

Análisis comparativo de la rugosidad de superficie y deformación plástica de las limas reciprocantes WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™ tras su uso clínico.



Ángel Herrera Martín

Tutor: Dra. Prof. Ana Arias Paniagua

Madrid, septiembre de 2019

Departamento de Estomatología II
Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 6 de septiembre de 2019

ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

D./Dña. Ángel Herrera Martín con NIF 51496619X, estudiante de Máster en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid en el curso 2018 - 2019 , como autor/a del trabajo de fin de máster titulado

y presentado para la obtención del título correspondiente, cuyo/s tutor/ es/son:

Dra. Ana María Arias Paniagua

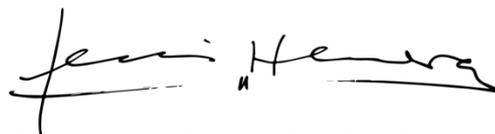
DECLARO QUE:

El trabajo de fin de máster que presento está elaborado por mí y es original. No copio, ni utilizo ideas, formulaciones, citas integrales e ilustraciones de cualquier obra, artículo, memoria, o documento (en versión impresa o electrónica), sin mencionar de forma clara y estricta su origen, tanto en el cuerpo del texto como en la bibliografía. Así mismo declaro que los datos son veraces y que no he hecho uso de información no autorizada de cualquier fuente escrita de otra persona o de cualquier otra fuente.

De igual manera, soy plenamente consciente de que el hecho de no respetar estos extremos es objeto de sanciones universitarias y/o de otro orden.

En Madrid, a 6 de septiembre de 2019

Fdo.: ÁNGEL HERRERA MARTÍN





TRABAJO DE FIN DE MÁSTER
VISTO BUENO DEL TUTOR
MASTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

El profesor/a tutor

Nombre y apellidos:	Ana María Arias Paniagua
---------------------	--------------------------

del alumno/a

Nombre y apellidos	Ángel Herrera Martín
--------------------	----------------------

encuadrado en la línea de investigación

Materiales y técnicas en Endodoncia

DA EL VISTO BUENO

para que el Trabajo de Fin de Máster titulado

Análisis comparativo de la rugosidad de superficie y deformación plástica de las limas reciprocantes WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™ tras su uso clínico.

sea admitido para su defensa ante Tribunal.

En Madrid, a 6 de septiembre de 2019.

Fdo: el profesor/a

MÁSTER EN: CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)

CENTRO: Facultad de Odontología

ESTUDIANTE DE MÁSTER: Ángel Herrera Martín

TUTOR/ES DEL TFM: Ana María Arias Paniagua

TÍTULO DEL TFM: *Análisis comparativo de la rugosidad de superficie y deformación plástica de las limas reciprocantes WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™ tras su uso clínico.*

FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA: septiembre 2018

FECHA DE SEGUNDA MATRÍCULA (en caso de producirse):

1. Objeto

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster en **Ciencias Odontológicas** y su Tutor/es y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su/s profesor/es tutor/es del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

2. Colaboración mutua

El/los tutor/es del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.

3. Normativa

Los firmantes del presente compromiso declaran conocer la normativa vigente reguladora para la realización y defensa de los TFM y aceptan las disposiciones contenidas en la misma.

4. Obligaciones del estudiante de Máster

- Elaborar, consensuado con el/los Tutor/es del TFM un cronograma detallado de trabajo que abarque el tiempo total de realización del mismo hasta su lectura.
- Informar regularmente al Tutor/es del TFM de la evolución de su trabajo, los problemas que se le planteen durante su desarrollo y los resultados obtenidos.
- Seguir las indicaciones que, sobre la realización y seguimiento de las actividades formativas y la labor de investigación, le hagan su tutor/es del TFM.
- Velar por el correcto uso de las instalaciones y materiales que se le faciliten por parte de la Universidad Complutense con el objeto de llevar a cabo su actividad de trabajo, estudio e investigación.

5. Obligaciones del tutor/es del TFM

- Supervisar las actividades formativas que desarrolle el estudiante; así como desempeñar todas las funciones que le sean propias, desde el momento de la aceptación de la tutorización hasta su defensa pública.
- Facilitar al estudiante la orientación y el asesoramiento que necesite.

6. Buenas prácticas

El estudiante y el tutor/es del TFM se comprometen a seguir, en todo momento, prácticas de trabajo seguras, conforme a la legislación actual, incluida la adopción de medidas necesarias en materia de salud, seguridad y prevención de riesgos laborales.

También se comprometen a evitar la copia total o parcial no autorizada de una obra ajena presentándola como propia tanto en el TFM como en las obras o los documentos literarios, científicos o artísticos que se generen como resultado del mismo. Para tal, el estudiante firmará la Declaración de No Plagio del ANEXO I, que será incluido como primera página de su TFM.

7. Procedimiento de resolución de conflictos académicos

En el caso de producirse algún conflicto derivado del incumplimiento de alguno de los extremos a los que se extiende el presente compromiso a lo largo del desarrollo de su TFM, incluyéndose la posibilidad de modificación del nombramiento del tutor/es, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

8. Confidencialidad

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una

trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor/es del TFM o de cualquier otro miembro del equipo investigador en que esté integrado le proporcionen así como a emplear la información obtenida, exclusivamente, en la realización de su TFM.

Asimismo, el estudiante no revelará ni transferirá a terceros, ni siquiera en los casos de cambio en la tutela del TFM, información del trabajo, ni materiales producto de la investigación, propia o del grupo, en que haya participado sin haber obtenido, de forma expresa y por escrito, la autorización correspondiente del anterior Tutor del TFM.

9. Propiedad intelectual e industrial

Cuando la aportación pueda ser considerada original o sustancial el estudiante que ha elaborado el TFM será reconocido como cotitular de los derechos de propiedad intelectual o industrial que le pudieran corresponder de acuerdo con la legislación vigente.

10. Periodo de Vigencia

Este compromiso entrará en vigor en el momento de su firma y finalizará por alguno de los siguientes supuestos:

- Cuando el estudiante haya defendido su TFM.
- Cuando el estudiante sea dado de baja en el Máster en el que fue admitido.
- Cuando el estudiante haya presentado renuncia escrita a continuar su TFM.
- En caso de incumplimiento de alguna de las cláusulas previstas en el presente documento o en la normativa reguladora de los Estudios de Posgrado de la Universidad Complutense.

La superación académica por parte del estudiante no supone la pérdida de los derechos y obligaciones intelectuales que marque la Ley de Propiedad Intelectual para ambas partes, por lo que mantendrá los derechos de propiedad intelectual sobre su trabajo, pero seguirá obligado por el compromiso de confidencialidad respecto a los proyectos e información inédita del tutor.

Firmado en Madrid, a 6 de septiembre de 2019

<p>El estudiante de Máster</p>  <p>Fdo.:</p>	<p>El Tutor/es</p>  <p>Fdo.:</p>
---	--

SR. COORDINADOR DEL MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

Agradecimientos

Me gustaría dedicar mi más sincero y profundo agradecimiento a todas las personas que han hecho posible que este trabajo sea una realidad.

Gracias en primer lugar a la doctora Ana Arias. Gracias por el increíble e indescriptible esfuerzo que has realizado altruistamente para que yo pudiera alcanzar mis objetivos. Gracias por aconsejarme, guiarme y nunca tener una mala palabra conmigo, incluso cuando lo merecía, a lo largo de este año. Durante este tiempo he aprendido muchísimas cosas del apasionante mundo de la Endodoncia gracias a ti. Me siento profundamente afortunado de poder considerarte una de mis maestras... ojalá pueda seguir aprendiendo a tu lado durante muchos años más.

Gracias también a la doctora Magdalena Azabal. Siempre has sido un referente para mí. Gracias por acompañarme en este viaje y apoyarme durante todo el trayecto. Tú me abriste la primera de las puertas hacia la investigación en Endodoncia y es algo que nunca podré agradecerte lo suficiente. Gracias por contar conmigo y enriquecer mi experiencia vital y profesional.

Me gustaría dedicar también unas palabras de agradecimiento a los doctores Jiménez-Octavio y del Real. Sin su conocimiento y ayuda esta investigación habría resultado muchísimo más difícil. Gracias por dedicar parte de vuestro tiempo en este trabajo.

Por último, me gustaría agradecer a mis familiares y amigos, porque sin ellos no soy absolutamente nada en la vida.

Gracias.

Índice

1. Introducción	10
1.1 Marco Histórico	11
1.2 Níquel-Titanio en Endodoncia	12
1.3 Ventajas e inconvenientes del NiTi como aleación en endodoncia	14
1.4 Primeros instrumentos de NiTi y evolución de los instrumentos	14
1.4 Cambios de fase por variación en la temperatura:	16
memoria de forma y superelasticidad del Níquel-Titanio	16
1.4.1 Memoria de forma	16
1.4.2 Superelasticidad.....	17
1.5 Tendencia actual: NiTi martensítico como fase principal	18
2. Justificación y Objetivos	20
2.1 Justificación	21
2.2 Objetivos:	21
3. Hipótesis de Trabajo	22
4. Material y Método	24
4.1 Sistemas rotatorios utilizados	25
4.2 Variables del estudio	26
4.3 Selección de la muestra:	26
4.4 Protocolo de instrumentación	27
4.5 Análisis de las limas	27
4.5.1 Análisis mediante microscopía estereoscópica.....	27
4.5.2 Análisis mediante perfilometría óptica tridimensional.....	28
4.6 Análisis estadístico	28
5. Resultados	29
5.1 Resultados	30
5.1.1 Deformación plástica.....	30
5.1.2 Rugosidad Superficial.....	31
6. Discusión	32
6.1 Discusión del método de trabajo	33
6.2 Discusión de los resultados:	35
6. Conclusiones	37
8. Bibliografía	38

1. Introducción

1.1 Marco Histórico

La preparación quimio-mecánica del sistema de conductos radiculares es una de las etapas más importantes del tratamiento de conductos radiculares. Conformar el sistema de conductos mientras garantizamos una limpieza correcta manteniendo de forma adecuada la anatomía original es esencial para mantener los dientes naturales de manera funcional previniendo o curando la periodontitis apical [1].

Los primeros instrumentos utilizados como parte de la biomecánica en Endodoncia, datan de hace más de cien años. Estos instrumentos, conocidos como limas (*files*) preparaban el interior del sistema de conductos con el objetivo de crear espacio suficiente para la irrigación química y el material de obturación, al tiempo que se elimina la dentina infectada reduciendo el componente bacteriano [2]. La fabricación del primer instrumento de conformación de conductos se le atribuye a Edward Maynard y data del año 1838; a pesar de que Fauchard describe con anterioridad la utilización de pequeños instrumentos para la trepanación de dientes y limpieza de los conductos [3]. Aun así, no fue hasta 1912 cuando la compañía Kerr introduce al mercado las limas tipo K (*K-Style*). Estas limas, fabricadas originalmente en acero de carbono (aunque más adelante en acero inoxidable) se utilizaban de forma manual durante la instrumentación de los conductos radiculares [4]. Desde entonces una gran variedad de limas han sido diseñadas, a pesar del gran inconveniente de que inicialmente carecían de estandarización. Esta no llegaría hasta el año 1974 con la aprobación de las especificaciones ISO (*International Standards Organization*) para instrumentos endodónticos (ISO 3630-1) a pesar de que autores como Ingle [5] ya identificaran esta problemática en la década de los 50 [6].

La primera descripción de uso de sistemas rotatorios fue propuesta por Oltramare en 1892, que proponía acoplar agujas de sección transversal rectangular a la pieza de mano dental. Así, el instrumento era llevado de forma pasiva a longitud de trabajo y, a continuación, activado [2]. En 1889, William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica, utilizando agujas específicamente diseñadas para ser acopladas a la pieza y que hacía una rotación horaria completa (360°) a 100 revoluciones por minuto (rpm). La evolución del diseño de los instrumentos y dispositivos ha sido una constante desde entonces en el campo de la Endodoncia, siendo 1928 el año en que nace el que se considera el primer motor endodóntico: el Endocursor (W&H, Burmoos, Austria) [4]. Este motor permitía la utilización de limas K convencionales de acero inoxidable con una pieza de mano motorizada que describía un giro completo de 360° combinado con movimientos verticales. Desde entonces, se diseñaron nuevos motores y piezas de mano para la conformación de conductos; entre ellos la pieza de mano Racer (W&H) en 1958 o el motor Giromatic (Kerr, Karlsruhe, Germany) en 1964 (el primero con un giro recíprocante de 90°) [7], son solo algunos ejemplos de los motores que comenzaban a popularizarse en la época con el fin de realizar la tediosa conformación de conductos de forma más rápida y eficiente.

Así, en los inicios de la conformación mecanizada se prestaba más atención al tipo de movimiento que al material con que se fabricaban los instrumentos. De esta forma, todos los instrumentos eran de acero, pero se utilizaban con dos tipos de movimientos diferentes: continuo o recíprocante.

Movimiento continuo:

Se define como el giro que realiza una lima de forma mecanizada en el interior de un conducto con un movimiento rotatorio de 360°. El movimiento de rotación continua todavía se emplea en muchos de los sistemas de instrumentación mecánica en la actualidad.

Movimiento reciprocante:

Se trata de un movimiento que alterna el giro en sentido antihorario y otro horario. Este tipo de movimiento puede ser completo (oscilación), parcial (efecto rotacional) o híbrido (cambiando en función de la resistencia mecánica del canal y el torque). Este movimiento es el que tradicionalmente se utilizaba con las limas manuales [4,8].

Sin embargo, a pesar de los notables avances tanto en la fabricación y diseño de motores como de instrumentos, la utilización de acero inoxidable presentaba serias limitaciones cuando se empleaba de forma mecánica [6]. El acero inoxidable es un material duro, pero a la vez muy rígido. Esta rigidez no permite a los instrumentos rotatorios preparar el conducto hasta longitud de trabajo sin cometer errores durante el procedimiento, siendo el principal la deformación de la anatomía original que producía en los conductos radiculares y más específicamente el transporte de la zona apical de los mismos. Este problema hizo que su uso se limitase a la preparación mecánica de los tercios coronal y medio si se quería proceder de forma segura [9].

1.2 Níquel-Titanio en Endodoncia

La incorporación del Níquel Titanio (NiTi) como aleación fue uno de los avances más importantes en tecnología de materiales para la conformación de conductos radiculares. Esta aleación intermetálica, también conocida por su acrónimo NiTiNol (*Níquel Titanium Naval Ordinance Laboratory*) fue desarrollada originalmente en los laboratorios de investigación naval (Maryland, USA) en el año 1963, por William Buehler [10]. A pesar de que Civjan fue el primero en describir las posibles aplicaciones del NiTi dentro de la endodoncia en el año 1975 [11], fue Walia quien desarrolló en 1988 los primeros instrumentos manuales endodónticos a base de alambres de NiTi de uso ortodóntico, observando una mejoría en las propiedades de las limas con respecto al acero inoxidable [12].

El NiTi convencional está formado por un 56% de níquel y un 44% de titanio y presenta una relación de peso equiatómica (1:1). La forma convencional corresponde a la aleación 55-Nitinol, aunque puede presentar formas cristalográficas distintas según el tipo de disposición atómica que presente (Fig. 1):

- a) **Fase Austenita:** En esta fase, también conocida como fase madre, los átomos presentan una distribución espacial B2 cúbica. Se trata de la fase de alta temperatura. Este es el estado en el que el NiTi convencional se encuentra estable a temperatura ambiente. (4) El NiTi en fase Austenita se caracterizan por ser duro, aunque simultáneamente presenta un comportamiento elástico que le permite recuperar su disposición inicial cuando cesa el estímulo [13,14].
- b) **Fase Martensita:** También denominada fase hija, presenta una estructura espacial monocíclica B19', más inestable que la anterior. Es la fase de baja temperatura y más inestable. El NiTi en esta fase es más suave, presentando un comportamiento eminentemente plástico donde tras el cese del estímulo el metal mantiene la deformación [13,14].
- c) **Fase R (R-Phase):** Esta fase, también llamada *premartensítica*, es una fase intermedia que precede a la transformación martensítica y ocurre en el rango de transición de austenita a martensita (o viceversa). La fase cristalográfica que presenta es romboidal y se produce por un cambio de temperatura, dotando a la aleación de superelasticidad y memoria de forma [13,15].

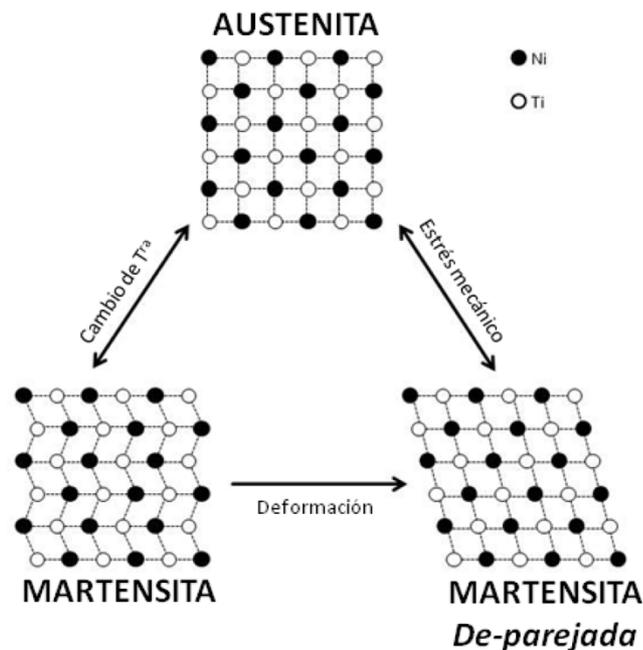


Figura 1. Cambios de fase del NiTi [16]

1.3 Ventajas e inconvenientes del NiTi como aleación en endodoncia

Los instrumentos rotatorios fabricados en níquel-titanio ofrecen ventajas frente al acero inoxidable, entre las que destaca el aumento de la flexibilidad [12]. Esta característica se traduce en mayor fiabilidad y seguridad al instrumentar los conductos radiculares [8,17] minimizando el transporte apical y centrando la preparación en el eje del conducto. Además, el NiTi no exige precurvar los instrumentos como ocurría con las limas de acero inoxidable [18] y mejora sustancialmente la capacidad de corte, reduciendo los tiempos de instrumentación y permitiendo al clínico ser más eficiente [19].

A pesar de todas estas ventajas, existe un inconveniente importante que es la mayor probabilidad de fractura del instrumento dentro del conducto en comparación con las limas de acero. Los dos principales mecanismos por los que se puede fracturar un instrumento son la fatiga cíclica y el estrés torsional. La fatiga cíclica es producida en el punto de máxima curvatura como resultado de la acumulación de múltiples ciclos de tensión-compresión dentro del conducto. En este punto, donde la flexión del instrumento es máxima, la tensión se produce en la parte externa y la compresión en la interna, alternándose al girar el instrumento hasta que se produce la separación de este. Es importante destacar que en el caso de la fatiga cíclica no existen signos previos de deformación o deterioro. En el caso del estrés torsional, la punta del instrumento queda atascada mientras el resto sigue rotando, produciendo en primera instancia deformación plástica tras superar el límite elástico que termina en fractura si no cesa el estímulo. En este tipo de fractura sí existen cambios macroestructurales en la lima que se pueden identificar visualmente [20].

1.4 Primeros instrumentos de NiTi y evolución de los instrumentos:

Los primeros instrumentos rotatorios fabricados en níquel-titanio surgen en el año 1992 de la mano del Dr. John McSpadden. Estas limas todavía mantenían conicidad fija del 2%, siendo Profile (Dentsply Maillefer, Ballairgues, Suiza) en 1994 el primer sistema rotatorio en romper con esta tendencia al estar fabricado con conicidad variable (4% y 6%)[21]. Este cambio supuso una revolución dado que durante más de cien años las limas endodónticas habían sido fabricadas manteniendo conicidad fija del 2%. Es decir, para un instrumento de 16mm de longitud y un diámetro de 0.20 mm en la punta, cada milímetro que aumenta desde la punta lo hace en 0.02 mm. Así, el diámetro del instrumento en el milímetro 2 será de 0.22 mm y en el 3 0.24 mm y así sucesivamente hasta los 16 mm de parte activa. Este aumento se conoce como conicidad o *taper* del 2% e influye en el comportamiento de los instrumentos dentro del conducto [22].

Desde entonces, varios instrumentos han sido diseñados en busca de mejoras en las propiedades de las limas de NiTi convencional. Para conseguirlo, se fabricaban limas con nuevos diseños transversales y cambios en las conicidades [8]. En el año 2001 emerge un nuevo concepto con el sistema ProTaper (Dentsply Sirona, York, PA, EEUU). Este sistema combina una nueva sección transversal triangular con una conicidad variable, capaz de contactar menos con las paredes del conducto reduciendo el estrés mecánico generado durante la preparación. [23]

Así, en los primeros años los fabricantes se centraron en el cambio en el diseño de las limas pero, aunque los nuevos instrumentos de NiTi convencional ofrecían buenas propiedades mecánicas, la fractura del instrumento seguía siendo un gran inconveniente.

En el año 2008, Ghassan Yared [24] introdujo por primera vez el concepto de lima única (*single-file*) y propuso por primera vez emplear los instrumentos de NiTi con un movimiento reciprocante; en este caso al proponer una nueva técnica de instrumentación utilizando solo un instrumento F2 del sistema ProTaper en modo reciprocante. Esta revolución supuso un antes y un después en la concepción de la instrumentación rotatoria: ya no hacía falta utilizar secuencias de limas para conseguir conicidad al preparar los conductos. A partir de entonces, solo fue cuestión de tiempo hasta que se empezaron a fabricar instrumentos específicamente diseñados para ser utilizados como lima única. Dos de los máximos exponentes son el sistema Reciproc © (VDW, Munich, Germany) y el sistema WaveOne© (Dentsply Sirona, Ballairgues, Suiza), fabricados en aleación M-Wire [21]. Los estudios realizados con estas limas de giro reciprocante demostraron que presentaban una mayor resistencia a la fatiga cíclica que el giro continuo [25,26]. Durante los siguientes años, las mejoras en las propiedades del NiTi convencional se focalizaron en combinar distintas formas de reciprocación y cambios en los diseños transversales, no siendo hasta los últimos años cuando se comenzó a alterar las propiedades del NiTi mediante tratamientos térmicos adicionales.

Estos tratamientos han originado nuevas aleaciones a lo largo de los años, entre las que destacan: M-Wire, R-phase, CM-Wire, Blue Wire y más recientemente Gold Wire, Max Wire y Fire Wire.

1. **M-Wire:** En el año 2007, la casa Dentsply (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EEUU) introdujo al mercado las limas GT-X, siendo las primeras en ser fabricadas con aleación M-Wire (Sportswire LLC, Langley OK, EEUU). Esta aleación fue desarrollada a partir del NiTi original superelástico (NiTiNol-SE) mediante un tratamiento termomecánico que consistía en elongar alambres de metal puro a diferentes temperaturas y tensiones generando un material eminentemente austenítico con cierta cantidad de fases martensítica y R-premartensítica [27]. Los instrumentos con aleación M-Wire presentan mayor resistencia a la fractura que el NiTi original debido a la microestructura única que presentan, tal y como han demostrado varios estudios [28–30].
2. **R-Phase:** Un año más tarde, SybronEndo (Orange, CA, EEUU) presenta al mercado las limas Twisted File con aleación R-Phase. Estas limas se fabrican a partir del trenzado (*twisting*) de un alambre puro ya fresado al que adicionalmente se le aplican tratamientos térmicos que cambian la aleación de austenita a fase R. Esta particularidad permite a la aleación exponer su superelasticidad al ser estresado como ocurre, por ejemplo, durante la conformación de conductos radiculares [31].
3. **CM-Wire:** La tecnología CM (DS Dental, Johnson City, TN, EEUU) representada principalmente en las limas Hyflex CM (Coltene, Whaledent, OH, EEUU) es una aleación que controla la memoria del material mediante un complejo tratamiento de calor y frío. Esta tecnología, nacida en 2010, otorga gran flexibilidad a las limas a la vez que mejora la resistencia a la fractura por fatiga cíclica [32].

4. **Blue-Wire:** Surge a partir de tratamientos térmicos complejos sobre la aleación M-Wire. Las limas Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EEUU), en 2011, son las primeras fabricadas con esta aleación tan característica, cuyos instrumentos presentan una capa llamativa de óxido de titanio de color azul en la superficie [33]. Presenta mayor cantidad de fase martensítica y se le atribuyen mejores propiedades que a la aleación M-Wire [34,35].
5. **Gold-Wire:** Desarrollada por primera vez en 2015 por Dentsply en las limas ProTaper Gold y WaveOne Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EEUU). Ambos sistemas presentan un tratamiento térmico y metalúrgico avanzado que confiere un color dorado característico y propiedades superiores de elasticidad y resistencia a la fatiga cíclica) [36].
6. **Max-Wire:** Esta aleación, de reciente incorporación, fue introducida por la compañía FKG Dentaire bajo el nombre Max-Wire (MaxWire; Martensite-Austenite Electropolish Flex). Se trata de la primera aleación que combina simultáneamente las propiedades de memoria de forma y superelasticidad durante el uso clínico. Esto se debe a que a temperatura ambiente se encuentra en fase martensítica y al ser introducida en el interior de los conductos cambia a austenítica. Actualmente solo hay dos instrumentos endodónticos fabricados con esta aleación: XP-Endo Finisher y XP-Endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux de Fonds, Suiza) [37].
7. **Fire-Wire:** Es una aleación de reciente incorporación por la casa comercial EdgeEndo (EdgeEndo, Albuquerque, NM, EEUU) y no se dispone actualmente de información sobre el proceso de fabricación, aunque recuerda al tratamiento Gold-wire [38].

1.4 Cambios de fase por variación en la temperatura: memoria de forma y superelasticidad del Níquel-Titanio

Conocer en qué fase microestructural se encuentra la aleación permite entender su comportamiento mecánico y, por consiguiente, sus propiedades de memoria de forma y superelasticidad, que describimos a continuación.

1.4.1 Memoria de forma

El NiTi convencional presenta una estructura cristalina austenítica a una temperatura relativamente elevada (100° C). Cuando la aleación se enfría, la estructura se transforma gradualmente de forma cúbica a monocíclica. Este cambio ocurre como consecuencia del reordenamiento en la disposición atómica por efecto de la variación de temperatura y recibe el nombre de temperatura de inicio de transformación martensítica (Ms). Cuando el proceso termina y toda la aleación se ha transformado en martensita, el NiTi se encuentra en temperatura final de transformación martensítica (Mf) [13]. Si el NiTi, ahora en fase de baja temperatura, revierte la transformación martensítica al ser calentado, sus átomos se reordenan en la estructura cúbica. La temperatura a la que comienza la transformación recibe el nombre de temperatura de inicio de transformación a austenita (As) y la temperatura a la que termina, temperatura final de transformación austenítica (Af) (Fig.2)

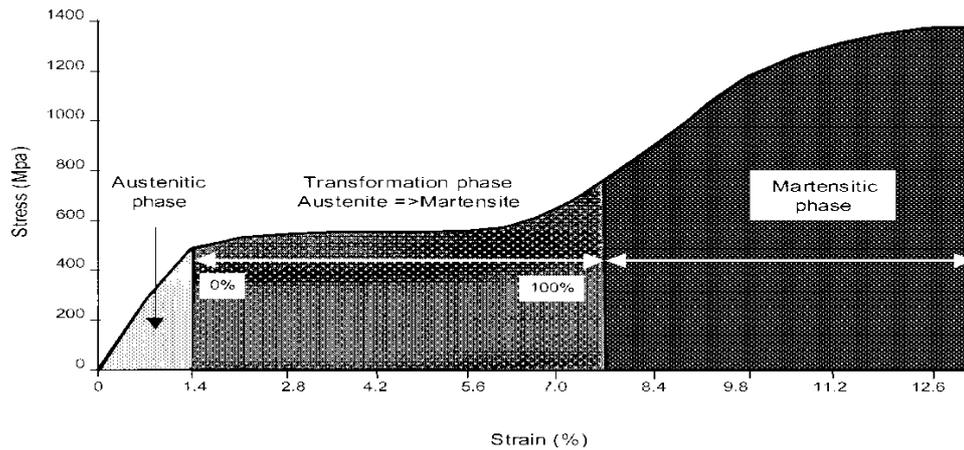


Figura 2. Gráfica del módulo de elasticidad de Young para el NiTi [13]

Tal y como se ha comentado, el cambio de fase es gradual, coexistiendo ambas fases hasta que se produce la transformación completa de alguna de ellas. El intervalo se conoce como rango de temperaturas de transición (RTT), encontrándose la fase R próxima a este intervalo. Durante el cambio de estructura del NiTi por variación de temperatura, no se observan cambios macroscópicos en el metal. Solo si el NiTi se encuentra en fase martensítica y se aplican fuerzas externas, se transformará como consecuencia de la deformación en lo que se conoce como martensita deparejada o *detwinned martensite* [13].

Por tanto, las limas de NiTi martensítico transformadas por el cambio de temperatura presenta la característica memoria de forma: la capacidad de eliminar cualquier deformación aplicada cuando se calientan por encima del RTT, que varía dependiendo de la composición del NiTi [39].

1.4.2 Superelasticidad

La superelasticidad es la capacidad de una aleación de recuperar su forma original después de ser sometida a una deformación [14]. En las aleaciones de NiTi, este fenómeno ocurre cuando se aplica una carga a una aleación cuya temperatura en el momento de la aplicación es más alta que su temperatura de transformación, siendo su estructura cristalográfica 100% austenítica. De esta forma, durante la aplicación de una carga sobre un alambre de NiTi, la estructura austenítica se transformará en martensítica volviendo a austenita cuando se elimine [40]. La superelasticidad del NiTi permite que pueda deformarse hasta un 8% recuperando su forma original mientras que el acero inoxidable solo alcanza un 1% de deformación antes de sobrepasar su límite elástico [13].

Como se puede observar, las temperaturas de transformación de las fases microestructurales influyen en las propiedades mecánicas del NiTi. Durante años, estos instrumentos fueron fabricados exclusivamente modificando la sección transversal de las limas y/o incrementando la parte activa de las superficies de corte [21]. Con el objetivo de mejorar las propiedades del NiTi convencional y disminuir los fracasos (limas rotas) observados durante el tratamiento endodóntico, se comenzó a someter al NiTi a tratamientos térmicos adicionales en busca de nuevas aleaciones que dotasen al NiTi de un gran grado de fase martensítica estable en condiciones clínicas sin perder la superelasticidad propia de la fase austenita [41].

En definitiva, se podría decir que mientras que las limas con aleación M-Wire y R-Phase se encuentran mayoritariamente en fase austenítica, los instrumentos fabricados con aleaciones CM, Blue y Gold-Wire se componen sustancialmente de fase martensita.

1.5 Tendencia actual: NiTi martensítico como fase principal

A pesar de que el NiTi revolucionó el paradigma de la instrumentación entorno a la fabricación de instrumentos endodónticos, las limas de NiTi utilizadas en movimiento continuo presentaban peores propiedades que las limas más martensíticas disponibles en la actualidad. Esto se debe fundamentalmente a que su temperatura A_f es inferior o igual a la temperatura ambiente, por lo que durante el uso clínico presentan un comportamiento superelástico, propio de su microestructura austenítica.

Cuando se realiza un tratamiento térmico y/o mecánico adicional, se busca alcanzar el equilibrio necesario pensando en las propiedades mecánicas que tendrán las limas durante su uso clínico, obteniendo propiedades superelásticas o de memoria de forma, donde aquellas que tengan su A_f por encima de la temperatura corporal estarán principalmente en fase martensítica o R-phase [13].

Conocer en qué estado cristalográfico se encuentran las aleaciones de NiTi es posible gracias a herramientas como la calorimetría de barrido diferencia (*Differential Scanning Calorimetry - DSC*). Esta técnica permite conocer a qué temperaturas se transforman los instrumentos, descubriendo si a una determinada temperatura están en fase martensítica o austenítica. Esto es de gran importancia si tenemos en cuenta que las limas se utilizan a temperatura corporal (37°C) [42,43].

El comportamiento eminentemente plástico de las limas con aleaciones martensíticas otorga a estos instrumentos una serie de ventajas sobre las aleaciones superelásticas de NiTi convencional austenítico. La flexibilidad de los instrumentos en fase martensítica es mayor que la de los instrumentos de NiTi convencional porque su módulo de elasticidad es menor. Como consecuencia, los instrumentos fabricados en estas aleaciones presentan mejor capacidad de adaptación al interior del conducto radicular. Esto es de especial importancia en conductos con anatomías exigentes, donde la probabilidad de fractura es más elevada. Además, al no tener esa tendencia superelástica de recuperar su forma original, producen menor cantidad de transporte apical en el interior de los conductos deformando. (Thompson). La otra gran ventaja de las limas martensíticas es su elevada resistencia a la fatiga cíclica comparada con el resto de aleaciones [18,44,45].

Sin embargo, aunque las limas martensíticas presentan propiedades óptimas para trabajar a temperatura corporal, el uso de estos instrumentos más resistentes ha demostrado en algunos casos que puede asociarse a una mayor deformación plástica de los instrumentos, y con ello una menor eficacia durante la conformación de conductos radiculares en caso de reutilización del instrumento. Esta alteración en la superficie podría, eventualmente, favorecer la fractura del instrumento [46,47].

Otra característica muy importante en estos instrumentos martensíticos es la rugosidad de su superficie. Un acabado no adecuado, y por tanto con valores elevados de rugosidad pueden hacer que se acumulen detritus y se altere por un lado la capacidad de corte; y por otro, podría afectar a la resistencia a la fatiga cíclica. Las áreas irregulares presentes en la superficie de los instrumentos pueden actuar como el punto de inicio de cracks que pueden desembocar en fractura tras la fatiga cíclica acumulada [48].

Para garantizar un uso seguro de los instrumentos y analizar si existen diferencias entre ellos, es importante conocer cómo se alteran los valores de rugosidad de superficie en los instrumentos tras su uso clínico.

Actualmente, existen varios métodos que permiten evaluar cualitativa y/o cuantitativamente las características morfológicas de los instrumentos. A pesar de que los sistemas rotatorios pueden utilizarse de forma segura para instrumentar el interior de los conductos radiculares, no están exentos de sufrir deformaciones como resultado de su acción dentro del conducto. Como acabamos de comentar esto es especialmente importante en las nuevas limas con aleaciones martensíticas [47]. Entre estos métodos cabe destacar:

- **Microscopía estereoscópica:** es un método que permite evaluar la deformación plástica de los instrumentos sin alterar la muestra, obteniendo registros fotográficos a varios aumentos y que permite evaluar la existencia y magnitud de la deformación. Aun así, en muchas ocasiones se precisa de mediciones más exactas y para analizar tanto defectos de fabricación como el afecto del uso clínico en la superficie de los instrumentos rotatorios [49].
- **Microscopía electrónica de barrido o *scanning electron microscopy* (SEM):** Permite una evaluación más precisa de las propiedades de las limas rotatorias, ya que permiten examinar objetos en una escala muy pequeña aportando información precisa, desde las características de superficie hasta la composición, a grandes magnificaciones (desde 50x hasta más de 10 000x) [50]. El funcionamiento de estos dispositivos consiste en bombardear electrones sobre la muestra para producir señales que posteriormente son capturadas por un receptor que permite la interpretación por el operador [51].
- **Microscopía de fuerza atómica, en inglés *atomic force microscopy* (AFM).** La AFM es utilizada generalmente en los casos donde se pretende medir tridimensionalmente las superficies de los instrumentos endodónticos. Esto se debe fundamentalmente a que la SEM solo permite obtener imágenes bidimensionales [52]. Los microscopios de fuerza atómica mapean la superficie de una muestra mediante una punta acoplada a una estructura voladiza. La interacción entre la punta y muestra genera una serie de fuerzas cuantificables que ofrecen información cuantitativa y cualitativa sobre la muestra [53].
- **Perfilometría óptica tridimensional sin contacto (*noncontact three-dimensional optical profilometry*):** se ha propuesto recientemente como un método preciso para evaluar las superficies de los instrumentos de NiTi, aportando datos a nivel nanométrico mediante imágenes tridimensionales en alta resolución. Estos dispositivos, utilizan interferometría de luz blanca para mapear la superficie de los instrumentos. La técnica de análisis perfilométrico sin contacto está aprobada por la *International Organisation for Standardization* (ISO/DIS 25178, Parte 604)[54]. La perfilometría además no requiere preparación de las muestras y permite la reevaluación dado que el instrumento a medir no sufre alteraciones durante el procedimiento [55].

2. Justificación y Objetivos

2.1 Justificación

Los sistemas rotatorios de níquel-titanio han revolucionado la instrumentación en Endodoncia desde su aparición, siendo de elección en la actualidad para instrumentar los conductos radiculares. Esto se debe principalmente a la excelente flexibilidad que presentan que, sumado a una gran capacidad de corte, han permitido reducir tiempos de trabajo y costes a los profesionales. A pesar de ello, la fractura de las limas en el interior de los conductos de forma inesperada sigue siendo uno de los principales problemas que presentan este tipo de limas con fase mayoritariamente austenítica.

En los últimos años, la aleación del NiTi ha evolucionado hacia la fabricación de limas con más fase martensítica buscando mejorar las propiedades del NiTi austenítico convencional. Estos instrumentos han mejorado notablemente la resistencia a la fatiga cíclica si se comparan con los austeníticos y además se adaptan mejor al interior de los conductos radiculares; sin embargo, se deforman con más facilidad como consecuencia de su bajo módulo de elasticidad, produciéndose en ellos una mayor deformación plástica, y con ello una menor eficacia durante la conformación de conductos radiculares en caso de reutilización del instrumento. Además, esta alteración en la superficie podría favorecer la fractura del instrumento. Dado que el proceso de fabricación de las limas puede producir la aparición de irregularidades [56], resulta importante conocer las características morfológicas de los instrumentos con aleaciones de última generación y su variación tras ser utilizados para anticiparse a las consecuencias que pueden ocurrir derivadas de su uso durante la instrumentación.

La deformación plástica y la rugosidad de superficie son dos parámetros que pueden afectar a la vida útil de los instrumentos rotatorios. Estos y otros valores morfológicos de los instrumentos rotatorios han sido estudiados por diversos autores mediante SEM, AFM e incluso recientemente perfilometría óptica tridimensional. No obstante, no se han encontrado estudios publicados que valoren estas características mediante perfilometría óptica tridimensional en limas reciprocantes; ni estudios que comparen instrumentos nuevos con aquellos sometidos a uso clínico.

2.2 Objetivos:

Por consiguiente, el objetivo general de estudio es:

- Comparar la deformación plástica y la rugosidad de superficie entre los instrumentos reciprocantes de reciente aparición WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™.

Los objetivos específicos son:

- Comparar la rugosidad de superficie de instrumentos reciprocantes WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™ nuevos.
- Evaluar cómo afecta el uso clínico a la deformación plástica y rugosidad superficial de ambos instrumentos.

3. Hipótesis de Trabajo

La hipótesis nula propuesta es que no existen diferencias significativas en la rugosidad de superficie y la deformación plástica entre los sistemas reciprocantes WaveOne© Gold y EdgeOne Fire TM, y que el uso clínico no afecta a la rugosidad de superficie y la deformación plástica.

4. Material y Método

4.1 Sistemas rotatorios utilizados

Para la realización de este estudio se utilizaron las limas de conformación de sistema único WaveOne® Gold Primary (Fig. 3) y EdgeOne Fire™ Primary (Fig. 4), ambas de 25 mm de longitud.

WaveOne© Gold (WOG) es un sistema rotatorio reciprocante que realiza un giro de 150 grados antihorario para a continuación realizar otro de 30 grados horario, completando una vuelta al cabo de tres ciclos. Este sistema está formado por cuatro instrumentos atendiendo al diámetro en la punta (mm) y la conicidad (%):

- a) WaveOne Gold Small (20/07)
- b) WaveOne Gold Primary (25.07)
- c) WaveOne Gold Medium (35.06)
- d) WaveOne Gold Large (45.05)

El sistema, pensado para ser utilizado como lima única, se caracteriza por haber sido tratado térmicamente y presentar aleación *gold*. La sección transversal y el diseño de los instrumentos consisten en un paralelogramo descentrado cuyos bordes cortantes alternan en el interior del conducto. La conicidad es variable a lo largo de los instrumentos [57].



Figura 3. Lima WaveOne© Gold [57]

Otro de los nuevos sistemas reciprocantes introducidos en el mercado es el sistema EdgeOne Fire (EdgeEndo, Albuquerque, NM, USA). Este sistema, fabricado con una aleación conocida como FireWire™ imita las características de la lima WaveOne© Gold (Fig. 4). Presenta la misma sección transversal, conicidades, secuencia de instrumentos y está diseñada para ser utilizada en modo reciprocante con los mismos parámetros y ajustes que WOG. [38]



Figura 4. Lima EdgeOne Fire™ [38]

4.2 Variables del estudio

Variables independientes:

- Instrumento (WaveOne® Gold o EdgeOne Fire™)
- Condiciones a las que se han sometido las limas (de fábrica/esterilizadas/uso clínico en pacientes).

Variables dependientes:

- Deformación plástica
- Rugosidad de superficie

4.3 Selección de la muestra:

El número total de limas utilizadas en esta investigación es de 80 instrumentos: 40 limas WaveOne® Gold Primary y 40 limas EdgeOne Fire™ Primary. Las limas de cada sistema fueron asignadas de forma aleatoria (www.random.org), en uno de los dos grupos siguientes hasta completar cada uno con 20 instrumentos (n=20 por grupo):

	Limas de fábrica (A)	Limas utilizadas en pacientes (B)	Total
WaveOne® Gold	20	20	60
EdgeEndo Fire™	20	20	60
			120

- Grupo A, limas nuevas (de fábrica): Limas recién obtenidas del blíster, directamente del fabricante.
- Grupo B, limas utilizadas en pacientes: Son limas de fábrica que han sido utilizadas para instrumentar los conductos radiculares con el fin de simular las condiciones clínicas que se derivan de la instrumentación. A continuación, se explica con detalle el protocolo de instrumentación.

4.4 Protocolo de instrumentación

Un operador entrenado realizó el tratamiento de conductos en 40 pacientes, previa aprobación del consentimiento informado. Se realizó una nueva aleatorización simple (www.random.org) para decidir qué lima sería utilizada en cada paciente. Para estandarizar la muestra, solo se incluyeron los primeros molares inferiores (dientes 36 y 46).

Una vez anestesiado el paciente se comenzó el tratamiento de conductos bajo aislamiento absoluto con dique de goma y microscopio operatorio dental. (Zumax Medical, Jiangsu, China). Tras realizar la apertura cameral, se permeabilizaron los conductos con limas K del número 10 (Dentsply Maillefer, Ballairgues, Suiza), se determinó la longitud de trabajo con localizador de ápices (Hager-Werken, Duisburg, Alemania) y se confirmó radiográficamente.

Se utilizaron limas WaveOne® Glider (Dentstply Sirona, Ballairgues, Suiza) para crear un *glidepath* (vía de deslizamiento). A continuación, se instrumentaron los conductos con la lima reciprocante objeto de estudio y el motor de endodoncia X-Smart iQ. (Dentstply Sirona, Ballairgues, Suiza) en el programa reciprocante para el sistema WaveOne© Gold. Durante todo el proceso se utilizaron 10 ml. de hipoclorito de sodio al 5% como irrigante intraconducto. Una vez completada la instrumentación, todas las limas fueron limpiadas con una gasa impregnada en alcohol, embolsadas individualmente y esterilizadas en autoclave (Quirumed, Bunzl, Londres, Reino Unido) en un programa de 134°C y 210 kilopascales (KPa) de presión durante 30 minutos.

4.5 Análisis de las limas

4.5.1 Análisis mediante microscopía estereoscópica

Los 80 instrumentos fueron analizados mediante un microscopio estereoscópico Nikon SMZ800 (Nikon Corp. Minato, Japon) perteneciente a la facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Las muestras fueron observadas a 10 y 30 aumentos, tanto en la parte activa del instrumento como en el mango. A continuación, se tomaron registros fotográficos mediante una cámara digital Leica EC3 (Leica Camera, Wetzlar, Alemania). Estas imágenes fueron analizadas mediante el software Leica Application Suit versión 3.4.0 (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania). A continuación, se procesaron las imágenes con deformación plástica mediante herramientas calibradas de medición con el Software Leica Application Suit. (Fig. 5)

Figura 5. *Microscopio estereoscópico*



El operador registró la presencia o no de deformación plástica, y en caso de existir se realizaron dos mediciones:

1. Medición del origen del defecto: Se realizó una medición milimétrica desde la punta del instrumento hasta el comienzo del defecto. Esto permite conocer en qué punto de la parte activa ocurre la deformación.
2. Medición de la longitud del defecto: Se realizó otra medición, sobre la misma imagen, desde el origen del defecto hasta el final del mismo. Eso permite conocer la longitud de la zona deformada.

Para garantizar la reproducibilidad al tomar las imágenes, se fabricó una huella de plastilina con la forma del cabezal de los instrumentos, asegurando que todos se colocaban en la misma posición.

Las imágenes fueron después montadas en una presentación en Keynote (Apple, Cupertino, CA, EEUU) de forma aleatoria y ocultando las referencias específicas para cegar el instrumento.

Dos evaluadores calibrados y ciegos a ambos instrumentos evaluaron las imágenes de forma independiente determinando si existía o no deformación plástica en cada una de ellas. Las respuestas fueron tabuladas de forma independiente en una tabla Excel (Microsoft Word, NM, EEUU). En caso de desacuerdo, se llegó a un consenso entre los evaluadores para su posterior análisis.

4.5.2 Análisis mediante perfilometría óptica tridimensional

Posteriormente, se analizó la rugosidad de superficie de los instrumentos nuevos y usados a 5 y 10 mm de la punta con un perfilómetro digital tridimensional (3D Optodigital Microscope Olympus DSX 510).

4.6 Análisis estadístico

Se analizó el nivel de concordancia entre evaluadores mediante el coeficiente Kappa. La prueba de Chi cuadrado de Pearson (χ^2) fue utilizada para comparar la incidencia de deformación plástica entre los dos sistemas de instrumentación en función de los datos consensuados por los dos evaluadores. Asimismo, se determinó el Odds Ratio (OR) para la deformación plástica entre ambos instrumentos.

Se empleó el test no paramétrico U de Mann-Whitney para comparar la rugosidad superficial entre ambas marcas de instrumentos y entre limas nuevas y usadas clínicamente, tras comprobar que la distribución de los datos no era compatible con una distribución normal.

Se empleó estadística descriptiva para describir las características las mediciones de origen y longitud del defecto; así como la rugosidad superficial encontrada en cada uno de los grupos.

Para el análisis de los datos se empleó el software SPSS (IBM SPSS Statistics X; IBM Corp., Armonk, NY, EEUU). Se consideró que un resultado era estadísticamente significativo si $p < 0,05$.

5. Resultados

5.1 Resultados

5.1.1 Deformación plástica

El nivel de acuerdo entre ambos observadores fue muy alto ($K=0,89$). Ningún instrumento se fracturó durante el uso clínico de los mismos; sin embargo, un porcentaje significativamente más alto ($p<0.001$) de instrumentos EdgeOne Fire™ sufrió deformación plástica (60%) en comparación con WaveOne® Gold (10%), con una Odds Ratio (OR) de 11,09 (IC 95% 2,6-56,3). Además, la distancia desde la punta hasta el origen de la deformación plástica varió entre ambos sistemas reciprocantes (media (SD) = 2,03 (0,9) mm y 4,04 (1,6) mm respectivamente para EdgeOne Fire™ y WaveOne® Gold) (Fig. 6).

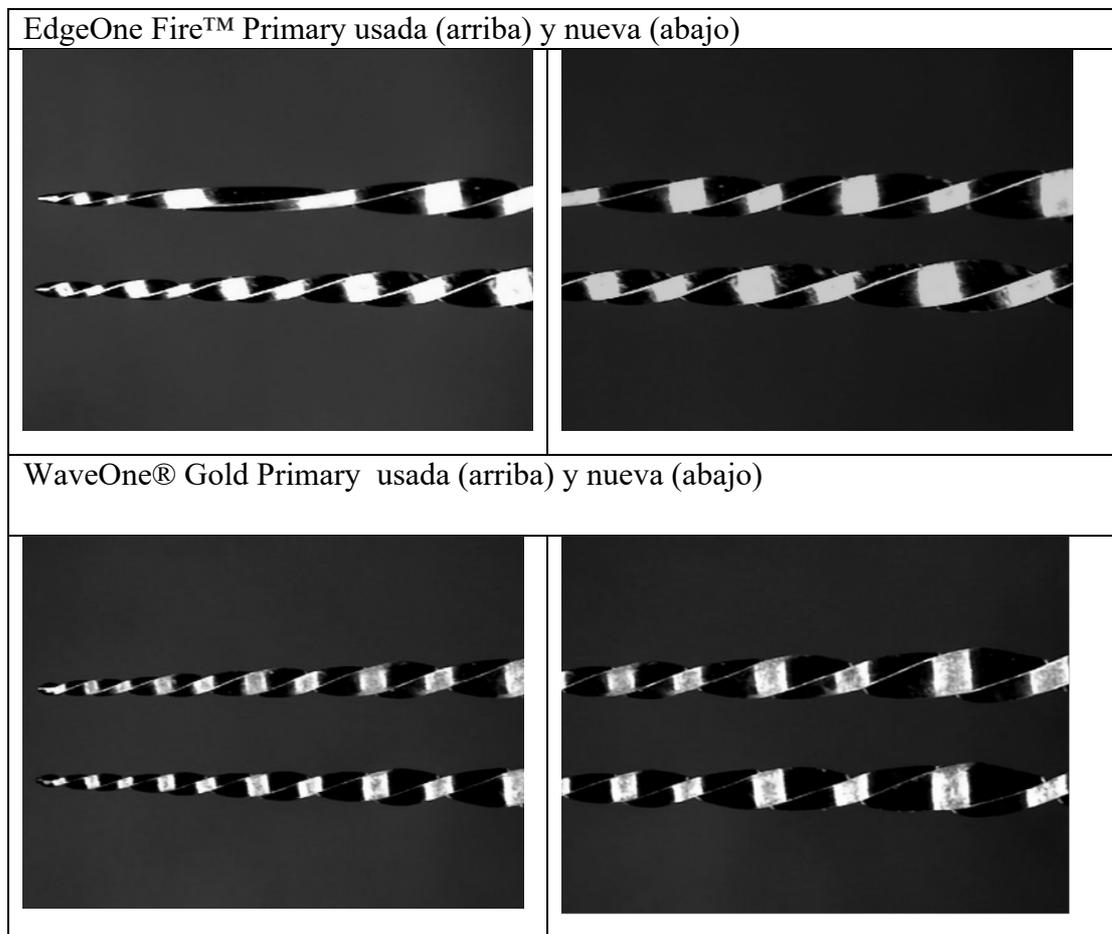


Fig. 6 La figura muestra ejemplos de imágenes de la deformación plástica sufrida por los dos tipos de instrumentos.

5.1.2 Rugosidad Superficial

La rugosidad superficial media (SD) de ambos instrumentos nuevos y tras uso clínico a 5 y 10 mm de la punta puede observarse en la tabla:

Usos	Distancia a la punta	Instrumento	
		WOGold	Edge
Nuevas	5 mm	0,79 (0,3)	1,98 (0,8)
	10 mm	0,55 (0,3)	0,51 (0,2)
Usadas	5 mm	0,6 (0,2)	0,51 (0,1)
	10 mm	0,56(0,2)	0,5 (0,1)

Los instrumentos EdgeOne Fire™ salidos de fábrica mostraron una rugosidad superficial significativamente mayor ($p < 0,05$) que los instrumentos WaveOne© Gold a 5 mm de la punta. Esta diferencia no es significativa en instrumentos nuevos en zonas más coronales (a 10 mm de la punta) o tras su uso clínico.

Así mismo, como se puede observar en la tabla, se produjo una variación significativa en la rugosidad de superficie entre instrumentos EdgeOne Fire™ nuevos y usados clínicamente a 5 mm de la punta ($p < 0,05$), que no fue evidente para WaveOne© Gold (Fig. 7)

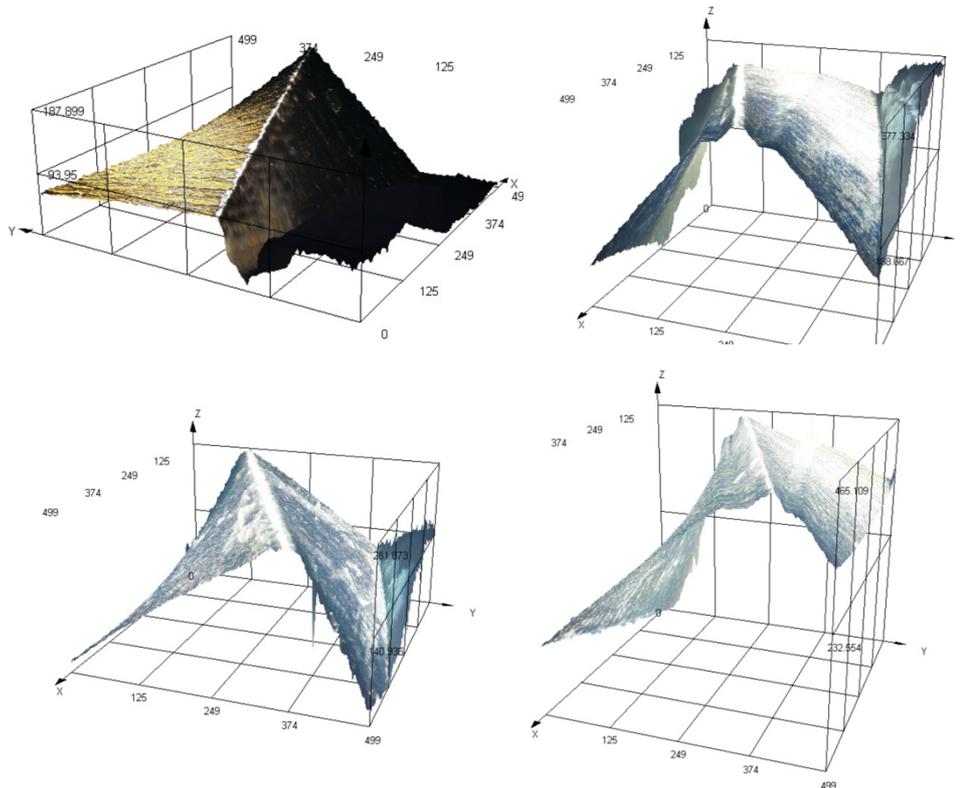


Figura 7. Ejemplos de mediciones obtenidas con perfilometría óptica: arriba WaveOne© Gold nueva vs usada. Abajo EdgeOneFire™ nueva vs usada.

6. Discusión

Este estudio fue realizado con el objetivo de comparar las variaciones en la deformación plástica y la rugosidad de superficie de los instrumentos WaveOne© Gold y EdgeOne Fire™ tanto como son distribuidos tras salir de fábrica, como después de su uso clínico.

A continuación, se divide la discusión en dos apartados con el objetivo de facilitar la comprensión: discusión del método y discusión de los resultados.

6.1 Discusión del método de trabajo

Un aspecto importante de este estudio es la elección de los dispositivos de medición utilizados: el microscopio estereoscópico por un lado para analizar la deformación plástica de los instrumentos y la perfilometría óptica tridimensional para analizar la rugosidad de superficie.

La aparición de irregularidades en la superficie de los instrumentos rotatorios durante su fabricación y uso es un aspecto de importancia en Endodoncia porque estas alteraciones pueden producir *cracks* en el metal cuya propagación podría desembocar en la fractura del instrumento por fatiga cíclica. Además, estas irregularidades pueden favorecer la acumulación de detritus, afectando al rendimiento en la capacidad de corte [46,56]. Para poder analizar la superficie de las limas, se precisa generalmente de la utilización de algún sistema de medición que permita evaluar cualitativa y/o cuantitativamente los instrumentos. En este estudio se han utilizado dos sistemas diferentes: La microscopía estereoscópica para evaluar la deformación plástica y la perfilometría tridimensional para la rugosidad de superficie.

La microscopía estereoscópica fue propuesta en el campo de la endodoncia por Schilder hace más de 30 años [49]. Esta herramienta se utilizaba para inspeccionar la morfología radicular y evaluar la calidad de la obturación en dientes extraídos. Sin embargo, no goza de popularidad en el campo de la endodoncia. Esto posiblemente sea debido a que actualmente existen otros métodos para el análisis de superficie de los instrumentos más eficientes, fiables y precisos. Aun así, la calidad de imagen que ofrecen estos microscopios actualmente hacen que sea una herramienta muy interesante para evaluar aspectos macroscópicos a ciertos aumentos, como es el caso de la deformación plástica de las limas utilizadas en este estudio.

Sin embargo, esta herramienta deja de ser útil cuando se necesita medir con gran precisión detalles extremadamente pequeños, como es el caso de la rugosidad de superficie de las limas de NiTi. Entre los métodos de medición más utilizados para valorar detalles pequeños dentro del campo de la endodoncia, se encuentra la microscopía electrónica de barrido (*SEM*). A pesar de que la SEM ha sido ampliamente utilizada para evaluar de forma cualitativa los cambios producidos en la superficie de los instrumentos [50,58,59] presenta varias limitaciones: incapacidad de evaluar las alteraciones de superficie de los instrumentos rotatorios de forma cuantitativa, producción de imágenes bidimensionales que no aportan información completa de las características de las limas y riesgo de destrucción de las muestras como consecuencia del proceso de preparación que requieren para ser observadas [60]. Esta necesidad de condiciones ambientales específicas dificulta su elección como método de elección para evaluar la rugosidad de superficie de los instrumentos rotatorios.

Alternativamente, la microscopía de fuerza atómica, en inglés *atomic force microscopy* (AFM) ha sido propuesta para aquellos escenarios donde se necesite medir tridimensionalmente las superficies de los instrumentos endodónticos [53]. Sin embargo, el análisis de microscopía de fuerza atómica requiere de una superficie ultraplana y muy rígida para que la sonda que escanea no provoque deformaciones en la superficie de la muestra. Esto resulta extremadamente difícil de recrear in vitro porque las limas de NiTi presentan pendientes y superficies curvas [55]. Además, este tipo de análisis solo puede ser ejecutado sobre una muestra pequeña (alrededor de 20 μm x 20 μm), lo que impide mapear superficies más grandes, reduciendo la representatividad de la misma [61].

Gracias a la reciente aparición de sistemas de medición más sofisticados asistidos por ordenador, es posible analizar con precisión las características morfológicas de los sistemas rotatorios. La perfilometría óptica tridimensional sin contacto (*noncontact three-dimensional optical profilometry*) se ha propuesto como un método fiable para evaluar las superficies de los instrumentos de NiTi, aportando datos a nivel nanométrico mediante imágenes tridimensionales en alta resolución. Ferreira y cols. en 2014 [61] fueron los primeros en introducir esta tecnología en endodoncia, a pesar de que ya se habían utilizado otras versiones con anterioridad en otros campos de la Odontología [61–63]. La ventaja principal que presenta frente a la SEM o AFM es que permite repetir mediciones sobre la misma muestra independientemente de la magnificación o el diseño del instrumento (curvo, plano, rugoso...) [64]. Además, mapea más rápido que el resto de los métodos descritos, permitiendo medir más muestras en menos tiempo reduciendo el tiempo de trabajo invertido, haciéndolo un método ideal para evaluar la rugosidad de superficie [54].

Las razones por las que se han elegido estos dos instrumentos responden fundamentalmente al hecho de que se trata de sistemas rotatorios con características y especificaciones parecidas y que, además, no han sido comparados con anterioridad mediante estas técnicas.

Un aspecto novedoso de este estudio es además, que hasta ahora los escasos estudios que hay publicados al respecto solo habían comparado la variación en la rugosidad y deformación en limas nuevas [48]. Solo uno, como veremos a continuación, ha comparado también instrumentos nuevos con otros usados in vitro. Sin embargo, con este trabajo analizamos además como el uso clínico con todas las variables confundidoras que podrían influir en el deterioro de los instrumentos, puede alterar la rugosidad superficial de los mismos e influir en su deformación plástica. Como se ha mencionado anteriormente, este aspecto es especialmente importante en instrumentos contemporáneos más martensíticos que a pesar de las grandes ventajas que presentan respecto a los instrumentos de NiTi convencionales, presentan una mayor deformación plástica tras su uso que cuanto mayor sea, más limitará la eficacia del instrumento en caso de reutilización. Así mismo, el hecho de que este factor sea determinante en instrumentos fabricados con este tipo de aleaciones y la aparición en el mercado de marcas imitadoras de instrumentos más avalados por la literatura científica [18,44] a un menor precio de venta al público, son los aspectos que han contribuido a la selección de los instrumentos EdgeOne Fire™ y WaveOne© Gold en este estudio.

6.2 Discusión de los resultados:

Los resultados de este estudio muestran diferencias entre los dos sistemas estudiados que, aunque análogos en cuanto a forma de uso y características físicas; a la vista de los resultados obtenidos, parecen tener diferencias evidentes en el proceso de fabricación que hacen que los instrumentos Edge, por un lado, sufran una mayor deformación plástica tras el uso en un único molar y por otro, presenten una mayor rugosidad en instrumentos recién salidos de fábrica.

Como ya se explicó con anterioridad, el principal inconveniente de los instrumentos de níquel-titanio solía ser la fractura inesperada de la lima dentro del conducto [66]. Esta fractura se puede producir por dos mecanismos ya mencionados, la fatiga cíclica y el estrés torsional. Gracias a los innumerables avances acontecidos en las últimas décadas, las limas de níquel-titanio actuales han mejorado considerablemente sus propiedades con respecto al NiTi convencional. Esta mejora, que incluye una mayor resistencia a la fatiga cíclica, se debe en parte a los nuevos tratamientos térmicos a los que son sometidas. De hecho, aunque la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios sigue siendo un campo de gran interés en investigación dentro de la endodoncia, ya está ampliamente estudiada; concretamente, la resistencia a la fatiga cíclica de las limas WaveOne® Gold ha sido ampliamente estudiada en la literatura frente a otras limas [67–70]. Incluso un estudio compara la resistencia a la fatiga cíclica de WaveOne® Gold y EdgeOne Fire™: Gambarini y cols. [71] concluyeron que la resistencia a la fatiga cíclica de EdgeOne Fire™ era dos veces superior a la de WaveOne® Gold. A pesar de que este hallazgo va en sintonía con lo descrito por EdgeEndo [38], más estudios independientes serán necesarios para confirmarlo.

En cualquier caso, en este estudio decidimos analizar otros parámetros más relevantes para instrumentos con fase cristalográfica principalmente martensítica; ya que aunque son más flexibles y versátiles que las limas NiTi convencionales [17,34]; son más susceptibles a la deformación que las limas de NiTi convencional porque su módulo de Young es más bajo [13]. Esta situación empeora cuando se trata de los instrumentos utilizados en este estudio, ya que ambos específicamente están diseñados siguiendo la filosofía de trabajo de *single-file*, es decir, con la idea de que un solo instrumento conforme de principio a fin un conducto radicular sin necesidad de emplear más limas de conformación. Así el concepto *single-file*, expone en ocasiones al instrumento a más estrés y aún a mayor deformación. Así mismo, como hemos visto, la rugosidad de superficie también puede afectar a la eficacia de los instrumentos [72].

Con respecto a la rugosidad de superficie y la deformación plástica, solo dos estudios analizaron la rugosidad de superficie de WaveOne® Gold frente a otras limas rotatorias. Alrahabi y cols. [73] compararon en un estudio in vitro sobre 64 molares inferiores la rugosidad de superficie de las limas WaveOne® Gold, Reciproc® y Reciproc® Blue (WDV, Munich, Alemania) antes y después de la instrumentación de cuatro conductos radiculares. Para analizar la rugosidad emplearon un perfilómetro óptico tridimensional de similares características al utilizado en este trabajo, concluyendo que, aunque todas las limas sufrieron alteraciones en la rugosidad de superficie, los resultados fueron significativamente más elevados en el caso de WaveOne® Gold.

Sin embargo, en nuestro estudio encontramos que la rugosidad superficial de WaveOne© Gold no se ve significativamente afectada cuando se utiliza en condiciones clínicas; mientras que la de EdgeOne Fire™ varía significativamente. De hecho, a 5 mm los instrumentos EdgeOne Fire™ tal y como sales de fábrica presentan una gran rugosidad superficial que se debe probablemente a un proceso de fabricación no tan exhaustivo y controlado como WaveOne© Gold.

Özyurek y cols. por su parte [74], evaluaron la topografía de superficie de 16 limas WaveOne© y WaveOne© Gold (n=8) después de instrumentar 48 molares (n=24) con grandes curvaturas. Tras instrumentar 3 conductos, se analizó la rugosidad de superficie de cada lima mediante microscopía de fuerza atómica, concluyendo que con solo instrumentar 3 conductos la topografía de superficie de ambas limas se veía afectada, siendo la porosidad mayor en WaveOne© Gold que en WaveOne©.

Solo se ha identificado hasta el momento otro estudio que analice la rugosidad de superficie, esta vez, sobre las limas Hyflex EDM y Hyflex CM (Coltene Whaledent, Altstätten, Suiza). Ulsu y cols. [48] analizaron mediante perfilometría óptica tridimensional la variación en la rugosidad de superficie de estos instrumentos tras la instrumentación de 64 molares (n=32), concluyendo que las limas Hyflex CM presentaban alteraciones de superficie significativamente mayores que las limas Hyflex EDM.

Cabe destacar que en nuestro estudio no se encontró deformación plástica en ninguna de las limas nuevas antes de su uso clínico; aunque en términos de rugosidad superficial, sí que hubo diferencias entre ambos sistemas de instrumentación con limas nuevas. WaveOne© Gold presenta un filo mucho más uniforme con menos rugosidad; mientras que EdgeOne Fire™ presenta una rugosidad considerablemente mayor en instrumentos nuevos que, sin embargo, se iguala con el uso clínico para acabar con una rugosidad similar a la de los instrumentos WaveOne© Gold usados clínicamente. Además, el uso clínico afecta de forma significativa a EdgeOne Fire™ en comparación con WaveOne© Gold, encontrándose en las primeras una gran tasa de deformación plástica en las primeras.

A pesar de que comienza a haber estudios que evalúan el cambio en las características morfológicas de los nuevos instrumentos tras su proceso de fabricación y su uso clínico, todavía no se ha profundizado suficientemente en este campo de interesante aplicación.

6. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede concluir que:

- Los instrumentos EdgeOne Fire™ presentaron mayor deformación plástica y rugosidad de superficie que los instrumentos WaveOne© Gold.

Más específicamente:

- Las limas EdgeOne Fire™ nuevas presentan mayor rugosidad de superficie que las limas WaveOne© Gold nuevas a 5 mm de la punta, no habiendo diferencias en la porción más coronal del instrumento.
- Las limas EdgeOne Fire™ sufren una mayor deformación plástica durante el uso clínico que los instrumentos WaveOne© Gold.
- El uso clínico afecta reduce la rugosidad superficial de los instrumentos EdgeOne Fire™ a 5 mm de la punta.

8. Bibliografía

- [1] Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18:269–96.
- [2] Hülsmann M, Hülsmann H, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 2005;10:30–76
- [3] Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 1. *J Endod* 1980;6:495–9.
- [4] Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part II: Properties and Effectiveness. *J Endod* 2015;41:1939–50.
- [5] Ingle JJ. The need for endodontic instrument standardization. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol* 1955;8:1211–3.
- [6] Zinelis S, Magnissalis EA, Margelos J, Lambrianidis T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. *J Endod* 2002;28:367–70.
- [7] Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2016;49:119–35.
- [8] Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *J Endod* 2015;41:1778–83.
- [9] Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30:559–67.
- [10] Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng* 1968;1:105–20.
- [11] Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent. Res.* 1975 Jan;54(1):89–96.
- [12] Walia, Harmeet, Brantley, William A., Gerstein, Harold. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346–51.
- [13] Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297–310.
- [14] Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39:163–72.
- [15] Shaw JA, Churchill CB, Iadicola MA. Tips and tricks for characterizing shape memory alloy wire: Part 1-differential scanning calorimetry and basic phenomena. *Exp Tech* 2008;32:55–62.

- [16] Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Análisis de los factores que influyen en la resistencia de los instrumentos de níquel-titanio a la fatiga cíclica flexural (tesis doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España. 2016.
- [17] Zhou H, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. 2013. *Endodontic Topics* 29,42-54.
- [18] 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;105:798–800.
- [19] Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–51.
- [20] Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–5.
- [21] Gavini G, Santos M dos, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res* 2018;32.
- [22] Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am* 2004;48:55–67.
- [23] Ruddle C. The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dent Today* 2001;20(11):58-68.
- [24] Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: Preliminary observations. *Int Endod J* 2008;41:339–44.
- [25] Arias A, Perez-Higueras JJ, Macorra JC de la. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *J Endod* 2012;38:1244–8.
- [26] Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT de M, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 2012;38:684–7.
- [27] Pereira ESJ, Gomes RO, Leroy AMF, Singh R, Peters OA, Bahia MGA, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater* 2013;29:318-24.

- [28] 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;38:105–7.
- [29] Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots* 2011;1:28–33
- [31] TF: The Twisted File brochure. Orange, CA: SybronEndo; 2008. Disponible en: www.tfwithrphase.com/images/3987_TF_Brochure.pdf. Consultado 20 agosto 2019
- [32] Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod* 2011;37:1293–5.
- [33] Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *Int Endod J* 2014;47:1064–71.
- [34] Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012;38:398–401.
- [35] Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among protaper next, ProTaper universal, and vortex blue rotary instruments. *J Endod* 2014;40:1190–3.
- [36] Van der Vyver PJ, Paleker F, Vorster M, de Wet FA. Root Canal Shaping Using Nickel Titanium, M-Wire, and Gold Wire: A Micro-computed Tomographic Comparative Study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold Instruments in Maxillary First Molars. *J Endod* 2019;45:62–7.
- [37] Vaz-Garcia ES, Vieira VTL, Petitet NP da SF, Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN, et al. Mechanical properties of anatomic finishing files: XP-Endo Finisher and XP-Clean. *Braz Dent J* 2018;29:208–13.
- [38] EdgeOne Fire™. Disponible en: <https://web.edgeendo.com/edgeonefire/> Consultado 22 agosto 2019
- [39] Bermejo AC, de la Macorra JC, Arias A. Efecto de los procesos termomecánicos en la resistencia a fatiga. (tesis doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España. 2018.
- [40] Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: Assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J* 2010;43:125–34.
- [41] Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M, et al. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J* 2017;50:143–52.

- [42] Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between Temperature-dependent Fatigue Resistance and Differential Scanning Calorimetry Analysis for 2 Contemporary Rotary Instruments. *J Endod* 2018;44:630–4.
- [43] Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clin Oral Investig* 2019;23:1101–8.
- [44] Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:765–9.
- [45] Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: A comparative study. *Odontology* 2014;102:31–5.
- [46] Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27:516–20.
- [47] Kowalczuck A, Sydney GB, Martinez EF, Cardoso RJA. Evaluation of cutting ability and plastic deformation of reciprocating files. *Braz Oral Res* 2016;30:1–6.
- [48] Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *J Endod* 2018;44:115–9.
- [49] Schindler WG. The stereo microscope: An aid to evaluate root canal debridement and obturation. *J Endod* 1986;12:359–62.
- [50] Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod* 2005;31:40–3.
- [51] Bogner A, Jouneau P-H, Thollet G, Basset D, Gauthier C. A history of scanning electron microscopy developments: Towards “wet-STEM” imaging. *Micron* 2007;390–401
- [52] Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Multiple Autoclave Cycles Affect the Surface of Rotary Nickel-Titanium Files: An Atomic Force Microscopy Study. *J Endod* 2008;34:859–62.
- [53] Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 2005;31:882–5.
- [54] Ferreira F, Barbosa I, Scelza P, Russano D, Neff J, Montagnana M, et al. A new method for the assessment of the surface topography of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2017;50:902–9.

- [55] Ferreira Fg, Barbosa Ib, Scelza P, Montagnana Mb, Russano D, Neff J, et al. Noncontact three-dimensional evaluation of surface alterations and wear in NiTi endodontic instruments. *Braz Oral Res* 2017;31.
- [56] Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2003;29:667–9.
- [57] WOG Surf the canal with confidence. WaveOne© Gold 2017. Disponible en: http://www.dentsplymaillefer.com/wpcontent/uploads/2017/03/Dentsply_Maillefer_W1G_brochure_CEPending_english.pdf Consultado el 31 de agosto 2019.
- [58] Hanan ARA, de Meireles DA, Sponchiado Júnior EC, Hanan S, Kuga MC, Filho IB. Surface characteristics of reciprocating instruments before and after use - A SEM analysis. *Braz Dent J* 2015;26:121–7.
- [59] Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent* 2010;38:182–90.
- [60] Cazaux J. Recent developments and new strategies in scanning electron microscopy. *J. Microsc.*, vol. 217, 2005, p. 16–35.
- [61] Ferreira FG, Nouer DF, Silva NP, Garbui IU, Correr-Sobrinho L, Nouer PR. Qualitative and quantitative evaluation of human dental enamel after bracket debonding: a noncontact three-dimensional optical profilometry analysis. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1853–64.
- [62] Chalas R, Bachanek T, Kuczumow A. Non-contact optical profilometry for detection of surface changes of hydroxyapatite discs during acid attack. *Caries Res* 2009;43:179–244.
- [63] Cehreli ZC, Lakshmipathy M, Yazici R. Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: A three-dimensional optical profilometry analysis. *Dent Traumatol* 2008;24:177–82.
- [64] Lopes HPP, Elias CN, Vieira MVBVB, Vieira VTLL, De Souza LC, Dos Santos AL, et al. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod* 2016;42:965–8.
- [65] Yılmaz K, Uslu G, Özyürek T. Effect of multiple autoclave cycles on the surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: an atomic force microscopy study. *Clin Oral Investig* 2018;22:2975–80.
- [66] Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:1469–76.
- [67] Keskin C, İnan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22:3007–12.

- [68] Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod* 2017;43:1192–6.
- [69] Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2016;42:1536–9.
- [70] Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22:1433–7.
- [71] Gambarini G, Nardo D Di, Galli M, Seracchiani M, Donfrancesco O, Testarelli L. Differences in cyclic fatigue lifespan between two different heat treated NiTi endodontic rotary instruments: WaveOne Gold vs EdgeOne Fire. *J Clin Exp Dent* 2019;11:609–22.
- [72] Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod* 2016;42:965–8.
- [73] AlRahabi AMK, Atta RM. Surface nanoscale profile of WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, and Reciproc blue, before and after root canal preparation. *Odontology* 2019.
- [74] Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G, Plotino G. The effect of root canal preparation on the surface roughness of WaveOne and WaveOne Gold files: atomic force microscopy study. *Restor Dent Endod* 2018;43:e10.
- [75] Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, et al. Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2015;41:725–8.