de los instrumentos rotatorios se clasifican en dos 2 tipos: fatiga por flexión (cíclica) se produce a causa de repetidos esfuerzos de compresión y de tracción acumulados en el punto de máxima flexión en un conducto curvo. Fractura por torsión se produce cuando la punta del instrumento se introduce en alguna pared del conducto y el instrumento sigue rotando por lo que se excede el límite elástico del metal, muestra deformación plástica seguida de una fractura (8).

Durante la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares, pueden ocurrir accidentes de procedimiento y podrían influir en el pronóstico. Ejemplos de accidentes de procedimiento incluyen formación de escalones, creación de un conducto artificial, perforación radicular, y extrusión de solución irrigadora. No todos los errores de procedimiento conducen a un pronóstico reducido, pero cualquier error que compromete el control microbiano es probable que aumente el riesgo de un mal resultado. La fractura de los instrumentos dentro del conducto radicular es uno de los incidentes que causa más problemas en la

terapia endodóntica, especialmente si el fragmento no se puede remover (9). Tres cambios importantes se han combinado para hacer instrumentos de NiTi más seguros: mejora de las aleaciones, los diferentes movimientos y nuevos conceptos de uso. M -wire es una aleación NiTi que aumenta la resistencia a la fatiga cíclica casi 4 veces (4).

La conformación del conducto radicular con movimientos recíprocos se ha postulado que reduce la posibilidad de separación de instrumentos. Esto se debe a que causa menos fatiga cíclica que los instrumentos rotatorios en sentido horario. Los fabricantes del Sistema WaveOne® (Dentsply Maillefer, Suiza) lanzada al mercado en 2011 afirman que el movimiento recíproco reduce la tensión torsional mediante la inversión de la rotación periódicamente (8).

El comportamiento mecánico de los instrumentos se relaciona con el diseño de la sección transversal, torque aplicado, y el área del instrumento en donde se aplica la fuerza. Al aumentar el área del núcleo aumenta también su sección transversal, haciéndolos más resistentes pero menos flexibles. La capacidad de la lima para eliminar de manera eficiente la dentina es una compleja interrelación de diferentes parámetros como la cantidad de espiras, área de sección transversal y diseño, esterilización, la capacidad de eliminación de detritos, el ángulo helicoidal, diseño de punta, propiedades metalúrgicas y tratamiento de superficie de los instrumentos (10).

Según el fabricante, con el sistema Wave One® es posible preparar conductos radiculares con sólo 1 instrumento. Wave One® está fabricada de una aleación de níquel y titanio NiTi especial llamada M -wire que se crea mediante un proceso de tratamiento térmico. Los beneficios de ésta aleación M-wire son incrementar la flexibilidad y la resistencia mejorada a la fatiga cíclica de los instrumentos en comparación con limas hechas a partir de aleación de níquel-titanio NiTi procesados convencionalmente. Por lo tanto, es concebible que la metalurgia de Wave One® contribuye a su baja incidencia de fracturas (11).

Wave One Gold® tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada “Gold”. El resultado obtenido según el fabricante es que Wave One Gold® es mucho más resistente al estrés torsional en un 53% y más flexible que Wave One® en un 87% (12).

2.2 Formulación del problema

En el año 2011 fueron lanzadas al mercado las limas WaveOne®, y recientemente las limas reciprocantes WaveOne Gold® (Dentsply Tulsa Dental Specialties and Dentsply Maillefer) proponiendo un nuevo diseño y aleación con la finalidad de ser más flexibles y seguras de utilizar, reduciendo el riesgo de accidentes durante la preparación del conducto radicular. En base a las diferencias entre éstos dos sistemas reciprocantes de la misma casa comercial, surge la necesidad de comparar la resistencia de separación entre WaveOne® y WaveOne Gold® para establecer un medio de referencia en el uso clínico. Por esta razón se plantea la siguiente pregunta de investigación:

Será que el sistema WaveOne Gold® tiene mayor resistencia a la separación comparada con WaveOne® al preparar conductos radiculares?

2.3 Objetivos:

2.3.1 Objetivo general

- Determinar la resistencia a la separación durante el uso de las limas Wave One Gold® versus Wave One® al preparar conductos mesiales en primeras molares inferiores extraídas.

2.3.2 Objetivos específicos

- Establecer el número de conductos preparados con cada instrumento previo a la separación.
- Medir el tiempo en segundos que el instrumento trabaja efectivamente en el conducto previo a la separación.
- Establecer a qué medida en milímetros de la longitud total del instrumento en ambos sistemas se presentó mayor incidencia de separación.
- Determinar el tercio del conducto en que hubo mayor incidencia de separación con ambos sistemas de instrumentación.

2.4 Justificación

Uno de los objetivos del tratamiento endodóntico es restituir la funcionalidad del diente afectado, sin presentar síntomas o patosis. Para lograr este propósito, un paso importante en la terapia endodóntica es la preparación biomecánica del sistema de conductos radiculares.

En la actualidad son muy utilizados los sistemas de instrumentación de lima única, se basan en la preparación de conductos con un único instrumento de níquel titanio, en rotación recíprocante y sin la necesidad de utilizar limas manuales para el ensanchamiento previo del conducto. La instrumentación del conducto radicular con movimientos recíprocos se basa en el concepto de fuerzas balanceadas propuesto por Roane en 1985, donde explica la importancia de realizar movimientos en sentido horario y antihorario como técnica para superar las pronunciadas curvaturas de algunos conductos, disminuyendo el riesgo a la fatiga cíclica causada por fuerzas de tensión y compresión.

En la Técnica Recíproca, el instrumento es impulsado en primer lugar en una dirección de corte y luego se produce un giro en sentido inverso para liberarlo. Una rotación de 360° se completa con varios movimientos recíprocos, permitiendo que la lima avance hacia el ápice.

Recientemente fue lanzada al mercado una nueva versión de Wave One® (Maillefer) llamada Wave One Gold®. Esta versión propone un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación llamada Gold y diferente diseño en su sección transversal. Los instrumentos de ambos sistemas están fabricados con la aleación de níquel-titanio M-Wire; producida mediante un innovador proceso de tratamiento térmico. M-Wire ofrece un mayor nivel de flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que el NiTi tradicional. Esta característica aunada con la técnica recíproca permite la conformación del conducto con una sola lima, aportando al profesional mayor seguridad, confianza y menor tiempo de tratamiento.

Ante la frecuente situación de la separación de una lima en el interior del sistema de conductos durante la preparación biomecánica, es importante determinar la causa de dicha fractura.

La relevancia clínica del estudio radica en tener referencia del comportamiento del sistema Wave One Gold®, recientemente lanzado al mercado realizando una comparación con el sistema Wave One® nos dará un parámetro para determinar la causa o factores que influyen en la separación del instrumento en el interior del sistema de conductos durante la preparación biomecánica. Se debe tener en cuenta que las propiedades físicas de una lima, se van deteriorando, tanto con el uso, como con las diferentes curvaturas a las que se ven sometidas dichos instrumentos. Al tener en cuenta las características de cada uno de éstos dos sistemas podremos aplicarlos en el caso indicado con la finalidad de realizar un tratamiento endodóntico más seguro, reduciendo el riesgo de separación de instrumentos.

El beneficio que puede generarse a los pacientes a través del presente estudio consiste en brindar un pronóstico acertado al realizar el tratamiento endodóntico en casos simples y complejos aplicando Wave One® o Wave One Gold®.

La innovación en las propiedades de WaveOne Gold® se podrían traducir en mayor seguridad clínica al reducir el riesgo a separación del instrumento, mayor resistencia a la torsión y a la flexión. Propiedades que se atribuyen a la flexibilidad de la aleación Gold y a la sección transversal de Wave One Gold®

El aporte a la especialidad consiste en proporcionar evidencia clínica de la manera más realista posible.

3. Marco teórico

3.1 Historia de la Preparación del Conducto Radicular:

Fauchard, uno de los fundadores de la odontología moderna describió instrumentos para la trepanación de dientes, preparación de conductos radiculares y cauterización de pulpas. Sin una descripción sistemática de preparación del sistema de conductos radiculares (10).

Se ha acreditado a Edward Maynard con el desarrollo de los primeros instrumentos manuales de endodoncia (11). En 1915 se introdujeron las limas K. A pesar de que la estandarización de estos instrumentos fue propuesta en 1929 por Trebitsch y de nuevo por Ingle in 1958, las especificaciones ISO para instrumentos endodónticos no fueron publicadas antes de 1,974 (12).

La primera descripción de la utilización de dispositivos rotatorios parece haber sido por Oltramare. Informó el uso de agujas finas con una sección transversal rectangular, el cual podría ser montado en una pieza de mano dental. Él afirmó que fue retirado el muñón pulpar inmediatamente del conducto radicular y abogó por el uso de agujas finas en conductos radiculares curvos para evitar fractura de los instrumentos (13). En 1889 William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica automatizada la preparación del conducto radicular. Se utilizó agujas especialmente diseñadas, que se montan en una pieza de mano dental. Para evitar fractura del instrumento la velocidad de rotación se limitó a 100 rpm (14).



Figura 1. Pieza de mano de rotación combinada con movimiento vertical por la empresa austríaca W & H (Bürmoos ,Austria) (14).

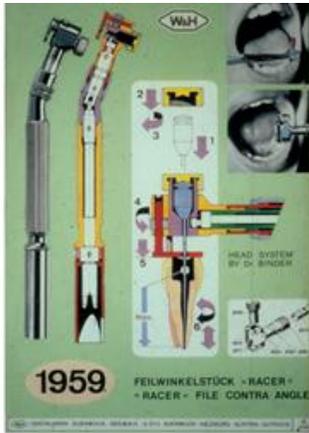


Figura 2. Racer – pieza de mano (W & H) en 1,958 (14).

El Giromatic (MicroMega , Besançon ,Francia) se hizo popular en 1964. La pieza de mano Racer trabajó con movimiento vertical, la Giromatic con un movimiento recíproco de rotación.

Otras piezas de mano de endodoncia tales como la Endolift (Kerr , Karlsruhe , Alemania) con un combinado vertical y movimiento de rotación. Todos estos dispositivos hechos de acero inoxidable. El dentista sólo podía influir en velocidad de rotación de la pieza de mano y la amplitud del movimiento vertical moviendo la pieza de mano (14).

4.2 Preparación del Conducto Radicular:

Los principales objetivos de la preparación del conducto radicular son la prevención de la enfermedad perirradicular y / o prevención de la curación en casos donde la enfermedad ya existe a través de:

- La eliminación de tejido vital y necrótico del conducto radicular.
- Creación de un espacio suficiente para irrigación y medicación.
- Preservación de la integridad y la ubicación de la anatomía del conducto radicular.
- Evitar el daño iatrogénico al sistema de conductos radiculares y a la estructura de la raíz.
- Facilitar la obturación del conducto radicular.
- Evitar la extrusión de la irrigación y / o infección de los tejidos perirradiculares.

- Preservación de la dentina radicular para permitir la función del diente a largo plazo. (14)

La preparación del conducto radicular es un procedimiento dinámico que se realiza en diferentes etapas:

1. Exploración del conducto radicular: se realiza antes de iniciar cualquier procedimiento en el interior del conducto radicular, es el primer contacto del operador con el interior del conducto radicular con la finalidad de verificar número, dirección, calibre de los conductos y posibilidad del acceso al tercio apical. El instrumento elegido debe ser delgado; por ejemplo en conductos amplios se aconseja una lima K 15/02 o 20/02 y en conductos estrechos una lima K 08/02 o 10/02.
2. Odontometría o longitud real del diente: procura la determinación de la longitud del diente, tiene por objetivo asegurar que los procedimientos endodónticos se realicen dentro de los límites del conducto radicular. Para obtener la odontometría se toma una radiografía periapical del diente en tratamiento, con el instrumento explorador en el interior del conducto.
3. Limpieza: implica la remoción del tejido pulpar contenido en el conducto radicular. la longitud de trabajo para la limpieza (LTL) corresponderá a la longitud real del diente, determinada mediante la odontometría, a la que se reduce 1mm o 0.5mm. durante todos los procedimientos en esta etapa, se realizarán irrigaciones frecuentes y profusas.
4. Conformación del conducto radicular: es la creación de condiciones morfológicas y dimensionales para que el conducto radicular pueda obturarse tridimensionalmente. El uso intencional y repetido de los instrumentos al mismo nivel apical producirá un tope apical (15).

4.3 Primer Molar Inferior

Anatomía Externa: La longitud promedio del primer molar inferior es de 21 mm. La edad media de erupción es a los 6 años. Su corona tiene cinco cúspides, tres vestibulares y dos linguales. Generalmente presenta dos raíces, una mesial y una distal, amplias en sentido vestibulolingual y aplanadas en sentido mesiodistal. También puede presentar tres raíces.

La raíz mesial tiene una curvatura acentuada hacia distal; y la raíz distal puede ser generalmente recta, pero puede también presentar una curvatura hacia distal.

Anatomía Interna: El piso cameral es romboidal o trapezoidal de base mayor hacia mesial y menor hacia distal. Lo más frecuente es que haya cuatro cuernos pulpares. En la raíz mesial hay generalmente dos conductos: mesiovestibular y mesiolingual, aunque se ha descrito la incidencia de un conducto mesiocentral.

Cuando son tres conductos, el distal es amplio en sentido vestibulolingual, ovalado, y con una curvatura suave o es recto. Cuando tiene cuatro conductos, los dos distales son de menor volumen que cuando es único. Cuando hay dos conductos, generalmente son amplios en sentido vestibulolingual y ovalados.

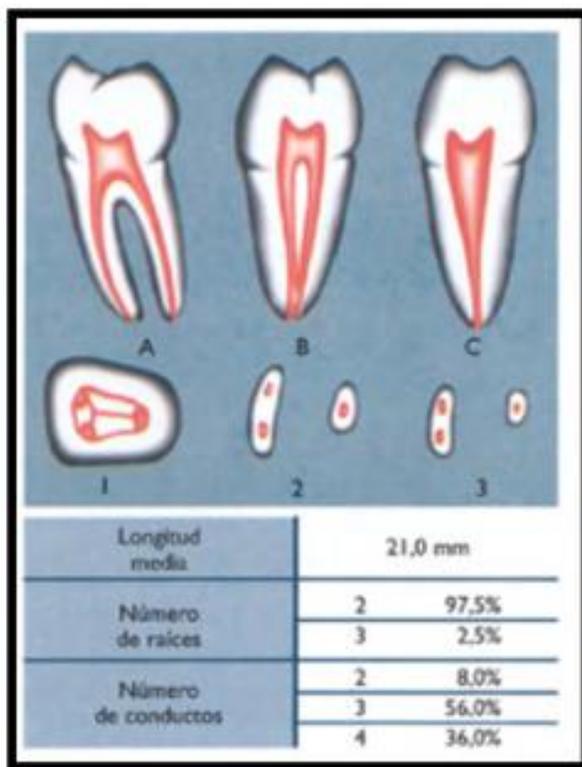


Figura 3 Primer molar inferior (A) vista vestibular, (B) vista mesial, (C) vista distal. Cortes transversales en (1) tercio coronal, (2) tercio medio, (3) tercio apical (15).

Las entradas a los conductos están conectadas por un surco de desarrollo, y están localizadas en los dos tercios mesiales de la corona. Las entradas a los conductos mesiales están bien separadas, y conectadas por un surco de desarrollo. El orificio MV está justo bajo la cúspide MV, y el orificio de conducto ML se encuentra lingual al surco central. A veces se encuentra el orificio MC en el surco entre MV y ML, por tanto debe buscarse después de acceder a los conductos principales con el uso de un explorador endodóntico, magnificación y ultrasonido. Estos conductos suelen ser curvos, especialmente el conducto MV, que se curva en el plano vestibulolingual, por lo que no se verá en la radiografía (13, 15).

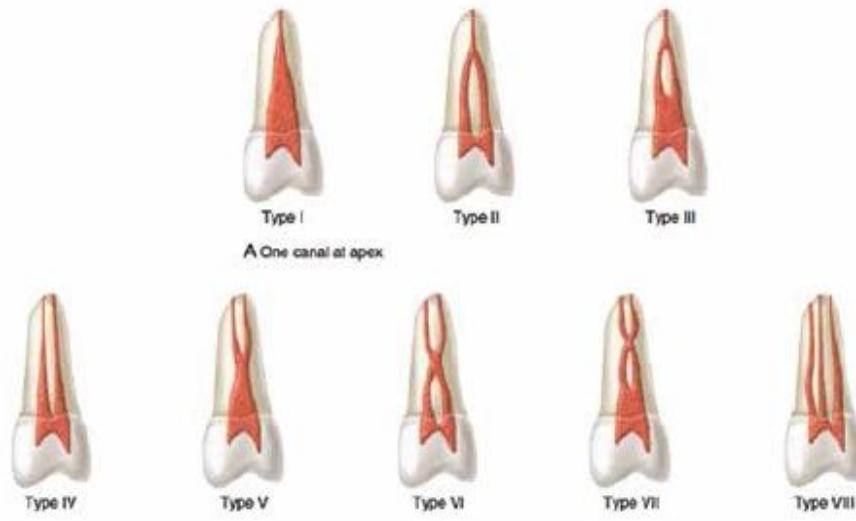


Figura 4. Clasificación del sistema de conductos radiculares según Vertucci (14)

Tipo I: conducto único.

Tipos II y III: conducto bifurcado y luego fusionado a diferentes niveles. “Islotes” intermedios de dentina.

Tipos IV y V: bifurcaciones del conducto a diferentes niveles.

Tipos VI y VII: sucesión de bifurcaciones y fusiones del mismo conducto a diferentes niveles.

Tipo VIII: conducto trifurcado.

4.4 Instrumentación Manual:

Tradicionalmente, la conformación de los conductos radiculares se ha realizado usando instrumentos estandarizados ISO 0,02 de acero inoxidable manipulados manualmente. El área de superficie activa de estos instrumentos es de 16 mm y se vuelve más ancho por 0,02 mm cada milímetro a lo largo de su

longitud para crear con la secuencia de instrumentación una forma cónica que actúe como un depósito para irrigantes y obtener la forma adecuada para la obturación. Cuando se realiza la conformación en conductos curvos a menudo resulta en daño iatrogénico a la forma natural del conducto radicular particularmente en su tercio apical. Este efecto es causado por la incapacidad inherente de las limas de acero para seguir la curvatura del conducto, en volúmenes superiores al # 15 o 20 son poco flexibles y tienen una tendencia a enderezarse causando desviación de la forma original del conducto radicular que resulta en un exceso de corte en la pared exterior en la región apical y a lo largo de la pared interna más coronal, en particular en el inicio de la curva (zona de peligro).

Una desventaja adicional de los instrumentos de manuales 0,02 cónicos es su tendencia a conformar un conducto radicular estrecho minimizando el acceso de irrigantes y la creación potencial de barrillo dentinario que puede ser empujado a los tejidos periapicales.

Un avance significativo en la preparación del conducto radicular con instrumentos manuales se hizo con la introducción del movimiento de fuerzas balanceadas. Esta técnica se realiza mediante el movimiento en sentido horario para insertar el archivo y el movimiento en sentido antihorario para eliminar la dentina. Las limas deben ser rectas, no precurvadas y preferiblemente con una punta no cortante y pueden ser de acero inoxidable o de níquel-titanio.

La técnica de fuerzas balanceadas ha demostrado ser eficiente y menos propensa a causar iatrogénias, mantiene los instrumentos centrados dentro del conducto radicular. También reduce la extrusión apical de detritus, lo que resulta en menos dolor postoperatorio (16).

4.5 Instrumentación Mecánica:

La limpieza inicial de los conductos radiculares es comúnmente realizada por la instrumentación mecánica, que elimina la mayor parte del contenido de conducto radicular. La instrumentación mecánica se lleva a cabo utilizando limas de acero

inoxidable manual o limas de níquel-titanio rotatorios, ninguna de las cuales se espera que limpien por completo el conducto radicular cuando se utiliza por sí sola.

La instrumentación mecánica se introdujo para permitir efectiva limpieza del conducto radicular , evitando la eliminación excesiva de dentina , lo que podría conducir a un tratamiento endodóntico mínimamente invasivo. Sistemas de instrumentación rotatoria, son altamente eficaces en casos de conductos radiculares simples con una sección transversal redonda, no se puede esperar mayor eficacia en el caso de conductos radiculares ovalados, curvos . La acción mecánica de los instrumentos rotatorios es probable que afecte la circunferencia del conducto radicular (16).

Instrumental

Los instrumentos endodónticos, de acuerdo con las normas establecidas por la International Standards Organization (ISO) y la Federación Dental Internacional (FDI), se clasifican en 4 grupos:

Grupo I: Instrumentos para preparar los conductos de modo manual.

Grupo II: Instrumentos de diseño similar a los anteriores en lo que respecta a su parte activa, pero con un mandril para ser accionados de modo mecanizado.

Grupo III: Trépanos para ser usados de forma mecánica: Gates Glidden, Peeso, etc.

Grupo IV: instrumentos y materiales para obturación (17).

Ensanchadores y limas K: Son los instrumentos manuales más utilizados. Se fabrican de acuerdo a la especificación n.º 28 de la ANSI/ADA y la referencia n.º3.060/1 de la ISO/FDI. Los instrumentos de corte tienen dimensiones establecidas: diámetro en el extremo apical (D0), que es el que da el nombre al instrumento expresado en centésimas de milímetro, y diámetro en el otro extremo del segmento cortante de 16mm de longitud (D16).

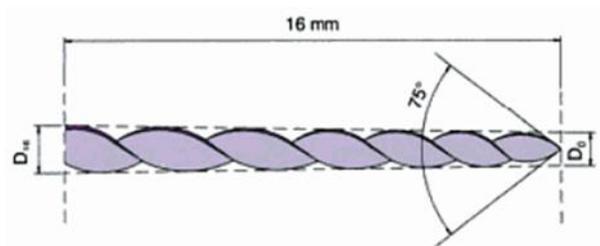


Figura 5. Longitud del segmento cortante y diámetro D0 y D16 en su extremo y base respectivamente de un instrumento tipo K (13).

La conicidad es del 2%, lo que significa que, por cada milímetro desde D0 hasta D16 el diámetro del instrumento aumenta en 2 centésimas, y la diferencia entre D0 y D16 es de 0,320 mm. El ángulo en la punta del instrumento es de 75°, con una tolerancia de +/- 15°. La longitud de este más el vástago puede ser de 21, 25 y 31 mm, lo que significa que las diferentes longitudes del instrumento se deben a la magnitud del vástago. Los mangos están codificados en colores en función del diámetro en D0. Las especificaciones incluyen valores máximos de resistencia del instrumento a la flexión (momento de flexión) y valores de mínimos de resistencia a la fractura por torsión (momento de torsión y ángulo de giro) (13,18).

| Tamaño | D ₀ | D ₁₆ | Color del mango |
|--------|----------------|-----------------|-----------------|
| 06 | 0,06 | 0,38 | Rosa |
| 08 | 0,08 | 0,40 | Gris |
| 10 | 0,10 | 0,42 | Morado |
| 15 | 0,15 | 0,47 | Blanco |
| 20 | 0,20 | 0,52 | Amarillo |
| 25 | 0,25 | 0,57 | Rojo |
| 30 | 0,30 | 0,62 | Azul |
| 35 | 0,35 | 0,67 | Verde |
| 40 | 0,40 | 0,72 | Negro |
| 45 | 0,45 | 0,77 | Blanco |
| 50 | 0,50 | 0,82 | Amarillo |
| 55 | 0,55 | 0,87 | Rojo |
| 60 | 0,60 | 0,92 | Azul |
| 70 | 0,70 | 1,02 | Verde |
| 80 | 0,80 | 1,12 | Negro |
| 90 | 0,90 | 1,22 | Blanco |
| 100 | 1,00 | 1,32 | Amarillo |
| 110 | 1,10 | 1,42 | Rojo |
| 120 | 1,20 | 1,52 | Azul |
| 130 | 1,30 | 1,62 | Verde |
| 140 | 1,40 | 1,72 | Negro |

Figura 6. Dimensiones en milímetros de los instrumentos tipo K, de acuerdo con la especificación n.º28 de la ADA. La tolerancia de los diámetros es de $\pm 0.02\text{mm}$ (13).

Los ensanchadores y limas K se fabrican a partir de un vástago metálico al que se le da una sección cuadrangular o triangular por torneado y luego se torsiona en sentido antihorario para conseguir bordes cortantes helicoidales. Los ensanchadores tienen una sección de perfil triangular y las limas K de sección cuadrangular, aunque la tendencia es que en todos los calibres la sección sea triangular para mejorar la flexibilidad y dejar más espacio para eliminar los residuos. Un instrumento de sección triangular precisa una rotación de un tercio para producir un corte completo de la pared del conducto, mientras que uno cuadrangular necesita de un cuarto de vuelta.

La diferencia básica entre ensanchador y lima K es el número de espiras por unidad de longitud. Las limas K tienen aproximadamente el doble de espiras que los ensanchadores. Esto influye en el ángulo de corte (13, 18).

Ángulo de corte: ángulo que forman las aristas o bordes de corte con el eje del instrumento. Ángulo positivo: el borde cortante ejerce su acción en el mismo sentido en el que se aplica la fuerza.

Ángulo negativo: el borde se dispone sobre la superficie que se va a cortar en sentido opuesto al de la fuerza ejercida.

Ángulo neutro: el más ineficaz y el que precisa mayor fuerza para cortar, posee un borde con el ángulo negativo (13, 18, 19).

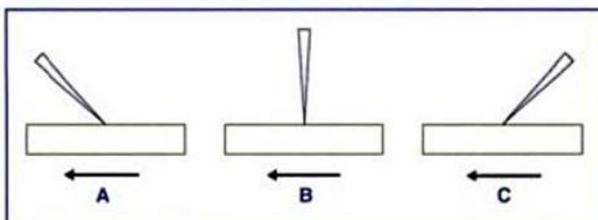


Figura 7. ángulo que forma el borde cortante de un instrumento con la superficie que va a cortar. A) Negativo. B) Neutro. C) Positivo (13).

4.6 Aleaciones

Aleación Níquel-titanio: se desarrolló en los laboratorios de la marina estadounidense en la pasada década de los sesenta. La aleación recibió el nombre de Nitinol y, comparada con las aleaciones de acero inoxidable, poseía mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión. Las aleaciones contienen 50-56% de níquel y un 44-50% de titanio. Los instrumentos endodóncicos fabricados con aleaciones de níquel-titanio poseen buenas propiedades físicas cuando se los compara con los de acero inoxidable: gran flexibilidad, aceptable resistencia a la fractura por torsión, buena capacidad de corte con diseño adecuado y memoria de forma, o sea, capacidad para deformarse de modo reversible ante una presión y recuperar su forma inicial al desaparecer aquella (pseudoelasticidad), por lo que no se pueden precurvar. Si la fuerza ejercida sobrepasa el límite elástico, la deformación será irreversible. (19)

Las aleaciones de níquel-titanio poseen tres fases microestructurales distintas: austenita, martensita y fase-R. La transformación de una fase a otra se debe a los cambios de temperatura, cuando se aplica un estrés al instrumento (presión, calor).

Al iniciarse esta transformación el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con facilidad. Por este motivo cuando se trabaja con instrumentos de níquel-titanio no se debe ejercer presión, ni hacer que giren durante mucho tiempo en el mismo punto (fatiga cíclica) cuando se accionan de modo mecánico, ni modificar bruscamente la velocidad o el sentido del giro. (19, 20) La composición y tratamientos metalúrgicos tienen un impacto dramático en las temperaturas de transición. Desde el punto de vista de la aplicación práctica, NiTi puede tener tres formas diferentes: martensita, martensita inducida por estrés (SE) y austenita. Cuando el material está en su forma martensita es suave y dúctil, y puede ser deformado fácilmente. La fase austenita es bastante fuerte y dura (Otsuka y Wayman, 1998). Las aleaciones equiatómicas de níquel-titanio tienen todas estas

propiedades, con la expresión específica siendo dependiente de la temperatura a la cual es usado.

La fase martensítica tiene propiedades únicas que la hacen ser un material ideal para muchas aplicaciones. La forma martensítica del NiTi tiene remarcable resistencia a la fatiga. Instrumentos en esta fase pueden ser fácilmente deformados y todavía recuperar su forma calentándolas por sobre la temperatura de transformación. La explicación para esto puede ser que el calentamiento transforma el metal temporalmente a una fase austenítica y la hace superelástica, lo que permite que la lima retome la forma original antes de enfriarse nuevamente. La capacidad de corte de las limas K de níquel titanio, es inferior que las de acero inoxidable, casi la mitad. Al tener menor capacidad de corte, el tiempo de trabajo será mayor (21).

Fractura de un instrumento NiTi puede ocurrir por fatiga por torsión y / o flexión.

La fatiga cíclica ocurre como resultado de exponer al instrumento en función a ciclos repetidos de tensión y compresión en una curvatura y eventualmente ocurre la fractura. (22) Idealmente, para evaluar la resistencia a la fatiga es necesario que el instrumento rotatorio funcione en una trayectoria precisa, en términos de radio y ángulo de curvatura y la ubicación de la curvatura máxima, para una buena comprensión del impacto de estos factores sobre la resistencia a la fatiga (23, 24). La variación en la metodología puede afectar el comportamiento a la fatiga de instrumentos rotatorios y, en consecuencia, el resultado. Hasta la fecha, se han utilizado cuatro métodos para simular una curvatura para evaluar la rotración de un instrumento NiTi: (I) tubo de metal curvado (o una aguja hipodérmica); (II) bloque de resina con conducto simulado; (III) rotación en contra de un plano inclinado; y (IV) tres puntos de desgaste de un instrumento rotatorio (25).

Resistencia Torsional: Un material podría fallar a la torsión cuando su resistencia de corte es excedida.

La medición de la resistencia a la torsión de los instrumentos de conducto radicular se realiza típicamente en un torsiómetro de acuerdo con el procedimiento descrito por la especificación de la Asociación Dental Americana # 28 (26, 27).

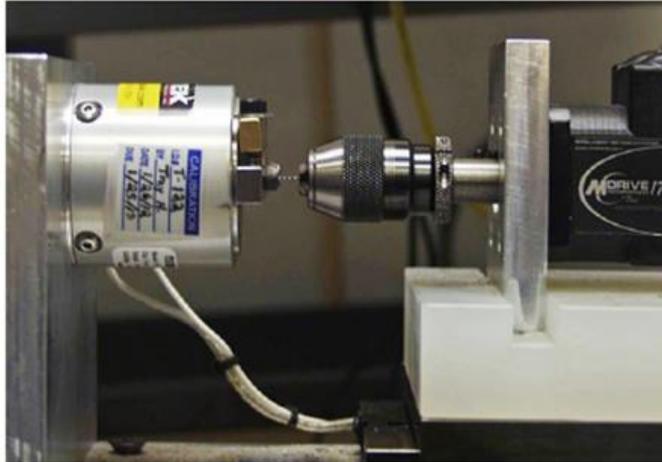


Figura 8. Torsiómetro. (29)

Resistencia a la torsión: al sobrepasar la torsión a la que puede ser sometido un instrumento rotatorio de NiTi, La punta (3mm) del instrumento rota en sentido contrario a las agujas del reloj 2rpm. (28) El máximo torque y deflexión angular son grabadas; estos valores ofrecen información sobre la resistencia a la fractura por torsión del instrumento en un punto fijo (29, 30).

M-Wire:

Corresponde a una nueva aleación de níquel-titanio, modificación de la aleación 508 Nitinol, preparada bajo un proceso térmico especial que le confiere un aumento en la flexibilidad y en la resistencia a la fatiga cíclica. Fue desarrollada por la casa comercial Dentsply. Se ha demostrado que mejora la resistencia a la fatiga

cíclica hasta en 2 a 3 veces en comparación con las limas tradicionales de NiTi superelásticas.

M-Wire contiene las 3 fases cristalinas, incluyendo martensita deformada y microunida, R-fase, y austenita (31). M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialties) fue introducida el 2007 y es producida por la aplicación de una serie de tratamientos de calor a alambres en blanco NiTi. Los instrumentos M-Wire incluyen la GT Series X, Profile Vortex y Vortex Blue (Shen, y col, 2013) (32).

Los instrumentos fabricados con aleación M-wire, fueron diseñados para un motor reciprocante el cual adopta el concepto de fuerzas balanceadas de Roane a partir de 1985. Además, este movimiento de rotación alterna permite que la lima avance más fácilmente, con eficiencia en el corte y remoción de detritus hacia coronal (33).

Fase R: el tratamiento termomecánico de las aleaciones NiTi influye fuertemente en su comportamiento de transformación. En las aleaciones NiTi casi equiatómicas, la transformación martensítica puede ocurrir como una transformación en una sola etapa (Austenita [A] -martensita [M] o una transformación en dos etapas (A-R-M), dependiendo del tratamiento termomecánico (R significa R phase) (34,35).

Por lo general, la transformación de 1 etapa de A a M ocurre en aleaciones NiTi ricas en níquel, y la transformación A-R-M de 2 etapas se produce después de tratamiento térmico adicional, que crea precipitados finamente dispersados de Ti_3Ni_4 en la matriz austenítica (35).

El cambio de una etapa de transformación a la transformación en dos etapas puede entenderse considerando que la fase R es otra fase potencial de la martensita y la preferencia relativa de la fase R sobre la martensita en presencia de partículas finas. Aunque las partículas de Ti_3Ni_4 resisten fuertemente la transformación de la martensita, que está asociada con gran deformación de la malla metálica, son

mucho menos resistentes a la formación de la R-fase, que se asocia con una deformación de la red significativamente menor (36, 37, 38).

La presencia de partículas de Ti_3Ni_4 favorece la formación de la Fase R, pero la aleación requiere enfriamiento adicional para que se produzca la transformación de martensita. Por lo tanto, la transformación martensítica se produce en 2 pasos: A-R-M.

La superelasticidad o pseudoelasticidad está asociada con la aparición de la transformación de fase de la aleación NiTi sobre la aplicación de estrés por encima de un nivel crítico, que tiene lugar cuando la temperatura ambiente está por encima de la llamada temperatura A_f del material. Por lo tanto, la temperatura de trabajo limas superelásticas NiTi deben estar por encima de la A_f para permitir la pseudoelasticidad. La mayor resistencia a la fatiga cíclica de WaveOne Gold comparada con la de instrumentos hechos de M-Wire pueden ser causados por el valor alto de A_f de los instrumentos WaveOne Gold y a su comportamiento de transformación en dos etapas (39).

4.7 Movimiento Recrocante: fue diseñado para aumentar la vida útil de los instrumentos NiTi, incrementando la resistencia a la fatiga y estrés torcional en comparación a los instrumentos rotatorios. Consiste en un movimiento asimétrico de ida y vuelta, con lo cual la lima cambia continuamente su dirección durante el proceso de conformación del conducto. Este movimiento de vaivén consiste en un mayor grado de rotación en la dirección de corte y un menor grado de rotación en la dirección inversa (40, 41).

El movimiento recrocante se basa en un movimiento antihorario (Dirección de corte) y un movimiento en sentido horario (CW) (liberación del instrumento). El ángulo de la dirección de corte (antihorario) es mayor que el movimiento en sentido horario; y por lo tanto, la dirección de corte, permite que el instrumento continúe en el conducto y haga que corte dentina, mientras que el movimiento en sentido horario permite que la lima se desenganche inmediatamente y progrese con seguridad a través del conducto mientras disminuye la propensión a atornillar y

fractura utilizando rotación específica, porque es probable que el rango de rotación afecte la resistencia a la fatiga, especialmente en relación al tiempo de uso (42).

2.8 Sistema Wave One®: Fue introducido al mercado en el año 2,010. La nueva aleación M-wire fue introducida para superar las características de la aleación NiTi, incrementando la resistencia a la fatiga cíclica en un 390% en comparación con NiTi. Poseen un ángulo de corte reverso. Por lo tanto el instrumento corta solo en sentido antihorario.

Tienen un ángulo helicoidal, se recomienda su uso a 350 rpm para mayor seguridad.

- Presentan una sección transversal variable. Triangular convexo cerca del mango y triangular con concavidades cerca de la punta del instrumento.
- Se comercializan esterilizados y están diseñados para un uso clínico único.
- Se presentan en 21mm, 25mm y 31mm de longitud.

El sistema comprende tres instrumentos:

- Wave One® Small: color amarillo, calibre #21 - conicidad 6% (conicidad constante). Es utilizado en conductos estrechos y curvos.

- Wave One® Primary: color rojo, calibre #25 - conicidad 8% en los 3mm apicales. Es utilizado en conductos radiculares de calibre promedio (conductos mesiales de molares inferiores, bucales de molares superiores, premolares con dos conductos etc.).

- Wave One® Large: color negro, calibre #40 - conicidad 8% en los 3 mm apicales. Es utilizado en conductos radiculares amplios.

Entre las limitantes de Wave One®:

Su sección transversal triangular podría no proporcionar suficiente espacio para que el instrumento se desplace, reduciendo así su capacidad de corte. Eficiencia de corte y eficiencia de limpieza de también se ve afectada por su sección transversal (50).

Produce grandes cambios en la geometría de conductos ovaes, comparando con otro sistema reciprocante; en donde los parámetros analizados son área, perímetro, circunferencia, diámetro mayor, diámetro menor, volumen, área de superficie (50).

4.9 Wave One Gold®: el sistema se caracteriza su aleación que ha recibido un proceso térmico en la cual se ha identificado el punto de transición entre la fase martensita y austenita dando como resultado un metal 80% más flexible, 50% más resistente a la fatiga clíncila y 23% más eficiente en comparación a su predecesor wave one tradicional (43).

Las limas Wave One Gold®, se fabrican con un procedimiento de tratamiento térmico de oro, el cual es ejecutado manualmente calentando el instrumento y luego enfriandolo lentamente, en contraste con el proceso de premanufactura y tratamiento térmico de la tecnología M-Wire. Según el fabricante, este nuevo tratamiento térmico mejora la elasticidad del instrumento (43).



Figura 9. Son 4 instrumentos disponibles para mejor adaptación a la variable anatomía de conductos radiculares. (43)

- Wave One Gold® Small: color amarillo, calibre #20 - conicidad 7%.

- Wave One Gold® Primary: color rojo, calibre #25 - conicidad 7%
- Wave One Gold® Medium: color verde, calibre # 35 -conicidad 6%
- Wave One Gold® Large: color blanco, calibrer # 45 –conicidad 5% (44).



Figura 10. Esquema de conicidad de instrument Wave One gold 25.07. (43)

Otra característica de diseño es que cada lima tiene una sección transversal en forma de paralelogramo para limitar el acoplamiento entre la lima y dentina a solo uno o dos puntos de contacto, reduciendo así el efecto de atornillamiento (45, 46, 47).

Complicaciones por Separación de Instrumentos Rotatorios. En la mayor parte de los casos, la separación de las limas se debe al uso incorrecto o excesivo de un instrumento endodóntico. La separación de instrumentos endodónticos intraconducto puede dificultar los procedimientos de limpieza y remodelado, debido a que da lugar a obstrucción parcial o total del conducto radicular, con un potencial impacto en el éxito del tratamiento (48). Si un conducto radicular ya preparado no se sella adecuadamente hasta la constricción apical (foramen fisiológico), existe el riesgo de que las secreciones del periápice penetren al interior del conducto y de que se coagulen las proteínas que contienen, lo que desencadena reacciones

inflamatorias periapicales que, a su vez, retrasan o detienen la curación tisular de las lesiones perirradiculares (49). Las consecuencias son una obturación incompleta o un cierre hermético insuficiente del ápice, lo que a la larga permite la aparición de una patología periapical (50).

Diferencias entre ambos sistemas:

El sistema Wave One® está hecho en M-wire y el nuevo Wave One Gold® tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada Gold.

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° (50).

Mejoras en las características de WaveOne Gold®

La sección en paralelogramo permite reducir la masa del instrumento y proporcionar espacio para liberar detritus del conducto radicular en sentido coronario. Además esta sección proporciona una o dos aristas de corte dejando libres las restantes lo cual minimiza el estrés torsional del instrumento, evitando el taper-lock (bloqueo).

La aleación Gold combina la flexibilidad con la resistencia a la fatiga cíclica y torsional, y a su vez es lo suficientemente rígida para optimizar la eficiencia de corte. Reduce la fuerza del instrumento contra la pared del conducto minimizando el transporte radicular. Ofrece 70% más de flexibilidad que el sistema Wave One® y proporciona mayor seguridad de preparación del canal. Las limas 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. Además, acorta en un 23% el tiempo de preparación del conducto, y reduce aún más la fatiga clínica.

Los instrumentos presentan una conicidad variable, siendo en Wave One Gold® decreciente a partir de los 3 mm (51).

WaveOne Gold® tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica que Wave One tradicional el tratamiento termomecánico de la aleación NiTi, que influye fuertemente su comportamiento de transformación y también por su sección transversal (52).

Por lo tanto, la transformación martensítica se produce en 2 pasos: A - R - M. La superelasticidad o pseudoelasticidad está asociada con la aparición de la transformación de fase de la aleación NiTi aplicación de estrés por encima de un nivel crítico, que tiene lugar cuando la temperatura ambiente está por encima de la llamada temperatura Af del material (53).

4. Marco metodológico

4.1 Hipótesis de investigación:

El sistema de instrumentación Wave One Gold® tiene mayor resistencia a la separación durante el uso que Wave One® en conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas.

4.2 Hipótesis nula:

No hay diferencia en la resistencia a la separación entre Wave One Gold® y Wave One® al instrumentar conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas.

4.3 Diseño del estudio

Tipo de estudio: Observacional Analítico

4.4 Población y muestra

Para realizar el estudio, se tomó una muestra de 20 limas divididas en dos grupos.

Grupo a: 10 limas Wave One 25.08

Grupo b: 10 limas Wave One gold 25.07

4.4.1 Criterios de inclusión

El estudio se realizó en molares inferiores extraídas que cumplieran con los siguientes criterios:

Desarrollo radicular completo. (ápices cerrados)

Conductos mesiales con disposición tipo II y IV de Vertucci (completamente separados).

Curvatura radicular menor de 30°

4.4.2 Criterios de exclusión

Piezas con tratamiento de conductos previo.

Piezas con conductos calcificados.

Conductos en los que no se logre permeabilidad previa.

Curvatura radicular mayor de 30°.

Raíces mesiales con más de dos conductos radiculares.

4.5 Variables:

4.5.1. Clasificación:

4.5.2 Variables independientes: sistema de instrumentación (cualitativa nominal)

4.5.2 a Sistema Wave One®

4.5.2 b Sistema Wave One Gold®

4.5.3 Variables dependientes:

4.5.3 a. conductos mesiales preparados: cantidad de conductos preparados previo a la separación del instrumento. (cuantitativa).

4.5.3 b. Tiempo: en segundos, previo a la fractura (cuantitativa).

4.5.3 c. Longitud del instrumento fracturado (cuantitativa)

4.5.3 d. Tercio del conducto en donde ocurre la separación del instrumento: (cualitativa) apical, cervical o medio.

4.6 Descripción del estudio

Se seleccionaron dos sistemas de instrumentación rotatoria: WaveOne® y WaveOne Gold®. Estos dos sistemas fueron seleccionados debido a su diferencia en aleación y diseño de instrumento pero ambos poseen el mismo movimiento recíprocante.

Se utilizaron 10 limas WaveOne® 25.08 y 10 limas WaveOne Gold® 25.07 Dentsply Maillefer.

A todos los molares se les realizó acceso rectilíneo utilizando fresa redonda No. 5 y endo Z.

Se verificó la patencia, que consiste en el paso de una lima tipo K 10.02 que penetra pasivamente a través de la constricción apical sin ampliarla y se estableció la longitud de trabajo a 1mm del foramen apical verificando radiográficamente.

Luego de realizado el acceso y permeabilizado el conducto se seleccionó el sistema de instrumentación de forma aleatoria, de la manera siguiente: se lanzó una moneda designando cara para WaveOne® y escudo para WaveOne Gold®. Se asignó el sistema de instrumentación inicialmente al conducto mesiobucal, y al conducto mesiolingual le fue asignado por descarte el otro sistema de instrumentación.

Para evitar sesgos un sólo operador realizó la prueba para estandarización en la forma de utilización de los instrumentos. Se procedió a la preparación de los conductos, siguiendo las instrucciones del fabricante, inicialmente se preparó el tercio cervical, tercio medio y tercio apical, se irrigó con hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada instrumento, se utilizaron jeringas Navitip calibre 27 para la irrigación dentro del conducto a 3mm de la longitud de trabajo establecida. Todos los instrumentos fueron llevados al interior del conducto en rotación con motor silver reciproc (VDW, Munich Germany) a una velocidad constante de 350 rpm con el programa WaveOne all, se realizaron movimientos de picoteo (ascendente y descendente) de 3mm en cada dirección, para simular la situación clínica. Todos los instrumentos fueron activados hasta su fractura. Se registró el tiempo que

permaneció activo el instrumento con un crónometro y deteniéndolo durante la irrigación del conducto. También se midió la longitud en que ocurrió la separación del instrumento (si llegó a presentarse) para determinar a qué longitud fue más frecuente dicha separación, utilizando una regla milímetrica endodóntica.



Figura 11. Vista frontal de primer molar inferior.

Figura 12. Vista mesial de primer molar inferior



Figura 13. Instrumentos Wave One® y Wave One Gold®



Figura 14. Instrumentos Wave One®



Figura 15. Instrumentos Wave One Gold®

4.7 Instrumento recolector de datos:

| Instrumento | <u>Número</u> de muestra | Tiempo de uso previo a fractura | Número de conductos preparados | Longitud del fragmento fracturado | Tercio donde se fracturó el instrumento |
|--------------------------------|---|--|---|--|--|
| <u>WaveOne</u> | | | | | |
| <u>WaveOne</u> Gold | | | | | |

Tabla 1. Instrumento recolector de datos.

Entre los datos a recolectar están el número de muestra, tiempo de uso previo a la fractura, número de conductos preparados, Longitud del fragmento del instrumento fracturado y tercio donde se fracturó el instrumento.

4.7 Propuesta de análisis estadístico:

Para las variables cuantitativas, mediante estadística descriptiva se obtuvieron datos de media, desviación estándar, valores mínimos y máximos. Los datos se analizaron mediante el uso de la prueba Kolmogorov-Smirnov, para evaluar el supuesto de normalidad. Para establecer diferencias significativas entre ambos sistemas de instrumentación se utilizó la prueba T student debido a que los datos tuvieron un comportamiento normal.

Para la variable cualitativa (tercio radicular) los datos se presentaron en tablas de frecuencia y porcentaje para cada tercio radicular donde ocurrió la fractura. Las diferencias estadísticamente significativas entre cada sistema se determinaron a través de una prueba chi cuadrado.

5. Resultados

En la tabla I se hace referencia a la media aritmética, desviación estándar y mediana del número de conductos preparados con Wave One y Wave One Gold. El número de conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas preparados fue mayor con Wave One Gold® que con Wave One®. Se pudo comprobar que el instrumento Wave One Gold® es más eficaz que Wave One®.

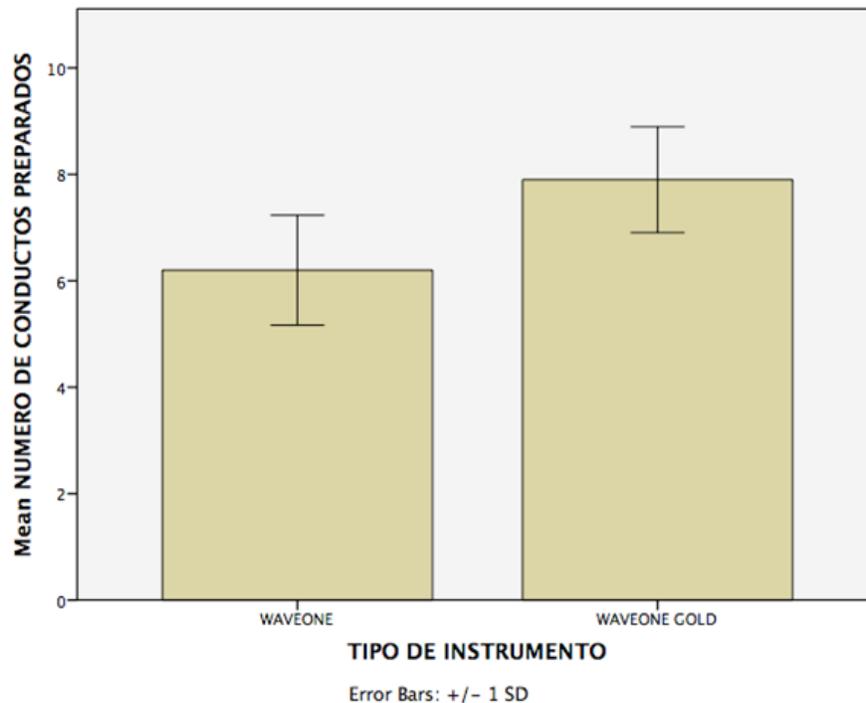
TABLA 1

Número de conductos preparados

| TIPO DE INSTRUMENTO | Conductos preparados | N | Media | Desviación estándar | Mediana | Mínimo | Máximo |
|---------------------|----------------------|----|-------|---------------------|---------|--------|--------|
| WaveOne® | 62 | 10 | 6.20 | 1.033 | 6.00 | 5 | 8 |
| WaveOne Gold® | 79 | 10 | 7.90 | .994 | 8.00 | 6 | 9 |
| Total | 141 | 20 | 7.05 | 1.317 | 7.00 | 5 | 9 |

P=0.001(T-Student)

Gráfica I Número de conductos preparados



En la tabla 2 se hace referencia al tiempo de uso de Wave One® y Wave One Gold® hasta su fractura en segundos, por lo que se obtuvo un cálculo mediante las pruebas de hipótesis. La diferencia estadística significativa es de ($P = .03$), siendo mayor en Wave One Gold®.

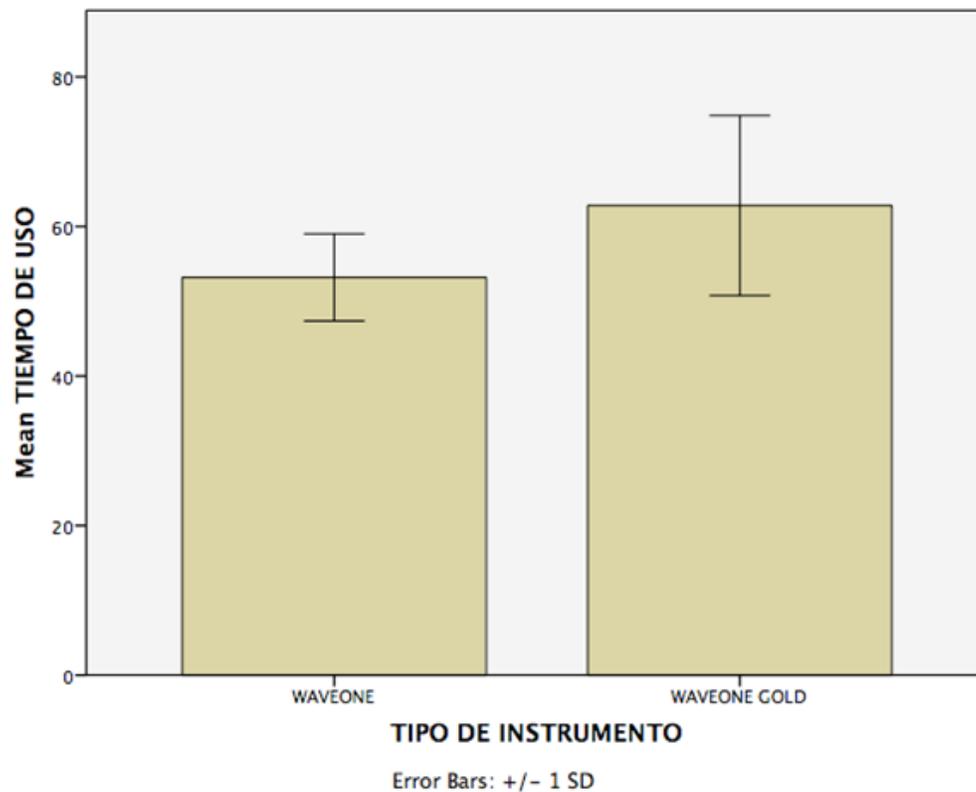
TABLA 2

Tiempo de uso en segundos hasta su fractura

| TIPO DE INSTRUMENTO | segundos | N | Media | Desviación estándar | Mediana | Mínimo | Máximo |
|---------------------|----------|----|-------|---------------------|---------|--------|--------|
| WaveOne® | 532 | 10 | 53.20 | 5.827 | 53.00 | 46 | 62 |
| WaveOne Gold® | 628 | 10 | 62.80 | 12.035 | 64.00 | 47 | 80 |
| Total | 1,160 | 20 | 58.00 | 10.438 | 56.50 | 46 | 80 |

$P=0.03$ (T-Student)

Gráfica II Tiempo de uso en segundos hasta la fractura del instrumento

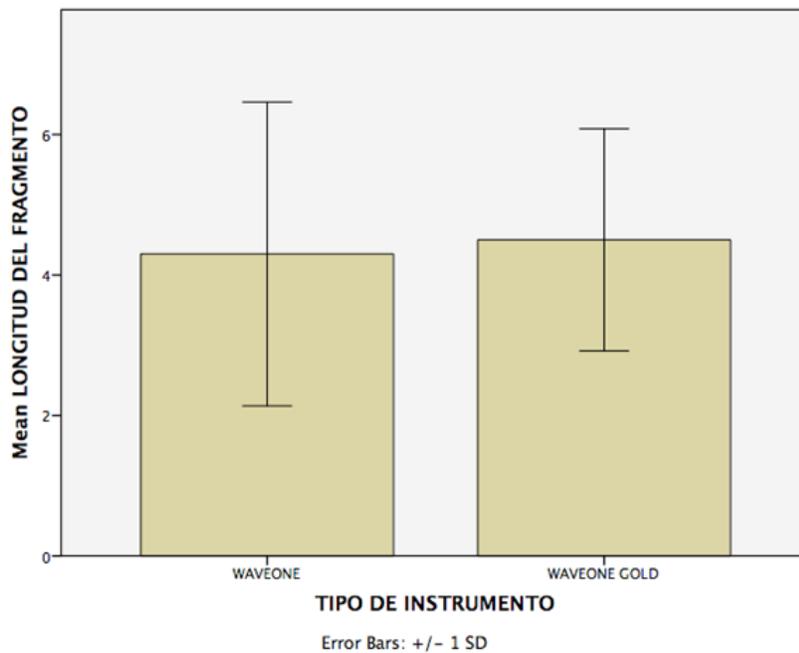


La tabla 3 hace referencia a la longitud del fragmento del instrumento fracturado, no habiendo diferencia estadísticamente significativa entre ambos instrumentos porque era muy poco probable que la hipótesis se efectuara por debajo de 0.05 ya que la significancia $P=$ 0.816.

| Tabla 3. | | | | | | |
|------------------------|----|-------|----------------|---------|--------|--------|
| LONGITUD DEL FRAGMENTO | | | | | | |
| TIPO DE INSTRUMENTO | N | Media | Desy. estándar | Mediana | Minimo | Maximo |
| WAVEONE | 10 | 4,30 | 2,163 | 4,00 | 1 | 9 |
| WAVEONE GOLD | 10 | 4,50 | 1,581 | 4,50 | 2 | 6 |
| Total | 20 | 4,40 | 1,847 | 4,00 | 1 | 9 |

$P=0.816$ (T-Student)

Gráfica III Longitud del fragmento separado



En la tabla 4 se hace referencia a la ubicación del fragmento del instrumento fracturado con ambos sistemas. No encontrando diferencia estadísticamente significativa en la ubicación del fragmento fracturado porque se utiliza la prueba de chi cuadrado y las variables categóricas se buscan en tablas de distribución normal mientras que T de student es diferente. (P=0.497).

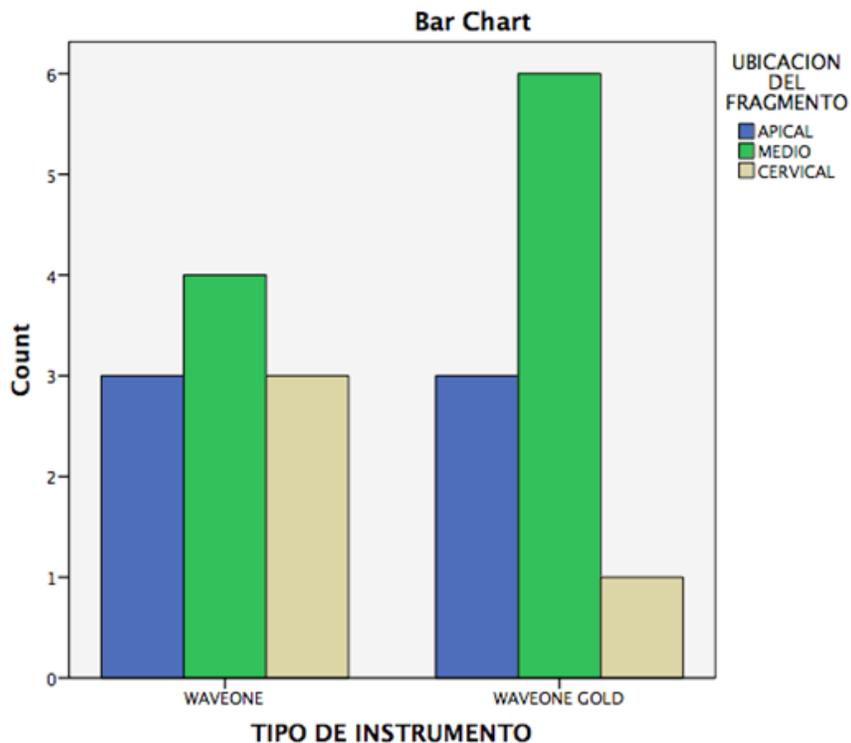
Tabla 4.

Tipo de instrumento Ubicación del fragmento

| | Apical | Medio | Cervical | Total |
|---------------|--------|-------|----------|--------|
| WaveOne® | 2 | 4 | 4 | 10 |
| | 20.0% | 40.0% | 40.0% | 100.0% |
| WaveOne Gold® | 3 | 6 | 1 | 10 |
| | 30.0% | 60.0% | 10% | 100.0% |
| Total | 5 | 10 | 5 | 20 |
| | 25% | 50% | 25% | 100.0% |

P=0.497 (chi cuadrado)

GRAFICA 4



6. Discusión:

Los diversos procedimientos termomecánicos y la mejora de la composición de la aleación que se utiliza en la fabricación de instrumentos de NiTi están destinados a mejorar la flexibilidad de los instrumentos de NiTi (54,55).

El tratamiento térmico controlado podría influir en la aleación haciendo que parte de la aleación esté ya en disposición microestructural martensítica. Alapati y colaboradores afirman que tras un tratamiento térmico controlado a 400, 500 y 600 grados, los instrumentos ProFile varían su rango de temperatura de transformación de fase, mejorando el comportamiento de los instrumentos al aumentar su resistencia a la fatiga cíclica y su flexibilidad ya que el instrumento contiene determinada cantidad de martensita estable en condiciones clínicas (41).

Avances en metalurgia de los instrumentos NiTi, procesos de acabado aplicados a los instrumentos, y los cambios en los diseños de los instrumentos tienen como objetivo disminuir las fallas observadas en los mismos. (55)

El presente estudio fue una comparación de la resistencia a la separación durante el uso entre Wave One® y Wave One Gold® en conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas, de acuerdo con los resultados del presente estudio, la resistencia a la separación durante el uso entre Wave One® y Wave One gold® en conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas es mayor en Wave One Gold®. Si hubo diferencia estadísticamente significativa, por lo tanto, la hipótesis nula del presente estudio fue rechazada.

Estudios previos reportaron que la incidencia de separación de Wave One Gold es menor que la de Wave One®, los investigadores atribuyen sus hallazgos a la diferente sección transversal que existe entre ambos instrumentos. El sistema Wave One® tiene sección triangular convexa de D9 a D16 (sección media y coronal) y modificada de D1 a D8 (sección transversal triangular convexa modificada en la sección apical). A diferencia del sistema Wave One Gold®, presenta una sección de paralelogramo con aristas de 85° su sección es rectangular para reducir la masa del instrumento y proporcionar espacio para liberar detritus del conducto radicular.

Además esta sección cuadrangular deja dos o tres aristas de corte libres para minimizar el estrés torsional del instrumento. (56)

El tratamiento térmico o el tratamiento termomecánico es una de las principales formas de influir en el comportamiento de transformación de las aleaciones NiTi.

Las aleaciones NiTi son el resultado de una transformación de una sola etapa (austenita [A] -martensita [M]) o una transformación de 2 etapas (A-R-M) dependiendo del tratamiento termomecánico (57). En general, Aleaciones NiTi ricas en níquel muestran una transformación de una sola etapa de A a M. La transformación A-R-M de dos etapas tiene lugar después del tratamiento térmico adicional, que crea precipitados de Ti_3Ni_4 finamente dispersos en la matriz austenítica. Cuando el estrés excede el nivel crítico, las aleaciones de NiTi se someten a transformación de fase debido a superelasticidad o pseudoelasticidad. (57)

Modificando las temperaturas de transformación (austenítico inicio y final austenítico) de los instrumentos Wave One Gold®, el tratamiento térmico puede proporcionar un impacto positivo en sus propiedades. M-Wire es el resultado de un proceso de tratamiento térmico prefabricado, mientras que el tratamiento térmico del instrumento Wave One Gold® es un procedimiento de post-fabricación. El fabricante afirma que éste proceso le da a los instrumentos Wave One Gold® más fuerza y flexibilidad que los sistemas de instrumentos Wave One® (57).

La sección transversal de Wave One Gold de paralelogramo descentrado con uno o dos puntos de contacto alternos, similar a Protaper Next facilita la salida de detritus y produce menor riesgo de enroscamiento del instrumento (43).

La disminución de la conicidad de los instrumentos también puede explicar el rendimiento superior de los instrumentos Wave One Gold® cuando se compararon con los de los instrumentos Wave One®. (58) La fatiga cíclica de los instrumentos disminuye al aumentar su diámetro. Disminuir / aumentar el diámetro y la masa metálica del instrumento en el punto de máximo estrés es un factores importante para determinar la fatiga cíclica de los instrumentos.

La longitud del fragmento separado y su ubicación dentro del conducto

radicular son aspectos que han sido analizados con numerosas técnicas implementadas con el fin de minimizar los errores durante la preparación de conductos curvos y estrechos, así mismo se han fabricado nuevos instrumentos para facilitar su preparación. Sin embargo ninguna técnica ni instrumental por si solo resulta ideal en la prevención de estos errores siendo necesario el cumplimiento de algunos principios básicos durante la preparación de estos conductos, tales como la correcta preparación coronal, el uso continuo de irrigantes y agentes quelantes, el mantenimiento de la permeabilidad, el limado anticurvatura y la doble conicidad entre otros. La falta en el cumplimiento de estos principios conlleva a los errores antes mencionados, siendo estos factores comprometedores para el éxito del tratamiento endodóntico.(59)

7. Conclusiones:

- Las limas Wave One Gold® fueron más resistentes a la separación durante su uso al preparar conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas que las limas Wave One®, por lo tanto se confirma la hipótesis de investigación.
- Se estableció el número de conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas con Wave One Gold® y con Wave One®, siendo mayor el número de conductos preparados con Wave One Gold®.
- Las limas Wave One Gold® trabajaron mayor cantidad de tiempo en segundos al preparar conductos mesiales de primeras molares inferiores extraídas comparado con Wave One®, por lo tanto Wave One Gold® trabajó más tiempo en segundos efectivamente en el conducto previo a la separación del instrumento que Wave One®.
- La diferencia de la medida en milímetros de la longitud de los fragmentos separados entre Wave One Gold® y Wave One® no presenta una diferencia estadísticamente significativa.
- No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre Wave One Gold® y Wave One® al determinar en qué tercio del conducto hubo mayor incidencia de separación al evaluar ambos sistemas.

8. Recomendaciones

- Realizar más estudios con el sistema WaveOne Gold®, comparándolo con otros sistemas disponibles en el mercado.
- Para estudios posteriores se recomienda la preparación de conductos curvos mayores a 30° en piezas naturales.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Duggan J, Sedgley C. Biofilm formation of Oral and Endodontic *Enterococcus faecalis*. *J Endod* 2007; 33: 815-8.
2. Ozyurek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel Titanium Instruments. *J Endod* 2016; 42:1536–1539.
3. Adiguzel M, Capar I. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *J Endod* 2017 ; 4: 623–627.
4. Arias A, Perez J, De la Macorra J, Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *J Endod* 2012; 38: 1244–1248.
5. Hyeon K, Sang-Won K, Shun-Pan C, et al. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod* 2012; 38: 541–544.
6. Varela P, Ibanez A, Rivas B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010;36:157–9.
7. Gao Y, Gutmann J, Wilkinson K, et al. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012; 38: 398–401.
8. Gao Y, Gutmann J. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety. *Int Endod J* 2012; 45: 113-28.
9. [Dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf](https://www.dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf)
10. K. Miyai, A. Ebihara, Y. Hayashi. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotatory endodontic instruments. *Int Endod J*. 2006; 39:119-126.

11. Webber J. Shaping Canals with Confidence: WaveOne Gold Single-File Reciprocating System. *Roots International Magazine of Endodontology* 2015; 1: 34-40.
12. Leonardo M, Leonardo R. *Endodoncia: Conceptos Biológicos y Recursos Tecnológicos* Sao Paulo: Ed Artes Médicas; 2009.
13. Capar I. & Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *Int Endod.Journal* 49: 119–135, 2016.
14. Vertucci F. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics* 2005, 10, 3–29.
15. Soares I, Goldberg F. *Técnica y Fundamentos de endodoncia*; Editorial panamericana 2003; capítulo 7; pag 77 – 87.
16. Saunders E, Hand instrumentation in root canal preparation; *Endodontic Topics* 2005; 10: 163–167.
17. Metzger Z. Solomonov M, Kfir A. The role of mechanical instrumentation in the cleaning of root canals. *Endodontic Topics* 2013; 29: 87–109.
18. Brau Aguadé E, Canalda C. *Endodoncia, técnicas clínicas y bases científicas*; 2ª Edición; capítulo 15 pag 159 – 165.
19. Camps J, Pertot W, Levallois B. Relationships between file size and stiffness properties of nickel – titanium instruments. *Endod Dent Traumatol* 1,995; 11: 270 – 273.
20. Canalda C, Brau E, Berástegui E. A comparison of nickel titanium K files.; *Int Endod Journal* 1,996; 29: 185-189.
21. Setzer D. Influence of Combined Cyclic Fatigue and Torsional Stress on the Fracture Point of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J. Endod.* 2013; 39:133-137.
22. Pruett J, Clement D, Carnes Jr. Cyclic fatigue testing of nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23: 77–85.

23. Plotino G, Grande N, Cordaro M, et al. Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 152–156.
24. Adiguzel M, Davut I. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne® and WaveOne Gold® small, primary and large instruments. *J Endod* 2017; 43: 623–627.
25. Cheung G. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics* 2009; 16: 1–26.
26. Al-Hadlaq S, AlJarbou F. et al. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010; 36: 305–7.
27. Clifford R. Single file shaping technique. Achieving a gold medal result; *Advanced endod, dentistry today*; January 2016.
28. Xu X, Zheng Y. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod* 2006; 32: 372–5.
29. Campbell L, Shen Y, Haapasalo M. Effect of Fatigue on Torsional Failure of Nickel-Titanium Controlled Memory Instruments. *J Endod* .2014; 40:562-565.
30. Spili P, Parashos P. The Impact of Instrument Fracture on Outcome of Endodontic Treatment. *J Endod*. 2005, 31: 845-850.
31. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *J Endod*. 2012, 38:105-107.
32. Zhou H, Shen Y, et al. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. 2012; 38: 1535-1540.

33. Ghivari, et al: Apical extrusion of debris and irrigant by hand and rotary systems. *Journal of Conservative Dentistry*. Apr-Jun 2011; Vol.14.Issue 2
34. Sanches R., Junaid A., et al. Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne Files: a prospective clinical study. *J Endod* 2012; 40: 922-924.
35. Uygun A, Kol E, Topcu M, et al. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, Pro Taper Next and Pro Taper Universal instruments at different levels. *Int Endod J* 2016; 49: 494-9.
36. Gambarini G. Grande N., Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008; 34: 1003-5.
37. Gambarini G, Plotino G, Grande N., Et al. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J* 2011; 44: 337-41.
38. Elsaka S, Elnaghy A. Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne® instruments using different angles of curvature. *Dent Mater J* 2015; 34: 358-63
39. Walia H, Brantley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1998; 14: 346–51.
40. Al-Hadlaq S, AlJarbou F, AlThumairy R. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010; 36: 305–7.
41. Alapati S, Brantley W, Lijima M. et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009; 35: 1589–93.
42. Beurklein S, Benten S, Sch€afer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2013 ;46: 590–7.

43. Steinfort K. WaveOne® Gold: la nueva propuesta de Dentsply Sirona. Canal abierto No. 35 abril 2017.
44. Topcuoglu H, Duzgun S, Akti A. et al. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Wave One files in canals with a double curvature. *Int Endod J* 2016 Jun 25.
45. Duerig T., Melton K., Stockel D., Wayman C. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990: 3–35.
46. Capar I, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J* 2015; 41: 24-28.
47. Aranguren J, Kuttler S., Wave One Gold, surfea el conducto radicular con confianza. [Dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf](https://www.dentsply.com.mx/Pdf/Articulo_Wave_One_Gold.pdf).
48. Calderón A, Jiménez J. et al. Rotary instrumentation: usage, separation and effect on postoperative endodontic complications. *Revista Odontológica Mexicana* Vol. 18, No. 1 January-March 2014 pp 27-31.
49. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, et al. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *J Endod* 2015; 41: 1134–8.
50. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, et al. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *J Conserv Dent* 2014; 17: 250.
51. Ruddle C. Single file shaping technique: achieving a Gold Medal Result. *Dentistry Today*. January 2016.
52. Taha O, Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2016;42:1536–1539.
53. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci* 2005;50:511–678.

54. Silva E Tinoco J, Vieira V. et al. Bending resistance and cyclic fatigue life of a new single-file reciprocating instrument WaveOne Gold. Eur Endod J 2016; 1: 4-4.
55. Wycoff R, Berzins D. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. J endod 2012; 38: 1118-20.
56. Chaves M, Guiomar B, Lopes B. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments. J Endod 2002; 28: 765-9.
57. Hieawy a, Haapasalo M, Zhou H, et al. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. J Endod 2015; 41: 1134-8.
58. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickeltitanium endodontic instruments after clinical use. J Endod 2004;30:722–5.
59. Knowles K, Hammond N, Biggs S, Ibarrola J. Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. J Endod 2006; 32:14–6.

.

ANEXO I Instrumento recolector de datos

| Número de muestra | Tipo de lima | Tiempo de uso previo a separación | Número de conductos preparados | Longitud del fragmento separado | Tercio donde se separó el instrumento |
|-------------------|--------------|-----------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|
|-------------------|--------------|-----------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|

| | | | | | |
|----|------------------|-------------|---|-----|----------|
| 1 | Wave One | 46 segundos | 5 | 4mm | apical |
| 2 | Wave One | 57 segundos | 6 | 5mm | medio |
| 3 | Wave One | 46 segundos | 5 | 9mm | cervical |
| 4 | Wave One | 58 segundos | 6 | 4mm | apical |
| 5 | Wave One | 62 segundos | 5 | 6mm | medio |
| 6 | Wave One | 50 segundos | 6 | 4mm | cervical |
| 7 | Wave One | 49 segundos | 7 | 4mm | cervical |
| 8 | Wave One | 56 segundos | 7 | 2mm | cervical |
| 9 | Wave One | 49 segundos | 7 | 4mm | medio |
| 10 | Wave One | 59 segundos | 8 | 4mm | medio |
| 11 | Wave One Gold | 47 segundos | 6 | 6mm | medio |
| 12 | Wave One Gold | 50 segundos | 7 | 6mm | medio |
| 13 | Wave One Gold | 54 segundos | 7 | 2mm | apical |
| 14 | Wave One Gold | 64 segundos | 8 | 6mm | apical |
| 15 | Wave One Gold | 78 segundos | 8 | 6mm | medio |
| 16 | Wave One Gold | 64 segundos | 8 | 5mm | cervical |
| 17 | Wave One Gold | 80 segundos | 9 | 2mm | medio |
| 18 | Wave One Gold | 71 segundos | 9 | 4mm | medio |
| 19 | Wave One Gold | 50 segundos | 8 | 4mm | medio |
| 20 | Wave One Gold | 70 segundos | 9 | 4mm | Apical |