
Efecto de distintas soluciones irrigadoras en
la resistencia a la fatiga cíclica de
instrumentos WaveOne Gold Glider y
Proglider



Autor: Luis Darío Pérez Villalba

Tutora: Ana Arias Paniagua

Departamento: Estomatología II

Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid



ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

D. Luis Darío Pérez Villalba con NIF **31028847F**, estudiante de Máster en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid en el curso 2018 - 2019, como autor del trabajo de fin de máster titulado:

Efecto de distintas soluciones irrigadoras en la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos WaveOne Gold Glider y Proglider y presentado para la obtención del título correspondiente, cuyo tutor es:

Dra. Ana 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 7 de junio de 2019

Fdo.:



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. Facultad de

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

El profesor/a tutor

Nombre y apellidos:	Ana M ^a Arias Paniagua
---------------------	-----------------------------------

del alumno/a

Nombre y apellidos	Luis Darío Pérez Villalba
--------------------	---------------------------

encuadrado en la línea de investigación

Materiales y técnicas en Endodoncia

DA EL VISTO BUENO

para que el Trabajo de Fin de Máster titulado

Efecto de distintas soluciones irrigadoras en la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos WaveOne Gold Glider y Proglider
--

sea admitido para su defensa ante Tribunal.

En Madrid, a 7 de junio 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: Luis Darío Pérez Villalba

TUTOR/ES DEL TFM: Ana M^a Arias Paniagua

TÍTULO DEL TFM: Efecto de distintas soluciones irrigadoras en la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos WaveOne Gold Glider y Proglider

FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA: Septiembre de 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 7 de junio de 2019.

El estudiante de Máster	El Tutor/es
Fdo.:	Fdo.:

SR. COORDINADOR DEL MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

AGRADECIMIENTOS

A mi tutora Dra Ana Arias por la cuidadosa atención que concedió a mi trabajo. Me siento muy afortunado por haberla conocido y recibir parte de su talento. Su apoyo me ha exhortado a reescribir y reestructurar esta investigación hasta que el texto refleje lo que he aprendido y me he propuesto.

A la Universidad Complutense por abrirme las puertas de su “casa” y satisfacer todas mis necesidades como estudiante ávido de conocimiento.

A mi madre porque sin ella nada de esto se habría llevado a cabo.

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo fundamental del tratamiento de conductos radiculares es la eliminación de bacterias y tratamiento de la periodontitis apical mediante la preparación quimio-mecánica del sistema de conductos radiculares y su posterior obturación. Para ello se requiere un acceso adecuado al sistema de conductos radiculares; y así en el tratamiento de conductos ortógrado se realizan las siguientes fases:

1. Acceso
2. Limpieza
- 3. Conformación**
4. Obturación (1)

La conformación implica dar una forma única a cada conducto radicular, no solo relacionado con su longitud, sino también relacionado con la posición y curvatura de cada raíz y conducto individual. Puede realizarse tanto de forma manual como mecánica (utilizando motores eléctricos de baja velocidad). La conformación mecánica requiere la creación de un “glide path” o vía de deslizamiento en el conducto radicular previo a la utilización de los instrumentos de conformación propiamente dichos; y pudiendo también este realizarse de forma manual o mecánica, aspecto que es objeto de esta investigación.

1.1. ANTECEDENTES DEL USO DE NÍQUEL-TITANIO PARA LA CONFORMACIÓN DE CONDUCTOS

El instrumental rotatorio endodóntico habitual está fabricado a partir de una aleación de Níquel/Titanio. El Níquel/Titanio (NiTi) se desarrolló el siglo pasado por W. Buehler, investigador metalúrgico, que buscaba una aleación no magnética resistente a la sal y al agua para el programa espacial del Laboratorio de Ordenanza Naval en Silver Springs, Maryland USA (2).

A esta aleación se la designó “nitinol”, un acrónimo que se refiere a: Níquel (Ni), Titanio (Ti) y Naval Ordnance Laboratory (Nol). El nitinol mostraba un comportamiento superelástico, podía deformarse al ser sometido a una carga y recuperaba su forma inicial al cesar ésta. Esta aleación también presentaba "memoria de forma" cuando se sometía a un tratamiento térmico controlado (2), además, conservaba la capacidad de volver a su posición original luego de desaparecer la carga que la había deformado, mediante una variación en la temperatura de la aleación (3). Se

denomina nitinol a todas aquellas aleaciones de Níquel y Titanio que poseen propiedades de memoria de forma y superelasticidad.

Lo átomos de Ni y de Ti de estas aleaciones tienen ubicaciones diferentes en el espacio. Estas diferentes posiciones se conocen como fases microestructurales o también como fases cristalográficas de la aleación. Existen dos: (4)

- a) **Fase Austenita.** También llamada fase de alta temperatura o fase madre. En esta fase, los átomos presentan una distribución B2 cúbica en el espacio. A temperatura ambiente, el NiTi se encuentra en este estado (4).

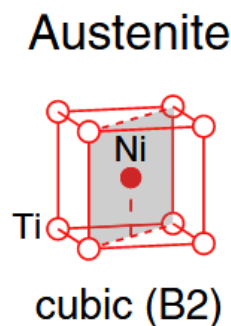


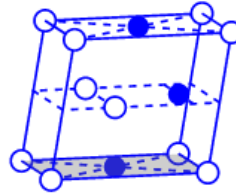
Figura 1. Ubicación de átomos en fase B2 cúbica-austenita (5)

- b) **Fase Martensita.** Llamada fase de baja temperatura. En esta fase los átomos siguen una distribución B19' monoclinica. A baja temperatura, el NiTi se encuentra en este estado (4).

Es importante reconocer las fases microestructurales del NiTi ya que sus propiedades mecánicas dependen de la fase en la que se encuentra (6).

La **fase austenita**, fase "dura" o "fuerte" se caracteriza porque tiene un comportamiento elástico, es decir, capacidad de recuperar su forma original luego de que ha cedido la fuerza que causó la deformación. La aleación NiTi puede deformarse hasta en un 8% y recuperar su forma original (metales como el acero sólo pueden deformarse hasta un 1%) por lo que se los considera como aleaciones con propiedades de superelasticidad (4,7). La **fase martensita**, fase "blanda" o "dúctil". Presenta un comportamiento plástico, ya que mantiene dicha deformación luego de que ha cesado la fuerza que lo provocó (4).

Martensite

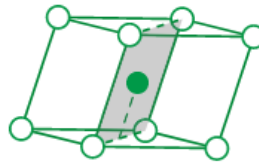


monoclinic (B19')

Figura 2. Ubicación de átomos en fase B19' monoclinica-martensita (5)

- c) Adicionalmente, existe otra fase microestructural de NiTi designada como fase **R** o **premartensita**. En la que la ubicación de los átomos es romboidal (4,8,9).

R-phase



rhombohedral (B2')

Figura 3. Ubicación de átomos en fase romboidal – fase R (5)

La aleación de NiTi tiene la capacidad de cambiar de fase microestructural cuando se produce un cambio de la temperatura o se somete a una presión que la deforme.

Esta posibilidad de cambiar de fase le otorga a la aleación dos propiedades distintivas: memoria de forma y superelasticidad (7). A continuación, procederemos a describir con más detenimiento ambas propiedades.

Cambio de fase por variación en la temperatura. Memoria de forma

A una temperatura alta ($\pm 100^{\circ}\text{C}$) el NiTi se encuentra en fase austenita. Cuando se enfría, existe una determinada temperatura donde los cristales de la aleación van

cambiando gradualmente su posición atómica microestructural desde B2-cúbica a B19'-monoclínica. De esta forma se reduce el porcentaje de cristales austeníticos que se sustituyen por cristales martensíticos hasta llegar a una determinada temperatura en la cual los cristales de NiTi han pasado a una ubicación martensítica en su totalidad. La temperatura de inicio de esta transición se conoce como temperatura Ms (Martensitic transformation start). La temperatura en la que toda la aleación NiTi está en fase martensita se llama Mf (Martensitic transformacion finish) (4,7).

Lo mismo ocurre cuando el NiTi está a baja temperatura y se calienta. A partir de cierta temperatura, los cristales de la aleación martensítica cambian de posición hasta conseguir una estructura de austenita. Esta temperatura de comienzo de transformación hacia austenita se conoce como As (Austenitic transformation start) y la temperatura en la que esta transformación termina se denomina Af (Austenitic transformation finish) (2,4,7). El NiTi no cambia directamente de fase microestructural, es decir, hay un intervalo de temperatura en las que la aleación está cambiando y no se encuentra íntegramente ni en fase martensita ni en fase austenita, sino en una combinación de las dos. Este intervalo de temperatura se designa como rango de temperaturas de transición o RTT. La fase R se encuentra en un intervalo muy estrecho de este rango de transición.

El cambio de estructura en la aleación producido por una variación de temperatura, ocurre por un proceso de traslación de átomos. No son visibles cambios macroscópicos durante la transformación de fase, pero si el NiTi está en fase martensita y se aplica una fuerza externa, ésta se deformará fácilmente por un proceso conocido como deparejamiento de átomos, hacia una martensita deparejada.

Esta deformación se puede revertir cuando se calienta el NiTi por encima del RTT. Lo que da como resultado una aleación con las mismas propiedades austeníticas de antes y con la misma orientación cúbica de sus átomos. El movimiento total de los átomos entre los planos adyacentes es menor que su distancia interatómica. Este evento se conoce como memoria de forma y posibilita a la aleación regresar a su configuración previa con la formación de uniones fuertes entre electrones unidos para desplazar a los átomos a sus posiciones anteriores. Esta transformación se da instantáneamente.

Con esta memoria de forma se puede educar a la aleación para que tenga una determinada forma a una concreta temperatura (7).

El RTT para cada aleación de NiTi depende de su composición. Así el RTT del 55-nitinol de una aleación 1:1 (equiatómica) está comprendido entre -50 y 100°C.

El RTT puede alterarse mediante diferentes formas:

- a) Cuando se está fabricando: se le puede dar un tratamiento en frío o un tratamiento térmico.
- b) Aumentando el porcentaje de Níquel en la aleación NiTi. Esto daría lugar a fase secundaria NiTi₃.
- c) Alterando la composición de la aleación, reemplazando el Níquel por el Cobalto. El cobalto tiene un electrón menos que el Níquel y así disminuye el RTT.

Cambio de fase por deformación mecánica. Superelasticidad.

El cambio de fase de austenita a martensita también se puede dar cuando se aplica estrés mecánico y el instrumento se deforma durante la conformación de conductos. En comparación con el resto de metales, que cuando son sometidos por una fuerza externa quedan deformados permanentemente, el NiTi puede volver a su forma original por el cambio a martensita.

Cuando el NiTi se encuentra sometido a estrés hay cierta tensión y deformación. En la siguiente imagen se pueden ver tres zonas diferenciadas de este fenómeno.

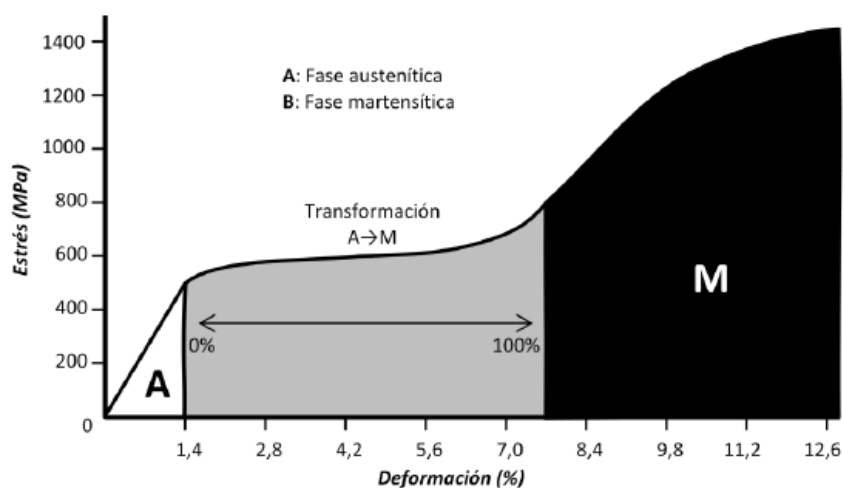


Figura 4. Transformación de fase por estrés(7).

1. Deformación de fase austenita. Representa una franja de deformación elástica proporcional a la aplicación del estrés. Se corresponde con la deformación del NiTi en fase de austenita.

2. Deformación en la franja de transformación de austenita a martensita. En esta franja la deformación también es proporcional pero la pendiente es menor. Lo que da como resultado una gran cantidad de deformación sin necesitar un excesivo aumento del estrés.

3. Deformación de la fase martensita. Es una franja que ejemplifica un comportamiento típico de tensión-deformación donde hay una franja lineal elástica, un límite de elasticidad y por lo tanto fractura.

La capacidad del NiTi de cambiar de fase austenita a martensita durante la deformación lo hace responsable de su comportamiento superelástico. La superelasticidad de esta aleación le permite deformarse hasta un 8% y que esta deformación sea recuperable, lo que sería improbable sin esta transición (2). En general, el cambio microestructural que se da en los cambios de fase del NiTi es el responsable de sus propiedades de memoria de forma y superelasticidad.

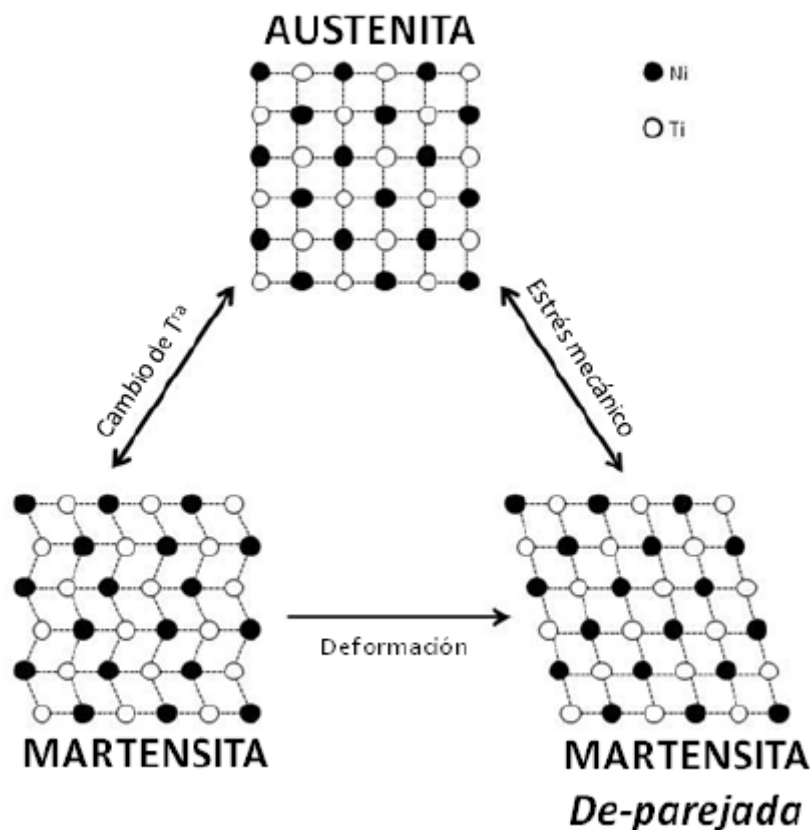


Figura 5. Cambios de fase de la aleación NiTi (7).

En esta imagen se observa la transformación entre fases según los dos mecanismos anteriormente mencionados: temperatura y estrés mecánico por deformación.

1.2. BENEFICIOS DEL USO DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA

Los sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi presentan las siguientes ventajas cuando se comparan con los sistemas manuales de acero:

- **Flexibilidad**, debido a que el NiTi tiene un módulo elástico menor que el acero inoxidable (10).
- **Capacidad de corte mejorada**, lo que permite conformar la pared del conducto disminuyendo la labor de trabajo (11).
- **Centrabilidad**, permite crear conformaciones centradas en el eje del conducto (11–13). Se conserva de mejor manera la anatomía original del conducto.
- **No precisa un precurvado** de la lima (10,14).

1.3. PERFECCIONAMIENTO DE LAS ALEACIONES Y MÉTODOS DE FABRICACIÓN DE LAS LIMAS Ni/Ti

Según Brantley y cols. las limas de NiTi convencionales tienen una estructura de austenita durante su utilización ya que por medio de un escáner de calorimetría diferencial (DSC) demostraron que la Af del NiTi convencional tanto para LightSpeed como ProFile se encontraba alrededor de los 25°C, esto significa que durante su uso clínico la lima mostraría un comportamiento de superelasticidad (6).

Con la finalidad de mejorar estos instrumentos durante su uso, se empezó a fabricar limas de NiTi en fase de martensita de manera que se eliminaba el comportamiento superelástico y aumentaba su efectividad.

Cabe recordar que la fase de martensita se define por algunos autores como fase “blanda” de la aleación que tiene un comportamiento plástico. Además, esta fase presenta características únicas que permite su uso más de una sola vez (15).

Características del NiTi martensítico en endodoncia:

-Es más flexible. Se necesita menos energía para deformarlo que el NiTi en fase de austenita. Lo que supone un mejor ajuste de las limas a la anatomía original del conducto (7).

-Posee un comportamiento plástico, no es susceptible a recuperar su forma por lo que al igual que la propiedad anterior, disminuye el riesgo de aberraciones en el conducto, transporte apical y sobreinstrumentación (7).

-Es más resistente a la FC (16–18), propiedad de suma importancia ya que un principal inconveniente de los instrumentos rotatorios es la fractura imprevista.

Por ende, la martensificación de las limas provee un amplio campo de estudio para los investigadores y para los fabricantes. Esta martensificación se consigue por medio de 2 estrategias: (19)

A) Aumentando la temperatura de transición

Se ha demostrado que el tratamiento térmico de las limas NiTi endodónticas produce un aumento de su flexibilidad. Estas manipulaciones provocadas por calor se usan para alterar las propiedades de estos instrumentos con aleación de NiTi (20,21).

El tratamiento termomecánico es un proceso complejo que comprende el tratamiento térmico y el endurecimiento a la vez. En un estudio de Alapati y cols. se comprobó que el tratamiento térmico a 400, 500 ó 600°C aumentaba la Af de limas ProFile a 45-50°C. También reportó que el tratamiento a 850°C estimulaba la pérdida del comportamiento de superelasticidad y recristalización microestructural. En aquel estudio las curvas DSC mostraban picos irregulares (22). En otro trabajo similar, Zinelis y cols. demostraron mayor resistencia a FC de los instrumentos que habían sido sometidos a tratamiento térmico en comparación con los que no, achacándose posiblemente al aumento del rango de temperatura de transición (RTT) (23,24).

B) Mediante la estabilización de los cristales en fase de martensita.

Estrategia de uso común durante la fabricación de las limas rotatorias. Consiste en la aplicación de ciertos procedimientos térmicos para que la creación resultante del alambre de NiTi tenga superelasticidad y además una cantidad importante de fase martensita estable en condiciones clínicas. Este perfeccionamiento durante la fabricación de las limas ha originado varias generaciones de instrumental endodóntico.

Estas nuevas aleaciones bajo estas nuevas condiciones son:

- **MWire** (Dentsply Tulsa Dental Specialities), introducida en 2007 en las limas GT Series X.

M-Wire se desarrolló a partir de NiTiNOL SE508 (NiTiNOL Devices & Components, Inc, Fremont, CA) que se somete a un tratamiento termomecánico patentado el cual consiste en estirar el alambre puro a diferentes temperaturas y tensiones, esto da lugar a un material, de fase de austenita que también contiene cierta cantidad de material en fase martensita y fase R-premartensita, que conserva la superelasticidad de la aleación (25).

Se dice que los instrumentos fabricados con aleación M-Wire tienen mayor resistencia a la fractura debido a su microestructura martensita única que los instrumentos similares de NiTi convencional (26). En un estudio, Arias y cols. (27) concluyeron que las limas

GTX (M-Wire) presentaban más resistencia a FC que sus análogas limas GT, fabricadas con la aleación SE-Wire. En otra investigación, de Pérez-Higueras y cols. (28) se compararon limas ProTaper Universal (SE-Wire) vs Protaper Next (M-Wire) donde también concluyeron que las limas confeccionadas con M-Wire fueron más resistentes a FC que sus predecesoras de aleación convencional, tanto a nivel coronal como apical.

- **R-Phase** (SybronEndo). Utilizado en la fabricación de limas TF. Consiste en un proceso térmico que cambia de fase austenita a fase R (29). Como ya se ha mencionado antes, la fase R es una fase intermedia que se forma durante la transformación de austenita a martensita y también cuando pasa de martensita a austenita. La fase R se da en un intervalo muy estrecho de temperaturas. Con esta aleación apareció un nuevo método de fabricación que presenta espiras en la parte activa del instrumento que reemplazan al tallado tradicional inicial del alambre: el “twisting” (enrollamiento) (30).

- **CM-Wire** (DS Dental, Johnson City, TN) Apareció en 2010 y consiste en una aleación de NiTi con propiedades flexibles. Estas limas se fabrican mediante un tratamiento termomecánico especial que las hace extremadamente flexibles conservando también la memoria de forma y evitando la superelasticidad de las limas NiTi convencionales (31).

- **Blue Wire** (Dentsply Tulsa Dental Specialities) se dio a conocer con la introducción de las limas Vortex Blue (17). De color azul. Este tratamiento térmico le confiere mayor flexibilidad y un incremento en cuanto a resistencia a FC (32,33).

- **Gold Wire** (Dentsply Tulsa Dental Specialities). Se desarrolló en 2015. Su representante fue el sistema ProTaper Gold. Con un diseño geométrico idéntico a su antecesor ProTaper Universal; pero con un proceso de metalurgia avanzada mediante tratamientos que, según indica su fabricante, les otorga una mayor resistencia a la FC y mayor flexibilidad.

En base a esto, varios estudios demostraron una mayor resistencia a FC de ProTaper Gold con respecto a ProTaper Universal (34). Esta particularidad se debe a los diferentes procesos de fabricación a los que estas limas se someten, atributos que influyen en sus temperaturas de transformación (35). Las curvas DSC de la aleación Gold revelaron una alta temperatura de transformación de la austenita (Af), muy parecida a la de la aleación CM-Wire (36). Por lo tanto, las limas ProTaper Gold se

encuentran en fase de martensita durante su uso clínico. Además, este tratamiento, otorga al material más suavidad, ductilidad y deformabilidad en comparación con el sistema predecesor ProTaper Universal que está en fase austenita y es más duro y fuerte (34).

Otro sistema rotatorio de fabricación “Gold” es el sistema WaveOne Gold que es el sucesor de las limas reciprocantes WaveOne con las que coincide únicamente en el movimiento ya que su dimensión, sección transversal y geometría es diferente. Con un diseño similar al de las limas ProTaper Next (37). Según la casa comercial, estas limas exhiben una mayor resistencia a la FC con respecto a las WaveOne (38).

Las aleaciones CM Wire y MWire tienen aumentada la temperatura de transformación a austenita. La A_f de la aleaciones CM Wire es 55°C , la de MWire 30°C , la de TF 17°C y la de NiTi convencional se encuentra alrededor de 16° y 31°C (16,18). El Níquel Titanio superelástico convencional está en estado austenítico a temperatura corporal (6), mientras que la aleación de NiTi con tratamiento térmico estaría en estado martensítico (9,18).

1.4. IDEOLOGÍAS DE USO CONTEMPORÁNEAS

En el año 2008, Yared (39) planteó un nuevo método de preparación con sólo un instrumento ProTaper F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) en **movimiento reciprocante**. Los objetivos de esta nueva técnica consistían en disminuir el tiempo de trabajo, el riesgo de contaminación cruzada, el costo y perfeccionar la seguridad durante la conformación en comparación con los sistemas multilima que han sido la regla para conformar los conductos radiculares anteriormente (40).

El movimiento reciprocante representa el avance de la técnica de fuerzas balanceadas; se ha comprobado que mantiene la curvatura original del conducto provocando una mínima deformación (41). Este movimiento también aumenta la resistencia a la FC y disminuye la tensión por torsión que se ejerce en la lima durante la conformación debido a que su rotación va en sentido antihorario antes de avanzar en sentido horario (42).

El movimiento reciprocante parece idóneo para utilizarlo de forma cotidiana, sin embargo, este sistema presenta inconvenientes como: mayor tensión durante la

instrumentación debido al uso de un único instrumento de gran conicidad en comparación al sistema multilima. Además, los defectos dentinarios podrían incrementarse (43).

1.5. DESVENTAJAS DEL NÍQUEL-TITANIO USADO EN ENDODONCIA

- a) La aleación NiTi proporciona a las limas una gran flexibilidad de manera que se pueden adaptar al tamaño y forma del conducto. No obstante, esta aleación se encuentra en estado austenítico y en modo elástico, por lo que tiende a **recuperar su forma inicial** después de su deformación (7). Al deformarse una lima, absorbe cierta cantidad de energía que liberará en cuanto recupere su forma inicial. Es decir, el instrumento ejercerá la misma fuerza necesaria para su deformación que para enderezarse dentro del conducto. Provocando zonas sobreinstrumentadas, conductos rectos o transportación apical.
- b) Al existir tantos sistemas en el mercado, se requiere un uso específico para cada uno. Por lo que es necesario un periodo de capacitación previa ya que la técnica difiere de un sistema a otro.
- c) A pesar de estas desventajas, el inconveniente primordial de los instrumentos NiTi es su fractura en el conducto durante la preparación biomecánica.

Por esta razón, a continuación describimos en este trabajo, el mecanismo por el que se fracturan las limas endodónticas (44).

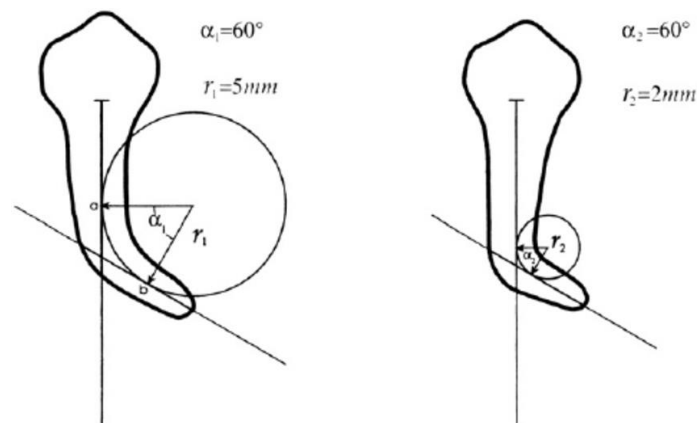
1.6. TIPOS DE FRACTURA

Un problema común inherente a los instrumentos de NiTi rotatorio es su fractura durante la conformación del conducto. Esta aleación puede sufrir dos tipos de fractura: fractura por torsión o por fatiga cíclica.

La **fatiga cíclica** es causada por movimiento alternantes de tensión-compresión a los que se someten las limas rotatorias cuando se flexionan en la curvatura máxima del conducto (45). La literatura científica ha demostrado que varios factores afectan a la incidencia de fracturas de instrumentos mediante fatiga cíclica:

- **Anatomía del conducto:** Pruett (46) definió los conceptos de ángulo de curvatura y radio de curvatura mediante una modificación propuesta por Schneider previamente (47), que mencionaba al ángulo de curvatura como el ángulo formado por el eje de dos tramos contiguos del conducto radicular con direcciones diferentes.

También conceptualizaron el término radio de curvatura que vendría a ser el radio de la circunferencia tangente al eje de estos dos tramos que más se adecúa al trazado del conducto (46). La fractura causada por FC está condicionada por el radio de curvatura ya que un radio disminuido implica un aumento de estrés de manera sustancial sobre la lima a pesar de tener un mismo ángulo de curvatura.



. Figura 6. Radio y ángulo de curvatura de un conducto radicular (46)

- **Factores propios del instrumento:** La existencia de distintos materiales y aleaciones se traduce en resistencias desiguales al estrés flexural (48). Se considera que el diámetro del instrumento en el sitio de máxima curvatura es el factor que más se debe considerar en cuanto a la resistencia a FC de las limas endodónticas. Ya que mientras más diámetro tenga, su susceptibilidad a la fractura aumentará. También debe tenerse en cuenta la forma del corte transversal de la lima que es responsable de la cantidad de masa en el punto de máxima curvatura donde se acumula la FC.

- **Manejo:** La forma en que se utiliza la lima también puede influir en la resistencia a FC. Por ejemplo: movimientos de entrada y salida distribuyen el estrés a lo largo de la lima y disminuyen el riesgo de fractura. Por esta razón los resultados de FC en base a test dinámicos se acercan más a una situación clínica en comparación con test estáticos (48).

- **Velocidad:** la velocidad durante su utilización también se ha planteado como uno de los factores que pueden condicionar la resistencia de los instrumentos. Por lo que debe ser la recomendada por la casa comercial, a pesar de que el clínico la puede modificar según su criterio.

- **Corrosión o alteración del material:** Finalmente se deben mencionar elementos a los que se someten los instrumentos durante su uso clínico y que podrían inducir una alteración de la aleación o corrosión de la misma y con ello pueden influir en la resistencia a la FC de los instrumentos como la esterilización en autoclave o el contacto con irrigantes que probablemente producen corrosión en el material.

Por otro lado, la **fractura torsional** ocurre cuando la punta del instrumento se atasca en el conducto mientras el vástago continúa girando (47), Esto ocurre fundamentalmente cuando el instrumento trabaja en un espacio menor del tamaño de la punta.

El mecanismo más importante establecido para evitar la fractura torsional es la creación de un "glide path". Este glide path permitiría una vía de deslizamiento para la lima de conformación en los últimos milímetros del conducto y hasta la longitud de trabajo para que la punta del instrumento de conformación no se quedara trabada en alguna interferencia durante su uso. Este glide path se logra cuando la lima que lo produce puede ingresar y seguir por las paredes lisas del conducto de forma ininterrumpida hasta llegar a su final. Una vez que se logra esto, es mucho más probable que se mantenga el "camino" con los instrumentos NiTi rotatorios de mayor diámetro (49). En el tratamiento endodóntico, la creación de un glide path como paso previo a la preparación químico-mecánica, es importante porque garantiza una facilidad de acceso a la región apical del conducto radicular (50) de manera que al ampliar este espacio, se previene la fractura por torsión durante la conformación posterior. Al crear el glide path, el uso de níquel-titanio (NiTi) ayuda en la preparación posterior del conducto (51) y disminuye la posibilidad de errores de procedimiento (52,53). Esta primera fase de la preparación del conducto radicular solía realizarse con limas manuales de acero inoxidable (54). Sin embargo, la preparación de glide path con limas manuales puede ser muy difícil, especialmente en conductos excesivamente curvos, y además consume mucho tiempo (55). Por ello, se introdujeron en el mercado limas rotatorias de NiTi para la creación del glide path y así eliminar las desventajas de las limas manuales y simplificar la preparación hacia apical (56). Por lo tanto, los sistemas rotatorios pasaban de utilizarse

solo para la conformación de conductos y empezaron a emplearse también para la creación de un glide path previo.

Al principio se diseñaron limas rotatorias NiTi de baja conicidad para la preparación de esta vía de deslizamiento o glide path en los milímetros apicales del conducto. Así en 2009, Dentsply Maillefer (Ballaigues, Suiza) comercializó "PathFile", el primer sistema rotatorio de NiTi específicamente diseñado para simplificar el proceso de preparación de glide path. El sistema constaba de 3 instrumentos con una sección cuadrada y una conicidad fija de 0,02. PathFile #1 (#13/0.02), PathFile #2 (#16/0.02), PathFile #3 (#19/0.02). Posteriormente y con el fin de reducir el tiempo y simplificar el proceso reduciendo el número de instrumentos, se comercializó **ProGlider**, un sistema de realización de glide path constituido por un solo instrumento y fabricado con la aleación **M-Wire**. Tiene un diámetro en la punta ISO 16, una sección transversal cuadrada y una conicidad variable de 2% a 8% a lo largo de la parte activa (#16/0.02v) (57–59). Su fabricante aseguraba que creaba una ruta de deslizamiento más rápida que las limas manuales o cualquier otra alternativa de glide path rotatorio.

Un estudio reciente comparó el torque y la fuerza inducida por PathFile y Proglider durante la creación de un glide path en raíces mesiales de molares mandibulares donde concluyeron que los sistemas de múltiples instrumentos para la preparación del glide path tuvieron un torque significativamente menor que los sistemas de un solo instrumento debido a que estos últimos estaban sujetos a un mayor contacto entre las paredes del conducto y el instrumento por su diámetro mayor a nivel medio y coronal (45). El aumento de diámetro y conicidad de PG provoca un aumento en la superficie de contacto con la dentina por lo que el instrumento, además de ser susceptible a fractura por torsión, puede sufrir fractura por fatiga cíclica



Figura 6. Lima Proglider para glide path (60)

Posteriormente, se introdujo el concepto de movimiento recíprocante (ya empleado en sistemas de conformación) a los instrumentos de preparación de glide path. Así recientemente apareció la lima **WaveOne Gold Glider**, que se fabrica a partir de una aleación tratada termomecánicamente llamada "**Gold**". Este instrumento tiene un diámetro de punta ISO 15 de 0,15 mm y una conicidad variable de 2 a 6% con una sección transversal horizontal de paralelogramo con dos filos de corte (#15/0.02v) (61).



Figura 7. Lima WaveOne Gold Glider para glide path (62)

1.7. IRRIGACIÓN DURANTE LA CREACIÓN DE GLIDE PATH Y LA CONFORMACIÓN DE CONDUCTOS

Anteriormente ya se ha mencionado la importancia de la preparación quimio-mecánica en Endodoncia. Hasta ahora nos hemos referido únicamente a la conformación de conductos, pero esta se hace en presencia de soluciones de irrigación; que van a estar en contacto con las limas NiTi durante su uso clínico (63). Este contacto podría favorecer la corrosión y deformación de las limas y con ello inducir una fractura inesperada durante su uso clínico (64). La solución de irrigación que se utiliza con mayor frecuencia en la preparación quimio-mecánica y que se considera “gold estándar” es el hipoclorito de sodio (NaOCl) (63). En endodoncia, el uso del NaOCl es imprescindible porque es capaz de disolver el tejido orgánico y eliminar bacterias Gram+ y Gram- y el ecosistema microbiano organizado (biofilm). El NaOCl es un agente proteolítico no específico que disuelve materia orgánica como el tejido pulpar vital y necrótico y la parte orgánica del barrillo dentinario; pero no así su parte inorgánica (65). Uno de sus inconvenientes es que es muy reactivo y no es fácil combinarlo con otras sustancias que podrían reducir sus limitaciones, como su escasa capacidad de remover barrillo dentinario. Para ello es necesario la utilización de irrigantes adicionales capaces de eliminar el componente inorgánico del barrillo dentinario, como quelantes del calcio y que a su vez no alteren su capacidad de disolución de tejido orgánico (66). Dentro de

estos agentes quelantes, el más empleado clásicamente es el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) y de reciente aparición el ácido etidróico (HEBP).

Se ha demostrado que los iones ClO⁻ (ion hipoclorito) activos existentes en la estructura del NaOCl tienen el potencial de aumentar la corrosión (67). Adicionalmente las soluciones de NaOCl y de EDTA (agente quelante fuerte) combinadas, alteran las propiedades físicas de los instrumentos en los sitios en los que están en contacto provocando que las limas se fracturan en esos lugares (68). Además cuando se mezcla el EDTA con NaOCl se inactiva la capacidad de este último para disolver materia orgánica porque se produce una pérdida inmediata de cloro libre (69), por ello se ha recomendado la utilización del EDTA tras la conformación de conductos, y no durante la misma.

El ácido etidróico (HEBP) sin embargo, es un agente quelante débil que fue recomendado por Zehnder et al. (70) como una alternativa al EDTA. El HEBP no crea ningún precipitado cuando se combina con NaOCl, y no parece afectar a la eficacia antimicrobiana de la solución de NaOCl (70) ni a la propiedad de disolución de los tejidos (71). Por ello, podría usarse su combinación (NaOCl+HEBP) como irrigante único desde el comienzo de la conformación de conductos, previniendo así la acumulación de barrillo dentinario y disolviendo el tejido orgánico e inorgánico a la vez. De esta forma, además se acortaría el tiempo de trabajo ya que se podría eliminar la fase de irrigación final o postconformación de los conductos radiculares (72). Además, la mezcla de NaOCl/HEBP reduce la formación de “smear layer” en los conductos radiculares y la acumulación de residuos (73).

2. Justificación y objetivos

Clínicos inexpertos pueden aprender a usar rápidamente los sistemas rotatorios de NiTi, no obstante, siempre existe cierta probabilidad de fractura. Para reducir el riesgo de fractura por torsión de los instrumentos de NiTi, se necesita un glide path (vía de deslizamiento) durante la preparación inicial del conducto radicular (52). Al asegurar una vía abierta hacia el final del conducto, posteriormente los instrumentos pueden trabajar con menor riesgo de torsión y además se reduce el riesgo de transporte del conducto. En lugar de establecer un glide path con un instrumento manual, la preparación utilizando instrumentos rotatorios tiene ventajas como: menos extrusión de residuos y menor consumo de tiempo (74). Además, los instrumentos rotatorios de NiTi pueden mantener la anatomía original del conducto y producir menos modificaciones de la curvatura, que resultan en menos aberraciones durante la preparación (74).

Con la aparición de los nuevos sistemas de lima única para glide path, ha aumentado también el diámetro y conicidad de los instrumentos empleados para este fin, lo que ocasiona un aumento de contacto con la superficie interna de la dentina, exponiéndose por tanto estos instrumentos no solo a una fractura por torsión; sino que además también, a una fractura por FC.

La resistencia a la FC ha sido tradicionalmente estudiada a temperatura ambiente; sin embargo, las aleaciones más nuevas presentan temperaturas de transformación mucho más altas que las de los materiales austeníticos convencionales, que, de hecho, pueden transformarse cerca de la temperatura corporal. Estudios recientes (75) han demostrado que el comportamiento a la fatiga de los instrumentos rotatorios es drásticamente diferente cuando se prueban a diferentes temperaturas. Específicamente, la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos nuevos disminuyó cuando se probó a temperatura corporal en comparación con la temperatura ambiente (76).

Además, durante la creación de glide path se utilizan soluciones irrigadoras. Por lo tanto, evaluar la resistencia a fatiga cíclica de limas para glide path en las soluciones irrigantes específicas para endodoncia que se utilizan durante la conformación del conducto radicular (NaOCl o NaOCl+HEBP), y hacerlo a temperatura corporal, aproxima los resultados que se podrían obtener en un entorno clínico real.

Por ello, los objetivos del estudio son:

- Comparar el efecto de las soluciones irrigadoras que se emplean durante la realización de glide path (NaOCl/HEBP versus NaOCl aislado) a temperatura corporal en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas para glide path WOGG y PG.
- Valorar la resistencia a fatiga cíclica de los instrumentos fabricados con aleación “Gold” y accionados con movimiento recíprocante (WOGG) frente a aquellos fabricados con aleación M-Wire y empleados con movimiento continuo (PG).

3. Hipótesis de trabajo

Hipótesis nula	Hipótesis alternativa
La resistencia a fatiga cíclica de WOGG y de PG en NaOCl/HEBP y NaOCl es similar	La resistencia a fatiga cíclica de WOGG y de PG en presencia de NaOCl/HEBP difiere respecto a la inmersión en NaOCl aislado.
Los instrumentos fabricados con aleación “gold” y que se accionan con movimiento reciprocante son igual de resistentes a la fatiga cíclica que los fabricados con aleación M-wire y empleados con movimiento continuo.	Los instrumentos fabricados con aleación “Gold” y que se accionan con movimiento reciprocante son más resistente a la fatiga cíclica que los fabricados con aleación M-wire y empleados con movimiento continuo.

Tabla 1. Hipótesis de la investigación

4. Material y método

4.1 Instrumentos utilizados en esta investigación

Limas para creación de glide path WaveOne® Gold Glider y Proglider.

4.2 Criterios de selección

Inclusión	Exclusión
Limas nuevas precintadas	Limas que presenten algún defecto o irregularidad observadas en microscopio x20.
Limas que provienen del mismo lote de fabricación	
Lima única para glide path.	

Tabla 2. Criterios de selección de WOGG y PG

4.3 Tamaño muestral

El tamaño de la muestra consta de 100 limas en total: 50 WOGG y 50 PG de las cuales 25 se someterán a inmersión en NaOCl/HEBP y 25 a NaOCl.

	NaOCl 37±1°C	NaOCl/HEBP 37±1°C	Total
WOGG	25	25	50
PG	25	25	50
			100

Tabla 3. Distribución de los grupos y solución de inmersión

Grupo 1

25 WOGG: inmersión en NaOCl al 5,25% a 37±1°C a 6mm de la punta.

Grupo 2

25 PG: inmersión en NaOCl al 5,25% a 37±1°C a 7mm de la punta.

Grupo 3:

25 WOGG: inmersión en solución NaOCl/HEBP a 37±1°C a 6mm de la punta.

Grupo 4:

25 PG: inmersión en solución NaOCl/HEBP a 37±1°C a 7mm de la punta.

Se seleccionó un punto de fatiga distinto para cada lima puesto que WOGG a 6mm presenta un diámetro similar al de PG a 7mm y aunque poseen una sección transversal distinta, se reduce así el riesgo de sesgo (77,78).

4.4. Variables

Con el modo de acción recomendado por el fabricante para cada instrumento y con un mismo ángulo y radio de curvatura en el aparato de medición, se analizarán las siguientes variables:

Variables independientes:

- **Tipo de solución NaOCl o NaOCI/HEBP**
- **Instrumentos ProGlider / WaveOne Glider. Dentro de ellos intervienen las siguientes variables:**
 - **Tratamiento térmico de la lima (M-Wire o Gold)**
 - **Tipo de movimiento (reciprocante o continuo)**
 - **Diseño del corte transversal**

	Solución de inmersión	Tratamiento térmico	Tipo de movimiento	Diseño transversal	Conicidad
WOGG	NaOcl	Gold	Reciprocante	Paralelogramo	2-6%
	NaOCI/HEBP				
PG	NaOcl	M-wire	Continuo	Cuadrado	2-8%
	NaOCI/HEBP				

Tabla 4. Variables del estudio

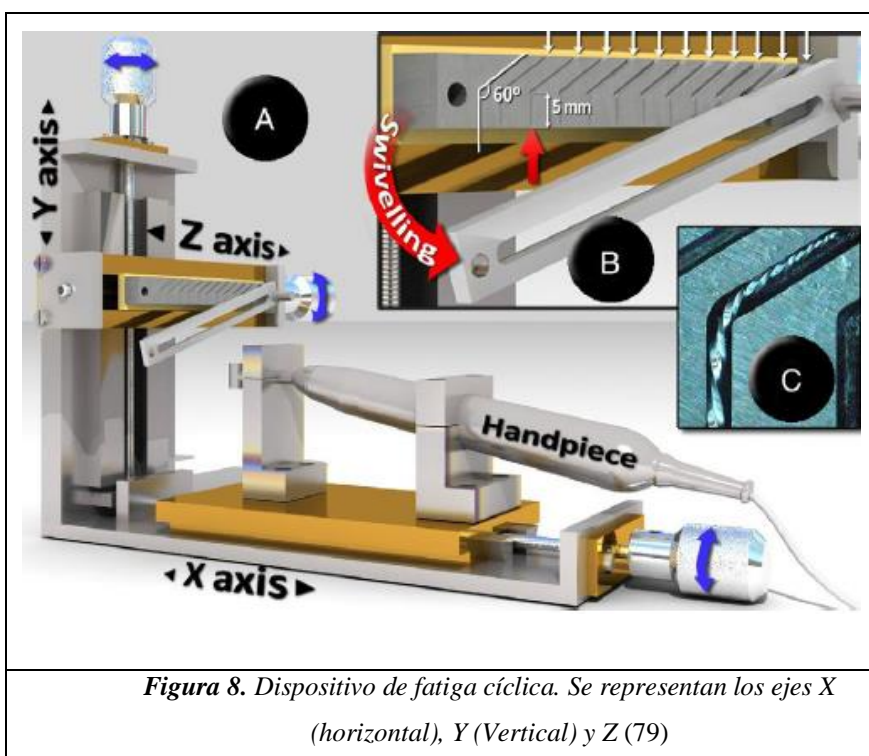
Variable dependiente:

-Tiempo, en segundos, que tarda la lima en fracturarse (variable métrica continua).

Las variables que incluyen el tratamiento térmico y movimiento son esenciales para responder a la pregunta de investigación ya que nos permite medir directamente la posible causa de su mayor o menor resistencia la fatiga cíclica a temperatura corporal de estas limas para glide path.

4.5 Dispositivo de fatiga cíclica

El dispositivo que permitió medir la fatiga cíclica de las limas ProGlider y WaveOne Glider fue diseñado por la Dra. Ana Arias y el Dr. José Carlos de la Macorra (79) que, aunque no simula una condición clínica normal, permite que el procedimiento sea reproducible. Este dispositivo consiste en tres plataformas con movimientos en los tres ejes del espacio para el correcto posicionamiento del instrumento:



- Eje horizontal (X): En este eje se sitúa la pieza de mano del motor de endodoncia. La plataforma se desliza sobre este plano mediante un tornillo que permite aproximarla o separarla de los otros dos ejes.
- Eje vertical (Y): En este eje, perpendicular al eje X permite, con el giro de un tornillo, la regulación de la altura del tercer eje (Z).
- Plataforma ubicada sobre eje Y (eje Z): Este eje contiene una pieza de acero templado que se puede mover de horizontalmente (en el eje Z) por medio del accionamiento de un tornillo. Este segmento tiene once conductos con diámetros que van de 0,4 mm a 1,4 mm en incrementos de 0,1 mm por conducto. Estos conductos presentan a 5 mm de su entrada inferior una angulación de 60° con un radio de curvatura de 3 mm que provoca un punto crítico de flexión que

representa el punto de máxima curvatura. En este experimento, este punto, fue el causante de la fractura por FC.

4.6 Secuencia de trabajo

Debido a que en este estudio se utilizan irrigantes para endodoncia como es el NaOCl y el NaOCl/HEBP que se sabe, tienen alto poder corrosivo, y con el objetivo de evitar oxidación o deterioro de nuestro artefacto, éste se recubrió con polietileno (plástico). Para esto:

1. Se fijó la pieza de mano y la lima a fracturar, en este caso PG, a 11 mm en el conducto de diámetro 0,6 mm ya que después del recubrimiento, el eje z permanecerá inmóvil.
2. Se recortó una lámina de 1 metro cuadrado de polietileno.
3. Se adhirió con silicona caliente a todas las partes fijas del dispositivo de manera que quedaran protegidos todos los ejes en los que se desliza el aparato.
4. Toda la máquina quedó cubierta excepto el eje z que es donde se coloca la solución y las limas se someten al test.
5. Se ajusta la longitud a la que se quiere fatigar la lima modificando el eje Y. El eje Z tiene 5 mm de longitud antes de llegar a la angulación de 60° que tienen todos los conductos, por lo que para calcular la longitud de trabajo se deben sumar 5 mm más (LT+ 5mm).



Figura 9. Dispositivo de fatiga cíclica, detalle de eje Z con canales de diferentes diámetros.

Se debe considerar la selección del conducto en el dispositivo antes de revestirlo con polietileno ya que luego, este eje z quedará estático. Asimismo, el diámetro de entrada al conducto (en el aparato) debe ser 0,1 milímetros mayor al de la lima ya que de esta manera se minimiza la fricción entre conducto y lima. Por ejemplo, en esta investigación, se eligió el conducto de diámetro nº 0,6 ya que el diámetro (de la lima) de entrada al conducto de PG era de 0,55 en D12. Por lo que luego de restar los 5 mm hasta llegar a la curvatura, la lima en esa zona estuvo en D7 (0,33). En D7 PG tiene aproximadamente el mismo diámetro que WOGG en D6.

6. Se cubre el eje z con la rejilla de fijación y se ajustan los tornillos. Esta rejilla permite la visualización directa de la lima, protege de cualquier expulsión de fragmentos y evita que la lima salga del conducto durante su rotación.
7. Se programa el motor eléctrico, en este caso, X Smart Plus (Dentsply, Tulsa Dental Specialities) en la opción ProTaper Next sin torque para PG y en la opción WaveOne Gold para WOGG.
8. Se activa paralelamente el motor eléctrico y un cronómetro (1/100 segundos), que se detiene cuando se produce la fractura. El tiempo hasta la fractura y otros datos como identificación de limas, longitud a la que se fatiga, diámetro y observaciones en el transcurso del proceso serán anotadas en el cuaderno de trabajo.
9. Comparación de los fragmentos para verificar la longitud de fractura.

A fin de recrear un ambiente similar al de conductos radiculares y dependiendo de los grupos, se vierte **NaOCl 3%** (CanalPro™ 3% NaOCl, Coltène/Whaledent, GmbH & Co KG, Langenau, Alemania) o **NaOCl/HEBP** (CanalPro™ 3% NaOCl + HEBP 9% Cublen K8514GR; Zschimmer & Schwarz, Mohsdorf, Germany) que cubrirá completamente el eje z y la parte activa de la pieza de mano de nuestro dispositivo que a su vez estuvo dentro en un recipiente metálico sumergido en una cubeta termostática (JP selecta precistern, Barcelona, España) a baño María a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ controlados mediante termómetro para simular la temperatura del cuerpo.



Figura 10. Test de fatiga cíclica en NaOCl a 37°C.

4.7 Análisis

Los datos obtenidos en el dispositivo de fatiga cíclica estudiaron mediante el análisis de Weibull (Weibull ++ 7 software; Reliasoft Corporation, Tucson AR, USA).

Los datos que se obtienen del análisis de Weibull se dividen en 3 parámetros (80):

Vida media (segundos): tiempo promedio que la lima está en funcionamiento hasta producirse la fractura.

Beta (adimensional) o pendiente: parámetro de forma o módulo: su valor es igual a la pendiente de la línea de regresión en el gráfico de datos de Weibull y caracteriza la fragilidad del material. Inclinationes diferentes involucran diferentes formas de fracaso y están relacionados con la calidad del diseño y de la fabricación del material. Una línea vertical en el gráfico de Weibull indica un control de calidad, diseño, y producción perfectos, por el contrario, una línea horizontal representa una variabilidad extrema y revela que las limas pueden romperse de forma totalmente repentina.

Eta (segundos). Es el tiempo en el que el 63,2% de las limas ha fallado sin importar el valor de beta. También se puede entender como el tiempo que pueden soportar hasta fracturarse el 36,8% de las limas.

5. Resultados

Los parámetros de vida media, beta y eta, así como los intervalos de confianza al 95% derivados del análisis de Weibull son:

Grupos	Vida media			Beta			Eta		
	Sup	Valor	Inf	Inf	Valor	Sup	Inf	Valor	Sup
PG-NaOCl 3%	1,22	1,20	1,18	19,27	24,76	31,81	1,21	1,23	1,25
PG-NaOCl/HEBP	1,29	1,25	1,22	11,69	15,13	19,57	1,27	1,30	1,33
WOGG-NaOCl 3%	2,23	2,17	2,12	11,69	15,32	20,07	2,20	2,25	2,30
WOGG-NaOCl/HEBP	2,01	1,87	1,78	5,41	7,05	9,18	1,92	2,02	2,12

Tabla 5. Resultado de los parámetros e intervalos de confianza del análisis de Weibull

En cuanto a la distribución de la confianza o *reliability* que es la probabilidad de supervivencia de cada grupo en base al tiempo, se muestra en la siguiente figura:

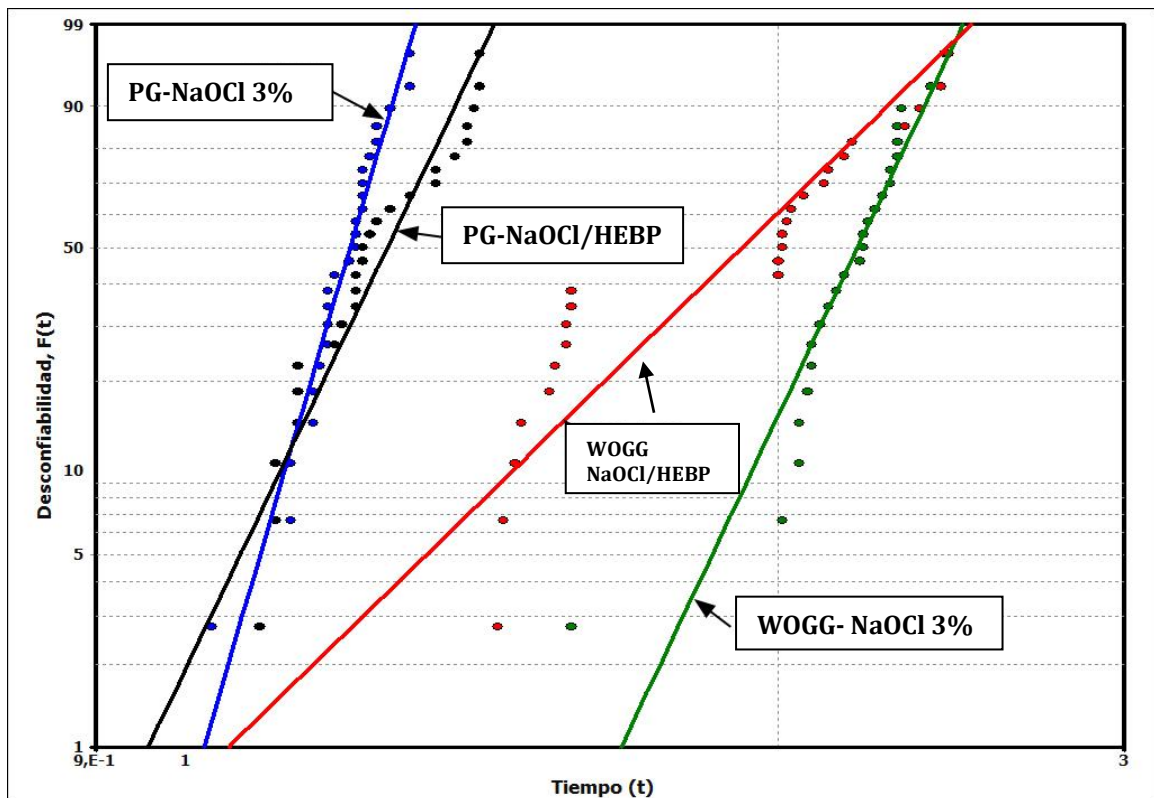


Gráfico 1. Distribución de la confiabilidad de Weibull por grupos a través del tiempo (m)

La vida media de los instrumentos WOGG fue significativamente superior a la de PG en ambas soluciones, con una probabilidad del 100 % cuando el medio fue NaOCl 3% y del 96% cuando se empleó NaOCl/HEBP.

No hubo diferencias estadísticamente significativas en cuanto a duración hasta la fractura en PG cuando se comparó la resistencia a FC en los dos diferentes irrigantes; sin embargo, WOGG fue significativamente más resistente en NaOCl que en NaOCl/HEBP con una probabilidad del 78%.

Por lo que concierne a los valores del parámetro Beta, en esta investigación el valor máximo lo mostró PG bajo inmersión de NaOCl 3% con un valor de 24,76. Su análoga sumergida en NaOCl/HEBP presentó un valor de 15,13. Recordemos que una pendiente pronunciada indica una menor variación en el tiempo a fracasar y sus resultados se hacen más predecibles. Una línea vertical hipotética en el gráfico de Weibull implicaría un control de calidad, diseño y una fabricación perfecta. Por el contrario, una teórica línea horizontal representaría una gran variabilidad por lo que las limas podrían fracturarse con la misma probabilidad en cualquier instante (81).

El grupo con menor predicción y con módulo de Weibull mínimo en esta investigación fue WOGG sumergido en la solución de NaOCl/HEBP con un valor de 7,05.

6. Discusión

La importancia del glide path radica en que mejora la eficacia y aumenta la seguridad de las limas usadas posteriormente durante la conformación del conducto radicular. La creación de esta vía de deslizamiento se realiza generalmente antes del uso de cualquier instrumento rotatorio de níquel-titanio de mayor conicidad. Este glide path se hacía inicialmente de forma manual. Posteriormente, se introdujeron instrumentos rotatorios de NiTi finos y de baja conicidad para facilitar la consecución de este camino deslizante previo al uso de instrumentos de conformación hasta longitud de trabajo. Hasta este momento, la FC no era un problema para este tipo de instrumentos; sin embargo, la reducción en el número de instrumentos para disminuir el tiempo clínico empleado en el proceso, ha supuesto que los fabricantes diseñen instrumentos de mayor conicidad y por lo tanto han aumentado la superficie de contacto intraconducto en tramos donde los instrumentos anteriores no contactaban. Este hecho provoca un mayor riesgo de sufrir fractura por fatiga cíclica, y por este motivo se ha diseñado este estudio.

La fatiga cíclica de los instrumentos NiTi puede evaluarse utilizando dispositivos de prueba estáticos o dinámicos (bloques de plástico o de metal, tubos cilíndricos de metal o de cristal, agujas, pins para guiar la trayectoria de las limas) con varios diámetros internos y puntos de máxima curvatura, usándose en la literatura distintos ángulos y radios de curvatura, desde los 25° hasta los 90° con radios de 3 a 5 mm (48) e incluso, algunos autores, como Zinelis y cols. no los determinan (24), lo que da lugar a sesgos en la metodología, obteniéndose resultados heterogéneos. Sin embargo, todos coinciden en una característica importante, la falta de fijación de la lima dentro del conducto. En los mecanismos de prueba estáticos, la tensión se concentra y es constante en un área determinada del instrumento, mientras que en los dinámicos la tensión se distribuye a lo largo del eje durante los movimientos de entrada y salida (82). En el presente estudio, no se encontró ninguna diferencia significativa con respecto a la longitud de los fragmentos fracturados de los grupos, lo que confirmó la fiabilidad del dispositivo de ensayo estático empleado en este trabajo.

Una limitación de la mayoría de los estudios de laboratorio es la incapacidad de eliminar varios factores que podrían contribuir a la resistencia a la fatiga de cada instrumento específico, incluyendo el diseño transversal, las dimensiones y las propiedades metalúrgicas, con el fin de cuantificar la influencia exacta de una sola variable. Otro inconveniente de nuestro dispositivo fueron los conductos que no están

adaptados a ningún tipo de lima en concreto. Según Plotino y colaboradores (48), cuando describe los diferentes dispositivos de fatiga cíclica destaca el ajuste en cuanto a tamaño y conicidad de los conductos a las limas; ya que un desajuste puede provocar vibraciones, desgastes excesivos o acúmulo de estrés en zonas de la lima que pueden suponer una distorsión en los resultados. Este aspecto implicaría realizar un conducto a medida para cada tipo de lima, lo cual supone un diseño exclusivo del aparato y un sobre coste notable. A pesar de esto, ya que las dos limas utilizadas en este experimento presentan un diámetro similar en D7: PG= 0,33 y D6: WOGG= 0,33, se estandarizó empleando el mismo conducto para ambas. Por otro lado, este dispositivo al disponer de varios conductos artificiales, permite la selección del conducto que mejor se adapta a la lima antes de proceder a la fractura. Asimismo, al ser conductos abiertos, se puede elegir el punto en que se van a fracturar (el punto en que las limas tienen una masa similar de metal para compensar las diferencias de diseño del instrumento). Otra ventaja del aparato es la reproducibilidad a los test de fractura por fatiga cíclica, lo que permite caracterizar sus propiedades como material y su resistencia (79) ya sea a temperatura ambiente, corporal o en diferentes soluciones. En nuestro caso, soluciones de uso común en endodoncia como el NaOCl o el novedoso ácido etidróico, que estarán en contacto con las limas durante la creación del glide path, en una experimentación que se acerca a una situación clínica real. Esto en conjunto permite una mayor generalización de los resultados.

En base a un estudio de Larsen y cols., el dispositivo utilizado en la investigación se fabricó con el mismo ángulo y radio de curvatura (60° y 3 mm, respectivamente) (83), pero con diferentes diámetros internos (de 0.4 a 1.4 mm), situando la zona de máxima curvatura a 5 mm de la entrada del conducto, debido a que a esa distancia se consigue una adecuada fijación de la lima. Se empleó un dispositivo de acero inoxidable porque, como Plotino y cols. describen en su artículo, permite fijar las limas y que sigan la trayectoria determinada de mejor manera que en un tubo cilíndrico de cristal, plástico o metal, donde el instrumento no está suficientemente bloqueado (su diámetro interno es bastante más grande que el del instrumento) y la trayectoria que puede seguir la lima no es predecible (48).

El análisis de Weibull se emplea en ingeniería de materiales para determinar los ciclos de carga que puede tolerar cierto material de forma acumulativa. Este análisis se representa por medio de las curvas de Weibull. Además, difiere de los test clásicos de significación utilizados en biomedicina, ya que, que el fenómeno objeto de estudio (FC) no muestra una distribución estadística normal debido a que los materiales pueden quebrarse, ya sea por defectos previos (microfracturas, poros, inclusiones, entre otros) en el seno del material, o por defectos que surgen durante el test. La distribución de estas fallas en los materiales no es causada por el azar. Asimismo, la FC es acumulativa, de modo que cada unidad de tiempo adicional que el material resiste, tiene un valor añadido con respecto a la unidad de tiempo anterior. Es decir, mientras más avanza el tiempo durante el test, el instrumento lo resiste en un contexto de mayor fatiga por lo que a nivel estadístico, el análisis de Weibull lo tiene en cuenta.

Este análisis estadístico difiere de la estadística convencional que se utiliza frecuentemente para analizar la fatiga cíclica de los materiales en odontología. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que los materiales fallan como consecuencia del crecimiento de grietas que se inician en la superficie o por defectos internos (84) los cuales se extienden cuando la energía elástica almacenada se libera excediendo la energía superficial. Debido a que la distribución de la fatiga cíclica depende de la existencia, creación o disposición de los fallos, los enfoques convencionales no reflejan de forma adecuada la distribución de los datos (79). Con la distribución de Weibull se puede obtener una descripción más precisa, ya que, en los estudios de fatiga no es lícito considerar el punto de inicio y fin iguales, como hacen los test de estadística convencional; por esta razón, Weibull permite medir la fatiga cíclica acumulada cada segundo y sirve para estudiar la fiabilidad de los instrumentos en relación al tiempo

Al mismo tiempo que es un análisis específico para resistencia de materiales, posibilita la predicción de la fractura de instrumentos frágiles sin signos de deformación previa y que aparentemente soportan la misma carga (80). El NiTi puede tener imperfecciones que van desde poros, materiales con inserciones extrañas a la aleación, variaciones de microestructura, microfisuras, o impurezas (85,86), que pueden inducir debilidad en su estructura. Esto quiere decir que cuando el material se somete a estrés corre más riesgo de sufrir una rotura imprevista (87). Es importante considerar la dimensión de los defectos

que contribuyen a esa debilidad, puesto que, si son grandes, menos carga hasta la fractura permitirá resistir (88).

El presente estudio comparó la resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos para glide path, uno con movimiento continuo y otro con movimiento recíprocante. El movimiento recíprocante se desarrolló principalmente para reducir la tensión de torsión alrededor del instrumento y evitar la fractura por torsión. A pesar de ello, la cinemática de movimiento también se ha considerado como un factor que contribuye a la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos NiTi en investigaciones previas que informan de un aumento de la resistencia a la fatiga cíclica para los sistemas recíprocantes en comparación con los sistemas de movimiento continuo (82).

Además de la cinemática del movimiento, se ha informado que la aleación metálica, el tratamiento térmico, el ángulo helicoidal, la forma de la sección transversal, la masa del núcleo y las dimensiones de los instrumentos aportan flexibilidad y resistencia a la fatiga (89). Esta investigación contrastó la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento recíprocante WaveOne Gold Glider con la de ProGlider de movimiento continuo en NaOCl al 3% y en NaOCl/HEBP a 37°C. El promedio de tiempo hasta la fractura fue mayor en los dos grupos de WaveOne Gold Glider (en las dos soluciones) en comparación con los dos grupos de ProGlider tanto en NaOCl 3% como en NaOCl/HEBP, sin embargo, no hubo diferencia estadísticamente significativa entre limas PG en ninguno de los irrigantes, pero sí entre WOGG, puesto que, estas limas se mostraron significativamente más resistentes en NaOCl que en NaOCl/HEBP.

WaveOne Gold Glider está fabricado con una aleación llamada “Gold”, la cual se ha reportado que muestra mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados con aleación M-Wire (90).

Las propiedades mecánicas mejoradas de la aleación “Gold” se han atribuido al efecto de los tratamientos termomecánicos posteriores a la fabricación, lo que ha dado como resultado un comportamiento de transformación específico en dos etapas y una Af de alta temperatura (91). Los instrumentos ProGlider (77) tienen una conicidad variable del 2 al 8%, mientras que los WaveOne Gold Glider presentan una conicidad mixta que oscila entre el 2 y el 6% (77). Los valores superiores hasta la fractura exhibidos por WaveOne Gold Glider en comparación con ProGlider pueden atribuirse a la metalurgia

avanzada y a la cinemática de movimiento. Razón por la cual se rechazó la hipótesis nula que asumía que la aleación Gold con movimiento recíprocante es igual de resistente a la fatiga cíclica que la aleación M-wire con movimiento continuo.

También se evaluó el comportamiento de las limas sumergidas en NaOCl y ácido Etilendiaminotetraacético durante el test de FC. La capacidad única de NaOCl para disolver el tejido orgánico y desinfectarlo lo ha convertido en el irrigante de elección en la endodoncia contemporánea, pero, el NaOCl no elimina la capa de barrillo, por lo que se utiliza junto con un agente quelante para eliminar los componentes inorgánicos. Normalmente se utiliza el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) para este propósito. Igualmente, se han usado quelantes como el ácido cítrico u otros ácidos orgánicos. Más recientemente, se ha evaluado el etidronato (HEBP) de bifosfonato para mezclarlo con NaOCl (92). Ya que su uso en combinación reduciría el tiempo de trabajo durante la irrigación.

En el estudio de Alfawaz, se utilizó NaOCl al 5,25%, durante la prueba de fatiga cíclica y se demostró que tiene un efecto adverso en la vida de un instrumento ProTaper Gold, cuando se comparó con agua destilada a 37°C. La disminución de la resistencia a la fractura cuando se exponen las limas al NaOCl puede atribuirse a zonas corrosivas, que probablemente reducen la resistencia a la FC del instrumento (93).

La solución NaOCl/HEBP se obtuvo mediante la combinación del NaOCl 3% (CanalPro™ 3% NaOCl, Coltène/Whaledent, GmbH & Co KG, Langenau, Alemania) con HEBP (Cublen K8514GR; Zschimmer&Schwarz, Mohsdorf, Alemania) con un porcentaje de sal activa del 85%. Para esto, se diluyeron 52,95 gr de HEBP en 500 ml de NaOCl 3% que resultaron en 500 ml NaOCl (3%)/HEBP (9%) (94). La concentración de HEBP al 9% se basó en un ensayo clínico previo (95) donde revelaron que no existía ninguna diferencia entre la irrigación utilizando una solución pura de NaOCl al 2,5% y una contraparte que contenía un 9% de HEBP con respecto a la reducción microbiana durante la limpieza y conformación.

De acuerdo con los resultados de esta investigación, cuando se usó el NaOCl 3% en combinación con HEBP 9% a temperatura corporal, se encontró que esta mezcla no reduce significativamente la resistencia a la fatiga cíclica de PG en comparación a su uso en NaOCl sin combinar. Por el contrario, la combinación NaOCl/HEBP sí afectó significativamente la resistencia a FC de WOGG en comparación con su inmersión en

NaOCl únicamente. Por este motivo se rechazó la hipótesis nula de que la resistencia a fatiga cíclica entre la inmersión en NaOCl/HEBP y NaOCl es similar.

Adicionalmente se puede destacar que la vida media de WOGG en NaOCl 3% y PG en NaOCl/HEBP fue superior a la vida media de WOGG en NaOCl/HEBP y PG en NaOCl 3%. Resultado que posiblemente se puede atribuir a que la aleación “Gold” durante su uso clínico está en fase de martensita siendo más suave y deformable prolongando la aparición de microfisuras en la lima y por lo tanto la acción del NaOCl en este punto. Por otro lado, la menor resistencia de PG en NaOCl 3% podría explicarse por su aleación M-wire de fase de austenita que solamente presenta cierta cantidad de material en fase martensita y fase R-premartensita lo que causaría menor flexibilidad. En consecuencia, las microfisuras tardarían menos tiempo en aparecer y el NaOCl 3% actuaría más rápido.

Sólo existe un estudio en la literatura que examina el efecto de la solución HEBP/NaOCl a 37°C sobre la fatiga cíclica de los instrumentos NiTi donde explica que la corrosión se produce en la curvatura máxima de la lima por lo que su resistencia a FC puede disminuir. En el aquél estudio, el uso de la solución HEBP 18% y NaOCl 6% en combinación, causó mayor corrosión en limas WaveOne Gold que NaOCl 6% en esa zona crítica de las limas por lo que asumieron que esa podría haber sido la causa de la reducción en la resistencia a la fatiga cíclica (96).

La creación de un glide path garantiza la exploración total del conducto y debe realizarse sobre todo en conductos estrechos. La elección en cuanto a qué sistema de glide path usar depende del clínico que, una vez ha analizado las opciones disponibles en el mercado contrastándola con la literatura de calidad, siempre debe considerar la reducción de cualquier riesgo al mínimo cuando se trata de pacientes. Estudios posteriores pueden enfocarse en descubrir la cantidad de desgaste de la dentina o conformación que pueden llegar a producir las limas únicas para glide path de conicidad variable.

7. Conclusiones

Las conclusiones de este estudio son:

- La resistencia a fatiga cíclica de PG no varió significativamente en presencia de NaOCl/HEBP o NaOCl aislado; sin embargo, los instrumentos WOGG fueron significativamente más resistentes en presencia de NaOCl que en la combinación NaOCl/HEBP.
- Los instrumentos fabricados con aleación “Gold” y que se accionan con movimiento recíprocante fueron más resistentes a la fatiga cíclica que los fabricados con aleación M-Wire y empleados con movimiento continuo en ambas soluciones irrigadoras.

8. Bibliografía

1. Adams N, Tomson PL. Access cavity preparation. *Br Dent J*. 2014;216(6):333-9.
2. Wang FE, Buehler WJ, Pickart SJ. Crystal Structure and a Unique "Martensitic" Transition of TiNi. *J Appl Phys*. 1965;36(10):3232-9.
3. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. 1995.
4. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*. 2013;39(2):163-72.
5. 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(5):55-62.
6. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential Scanning Calorimetric Studies of Nickel Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. 2002;28(8):567-72.
7. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33(4):297-310.
8. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods. *J Endod*. 2011;37(1):72-4.
9. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*. 38(3):376-80.
10. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14(7):346-51.
11. 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(3):146-51.
12. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*. 1997;23(8):503-7.
13. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. *J Endod*. 2013;39(3):385-8.

14. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*.105(6):798-800.
15. Davis JR, ASM International, Edit. Nickel, cobalt, and their alloys. Materials Park, OH: ASM International; 2000. 442 p. (ASM specialty handbook).
16. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*. 2011;37(7):997-1001.
17. 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(3):398-401.
18. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. 2012;38(11):1535-40.
19. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review: Treatment of NiTi instruments. *Int Endod J*. 2012;45(2):113-28.
20. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel?titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2007;40(4):247-53.
21. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2009;42(7):621-6.
22. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*. 2009;35(11):1589-93.
23. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*. 2002;28(10):716-20.
24. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2007;103(6):843-7.

25. 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(12):e318-24.
26. 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(1):105-7.
27. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014;47(3):257-63.
28. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *J Endod.* 2014;40(9):1477-81.
29. TF™ Twisted Files [Internet]. Kerr Dental. 2015 [citado 13 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://www.kerrdental.com/kerr-endodontics/tf-twisted-files-shape>
30. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic Fatigue Testing and Metallographic Analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2011;37(7):1013-6.
31. HyFlex Rotary Files [Internet]. [citado 13 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://www.coltene.com/products/endodontics/rotary-files/hyflex-rotary-files/>
32. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod.* 2014;40(9):1451-3.
33. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Azevedo Bahia MG de. Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. *J Endod.* 2015;41(1):67-71.
34. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod.* 2017;43(2):200-2.
35. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49(11):1073-8.
36. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1566-71.

37. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017;43(7):1192-6.
38. WAVEONE GOLD | Product Categories | Dentsply Maillefer [Internet]. [citado 9 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://www.dentsplymaillefer.com/product-category/glide-path-shaping/waveone-gold>
39. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
40. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage Parameters of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Survey of Endodontists in the United States. *J Endod.* 2009;35(9):1193-7.
41. Roane J, Sabala C, Duncansonjr M. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-11.
42. 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(11):1778-83.
43. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. *J Endod.* 2015;41(2):261-4.
44. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
45. Arias A, Singh R, Peters OA. Differences in torsional performance of single- and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology.* 2016;104(2):192-8.
46. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
47. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271-5.
48. 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(11):1469-76.

49. Nahmias Y, Cassim I. "Own the Canal"–The Importance of a Reproducible Glide Path. 2013;71.
50. Berman LH, Hargreaves KM, Cohen SR. Cohen's Pathways of the Pulp Expert Consult. [Internet]. London: Elsevier Health Sciences; 2010 [citado 27 de diciembre de 2018]. 290–357 p. Disponible en: <http://public.eblib.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=1430210>
51. Berutti E, Alovise M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy Consumption of ProTaper Next X1 after Glide Path with PathFiles and ProGlider. J Endod. 2014;40(12):2015-8.
52. Patino P, Biedma B, Liebana C, Cantatore G, Bahillo J. The Influence of a Manual Glide Path on the Separation Rate of NiTi Rotary Instruments. J Endod. 2005;31(2):114-6.
53. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of Root Canal Transportation, Centering Ratio, and Remaining Dentin Thickness Associated with ProTaper Next Instruments with and without Glide Path. J Endod. 2014;40(12):2053-6.
54. Ajuz NCC, Armada L, Gonçalves LS, Debelian G, Siqueira JF. Glide Path Preparation in S-shaped Canals with Rotary Pathfinding Nickel-Titanium Instruments. J Endod. 2013;39(4):534-7.
55. D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a New Nickel-Titanium System to Create the Glide Path in Root Canal Preparation of Curved Canals. J Endod. 2013;39(12):1581-4.
56. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Use of Nickel-Titanium Rotary PathFile to Create the Glide Path: Comparison With Manual Preflaring in Simulated Root Canals. J Endod. 2009;35(3):408-12.
57. Chen J, Messer H. A Comparison of Stainless Steel Hand and Rotary Nickel-Titanium Instrumentation Using a Silicone Impression Technique. Aust Dent J. 2002;47(1):12-20.
58. Peters O. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. J Endod. 2004;30(8):559-67.
59. Schafer E, Schulzbongert U, Tulus G. Comparison of Hand Stainless Steel and Nickel Titanium Rotary Instrumentation: A Clinical Study. J Endod. 2004;30(6):432-5.

60. PROGLIDER | Product Categories | Dentsply Maillefer [Internet]. [citado 14 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://www.dentsplymaillefer.com/product-category/glide-path-shaping/glide-path/proglider>
61. Santos CB, Carvalho MS, Perez R, Vieira VTL, Antunes HS, Cavalcante DM, et al. Torsional fatigue resistance of R-Pilot and WaveOne Gold Glider NiTi glide-path reciprocating systems. *Int Endod J* [Internet]. 2018 [citado 27 de diciembre de 2018]; Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1111/iej.13068>
62. WAVEONE GOLD GLIDER | Product Categories | Dentsply Maillefer [Internet]. [citado 14 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://www.dentsplymaillefer.com/product-category/glide-path-shaping/glide-path/waveone-gold-glider>
63. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *J Endod.* 2006;32(5):389-98.
64. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting Corrosion Resistance of Nickel–Titanium Rotary Instruments with Different Surface Treatments in Seventeen Percent Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Chloride Solutions. *J Endod.* 2008;34(2):208-11.
65. Pérez-Heredia M, Ferrer-Luque CM, González-Rodríguez MP. The Effectiveness of Different Acid Irrigating Solutions in Root Canal Cleaning After Hand and Rotary Instrumentation. *J Endod.* 32(10):993-7.
66. Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod.* 1983;9(4):137-42.
67. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral Rehabil.* 1983;10(2):121-8.
68. Cheung GSP, Darvell BW. Low-cycle fatigue of rotary NiTi endodontic instruments in hypochlorite solution. *Dent Mater.* 2008;24(6):753-9.
69. Krishnan U, Saji S, Clarkson R, Lalloo R, Moule AJ. Free Active Chlorine in Sodium Hypochlorite Solutions Admixed with Octenidine, SmearOFF, Chlorhexidine, and EDTA. *J Endod.* 2017;43(8):1354-9.
70. Zehnder M, Schmidlin P, Sener B, Waltimo T. Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod.* 2005;31(11):817-20.

71. Tartari T, Guimarães BM, Amoras LS, Duarte MAH, Silva e Souza PAR, Bramante CM. Etidronate causes minimal changes in the ability of sodium hypochlorite to dissolve organic matter. *Int Endod J.* 2015;48(4):399-404.
72. Tartari T, Bachmann L, Zancan RF, Vivan RR, Duarte MAH, Bramante CM. Analysis of the effects of several decalcifying agents alone and in combination with sodium hypochlorite on the chemical composition of dentine. *Int Endod J.* 2018;51:e42-54.
73. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J.* 2009;42(4):335-43.
74. Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Influence of Glide Path Preparation on the Canal Shaping Times of WaveOne Gold in Curved Mandibular Molar Canals. *J Endod.* 2018;44(5):853-5.
75. 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(4):630-4.
76. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *J Endod.* 2017;43(7):1157-60.
77. Invention: Endodontic Access Kit | Advanced Endodontics [Internet]. [citado 22 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://www.endoruddle.com/GoldGlider>
78. ProGlider File | Advanced Endodontics [Internet]. [citado 6 de junio de 2019]. Disponible en: <https://www.endoruddle.com/ProGlider>
79. Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *J Endod.* 2012;38(9):1244-8.
80. Lu C, Danzer R, Fischer FD. Fracture statistics of brittle materials: Weibull or normal distribution. *Phys Rev E* [Internet]. 13 de junio de 2002 [citado 3 de enero de 2019];65(6). Disponible en: <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevE.65.067102>
81. Abernethy RB. *The new Weibull handbook: reliability & statistical analysis for predicting life, safety, risk, support costs, failures, and forecasting warranty*

claims, substantiation and accelerated testing, using Weibull, Log normal, Crow-AMSA, Probit, and Kaplan-Meier models. North Palm Beach, Fla.: R.B. Abernethy; 2008.

82. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Siqueira JF, Mangelli M, Lopes WSP, et al. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. *J Endod.* 2013;39(5):693-6.

83. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2009;35(3):401-3.

84. Lambrighs K, Wevers M, Verlinden B, Verpoest I. A fracture mechanics approach to fatigue of heavily drawn steel wires. *Procedia Eng.* 2011;10:3259-66.

85. Sun CQ. Thermo-mechanical behavior of low-dimensional systems: The local bond average approach. *Prog Mater Sci.* 2009;54(2):179-307.

86. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater.* 2010;26(2):135-47.

87. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(5):385-91.

88. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials.* 2004;25(20):5031-5.

89. Versluis A, Kim H-C, Lee W, Kim B-M, Lee C-J. Flexural Stiffness and Stresses in Nickel-Titanium Rotary Files for Various Pitch and Cross-sectional Geometries. *J Endod.* 2012;38(10):1399-403.

90. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *J Endod.* 2017;43(8):1360-3.

91. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod.* 2015;41(7):1134-8.

92. Wright PP, Kahler B, Walsh LJ. Alkaline Sodium Hypochlorite Irrigant and Its Chemical Interactions. *Materials.* 2017;10(10):1147.

93. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic

Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2018;44(10):1563-6.

94. Silva e Souza PAR, das Dores RSE, Tartari T, Pinheiro TPS, Tuji FM, Silva e Souza MH. Effects of sodium hypochlorite associated with EDTA and etidronate on apical root transportation. *Int Endod J.* 2014;47(1):20-5.

95. Ballal NV, Gandhi P, Shenoy PA, Shenoy Belle V, Bhat V, Rechenberg D -K, et al. Safety assessment of an etidronate in a sodium hypochlorite solution: randomized double-blind trial. *Int Endod J.* 2019;iej.13129.

96. Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology.* 2019;107(2):190-5.