
**EFFECTO DE LA ESTERILIZACIÓN EN LA
RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE LAS
LIMAS HYFLEX® CM A NIVEL APICAL Y
CORONAL**

Autora: Alba Bermejo Sánchez

Director: José Carlos de la Macorra García

Colaboradora: Ana Arias Paniagua

Departamento: Estomatología II

Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid

Agradecimientos

En primer lugar, quería agradecer a la doctora Ana Arias el haberme ofrecido la oportunidad de formar parte de su equipo de investigación junto al doctor José Carlos de la Macorra. Nunca imaginé encontrarme una oferta tan insólita en un lugar donde solo los *frikies* de la endodoncia van para aprender de los expertos mayores. Muchas gracias. En segundo lugar, debo agradecer a mi tutor, José Carlos de la Macorra, haberme aceptado como pupila en este arduo camino por el que sé que me ayudará a transitar de la forma más armónica posible. Espero haber cumplido con las expectativas. A los dos daros las gracias por estar ahí cuando os he necesitado, por vuestras respuestas atentas y siempre constructivas; es un auténtico placer investigar así. Y por supuesto, el agradecimiento a mi pareja, familia y amigos por entender y comprender mi pasión por la odontología. Sin el apoyo y el amor recibidos esto no hubiera sido posible.

INTRODUCCIÓN

El Nitinol (NiTi), fue descubierto por casualidad por Buehler & Wang en 1963 mientras buscaban una aleación no magnética, resistente al agua y a la sal, para uso naval (1). Sin embargo, no es hasta 1988 que Walia y cols. describen por primera vez el uso de aleaciones de NiTi en endodoncia, tras utilizar alambre ortodóncico de Nitinol para fabricar limas manuales del número 15, las cuales mostraban 2-3 veces mayor flexibilidad elástica a la flexión y torsión y una resistencia superior a la fractura torsional cuando se las comparaba con instrumentos similares de acero inoxidable (2).

Esta aleación, constituida convencionalmente de un 56% de Níquel y un 44% de Titanio, forma parte de las llamadas aleaciones con memoria de forma y surge ante la rigidez de los instrumentos de acero inoxidable; de esta manera se intenta mejorar la instrumentación de conductos curvos y minimizar el transporte apical (3-7).

Las limas de NiTi están fabricadas de un material cuyo comportamiento mecánico está determinado por la proporción y las características de sus fases microestructurales, lo que hace que tenga un comportamiento no lineal (8, 9). Si lo representásemos en una gráfica, la curva resultante podría dividirse en tres partes o fases; la primera parte sería lineal, en la cual la aleación está en una fase cristalina estable (**austenítica**), la segunda parte también sería lineal pero casi plana, sin cambios, durante la cual el material estaría en una transición de fase austenítica a martensítica, llamada por diferentes autores **fase R** o premartensítica (3, 7, 8) y una tercera parte extremadamente no lineal, en la cual la aleación estaría en fase **martensítica** (9). Las características y proporciones relativas de cada una de ellas determinarán las propiedades mecánicas del metal (3). Figura 1. Obtenida de un artículo del Dr. Berutti sobre comportamiento mecánico del metal (9).

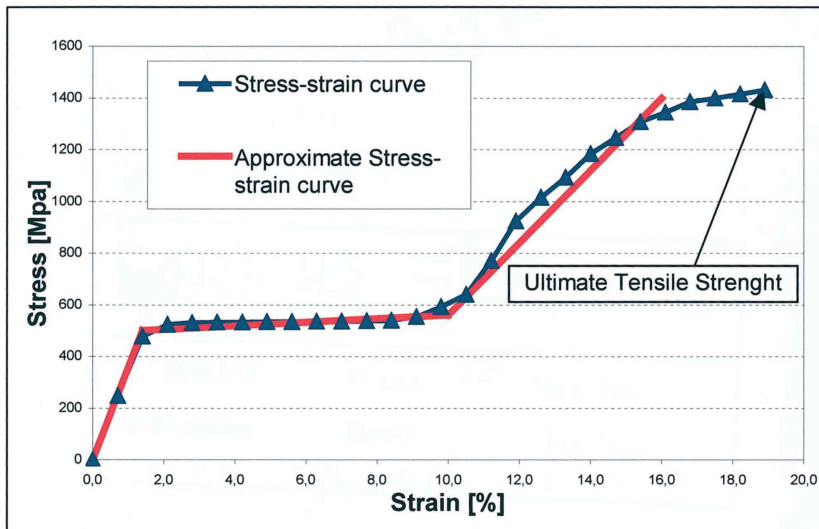


Figura 1. Comportamiento mecánico del metal (9).

La última parte muestra las características típicas de una gráfica de tensión-estrés para un metal, donde existe una zona elástica, un límite de elasticidad y un punto de fractura. Sin embargo, es la transición de fase austenítica a martensítica la que nos proporciona las características de este material, la **superelasticidad** y la **memoria de forma**, es decir la capacidad de recuperar su forma original después de ser deformado (3, 7, 9-11). Según diferentes autores, esta fase de transición es dependiente del estrés y la temperatura (3, 9, 11, 12).

En este sentido, según Shen y cols., el estrés externo transforma la estructura cristalina austenítica en martensítica, la cual puede adaptarse a un mayor estrés sin incrementar la tensión (3, 8).

Respecto a la temperatura, podemos definir la estructura martensítica como la fase de baja temperatura, con una estructura monoclinica B19, y la estructura austenítica como la fase madre o de alta temperatura, que presenta una estructura cristalina cúbica B2 (8, 13). Cuando el NiTi de estructura martensítica se calienta, empieza a cambiar a estructura austenítica. A la temperatura a la cual este fenómeno comienza, se le conoce como temperatura de inicio de transformación de la austenita (A_s) y a la temperatura a la cual se termina, temperatura final de transformación de la austenita (A_f). Cuando se alcanza o se está por encima de dicha temperatura, el material

completa su transformación de memoria de forma y muestra sus características de **superelasticidad** (14, 15). Figura 2. Obtenida de un artículo del Dr. Thompson sobre las fases de transformación de la aleación de NiTi (14).

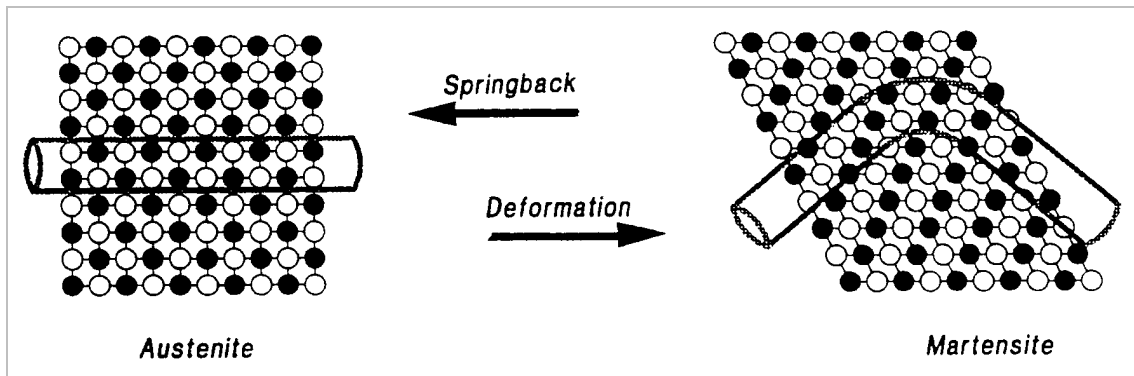


Figura 2. Diagrama que representa el efecto de superelasticidad de la aleación de NiTi (14).

Del mismo modo, cuando el NiTi en estructura austenítica se enfría, empieza a cambiar a martensita. La temperatura a la cual comienza este fenómeno es denominada temperatura de inicio de transformación de la martensita (M_s), mientras que la temperatura a la cual termina es la temperatura final de transformación de la martensita (M_f) (8, 14). Este fenómeno provoca un cambio en las propiedades físicas de la aleación y da lugar a la característica de **memoria de forma**. Durante esta transformación, la forma macroscópica de la martensita prácticamente no cambia hasta que se aplica una fuerza externa. En ese momento la forma hexagonal de la martensita será fácilmente deformada por medio de un proceso conocido como *de-twined martensite* o *martensita reordenada*, obteniéndose así la transformación total de la martensita (14) que según diferentes autores, se convertirá de nuevo en austenita con sólo eliminar esa carga (11, 16). Figura 3. Obtenida de un artículo del Dr. Thompson sobre las fases de transformación de la aleación de NiTi (14).

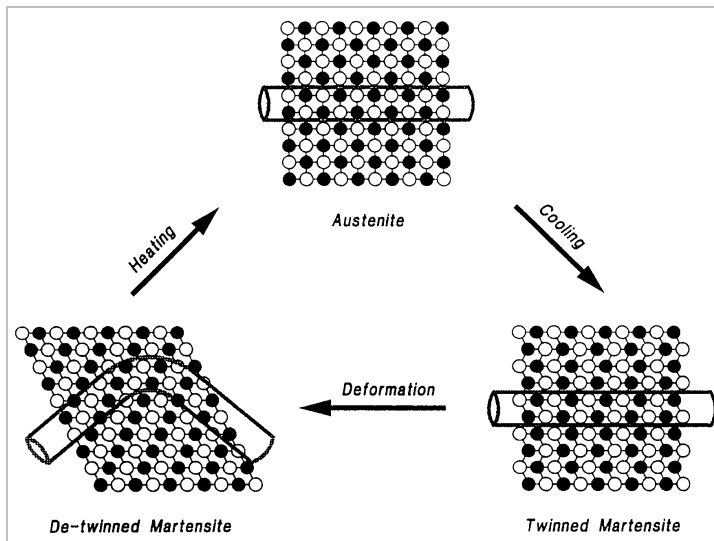


Figura 3. Diagrama que representa el efecto de memoria de forma de la aleación de NiTi (14).

Así pues, la superelasticidad y la memoria de forma son fuertemente dependientes de la historia de procesamiento termomecánico de la aleación de NiTi durante el proceso de fabricación (8, 17). Aunque la historia exacta del NiTi utilizado para la producción de limas de endodoncia es algo confidencial de la patente, según Zinelis y cols, el NiTi se proporciona al fabricante en un estado trabajado en frío (conocido también como laminado o estirado) para después aplicar tratamientos térmicos adicionales que modifiquen sus propiedades mecánicas, debido a que las microestructuras en frío presentan menor ductilidad, lo que facilita los procesos posteriores (17).

En este sentido, por debajo de 170°C la martensita permanece sin cambios en su estructura cristalina; es por encima de dicha temperatura cuando comienza la reorganización y la transformación a austenita, siendo la temperatura entre los 450°C y 550°C a la cual se aplica el tratamiento térmico a las aleaciones de NiTi para obtener las propiedades de superelasticidad o de memoria de forma y lograr el equilibrio adecuado entre ambas para su aplicación (17, 18). Se necesita un mínimo de 640°C para completar la transformación de martensita a austenita o, lo que es lo mismo, para que se produzca la tan indeseada recrystalización (8, 13, 17, 18). De ahí que cualquier proceso de mecanizado adicional afecte la temperatura de transición (4, 8, 11, 19).

Además, los tratamientos térmicos a los que se someta el NiTi pueden modificar la temperatura de transformación la cual, según la literatura revisada, varía en función del tipo de aleación empleada, como veremos más adelante (13). Asimismo, la temperatura de transformación influirá en las propiedades mecánicas y el comportamiento del NiTi, el cual puede ser alterado por pequeños cambios en la composición, impurezas y tratamientos térmicos durante el proceso de fabricación (4, 7, 14, 20).

Hoy día, las limas rotatorias de NiTi son el de elección para instrumentar los conductos radiculares, pues su alta flexibilidad y capacidad de corte permiten hacer preparaciones centradas más rápidamente, lo cual preserva más estructura dentaria y limita el transporte apical (4, 10, 18). Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición original y no requiere un curvado previo a la instrumentación como con las limas de acero inoxidable (10). Sin embargo, su principal inconveniente es que tienden a romperse inesperadamente (21).

Numerosos estudios avalan que la fractura de instrumentos rotatorios de NiTi puede ocurrir por dos causas: fractura por torsión y fractura por fatiga cíclica (4, 5, 19, 21, 22). En el año 2000, Sattapan y cols., definieron ambos conceptos. La fractura por torsión sería aquella que ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento está bloqueada en el conducto mientras el mango continúa rotando, se excede el límite elástico del metal y se produce una deformación plástica previa a la fractura; por su parte la fractura causada por fatiga ocurriría en el punto de máxima curvatura, donde el instrumento se curva hasta que se fractura en el punto de máxima flexión. En este tipo de fractura, el instrumento rota con libertad dentro de un conducto curvo (21). Sin embargo, otros autores como Pruett o Plotino, definen la fractura por fatiga cíclica como resultado de la alternancia de ciclos de tensión-compresión, los cuales son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota dentro de un conducto curvo (23-25). Este tipo de fractura ocurre de forma inesperada sin signos de deformación plástica previa (21, 23, 24). Figuras 4 y 5. Obtenidas de un artículo del Dr. Pirani sobre la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios (5).

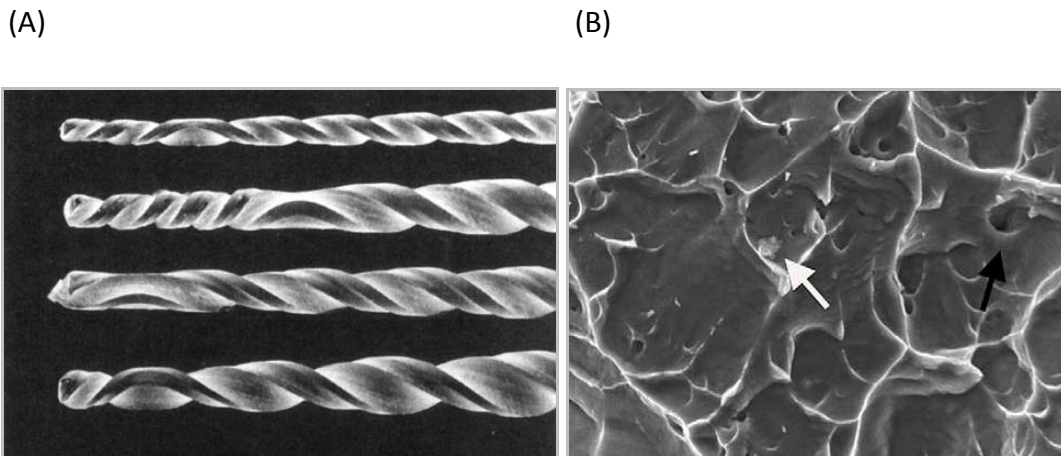


Figura 4. Fractura por torsión. (A) Limas Quantec®. Véase la reversión o torsión de las espiras en la zona de fractura (21). (B) Imagen de la superficie de fractura (inclusiones típicas) (5).

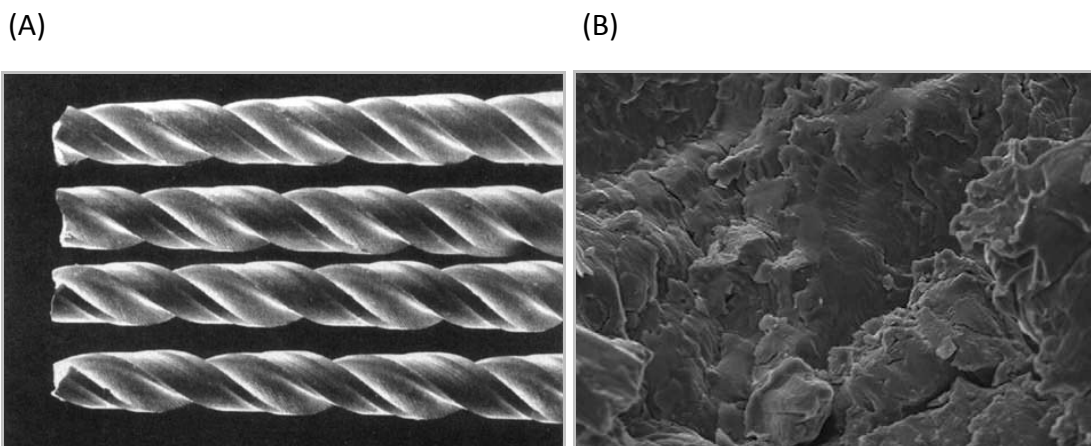


Figura 5. Fractura por Fatiga cíclica. (A) Limas Quantec®. Véase la ausencia de defectos visibles en la zona de fractura (21). (B) Imagen de la superficie de fractura (estrías típicas) (5).

Es bien sabido que los instrumentos dentro de conductos curvos sufren estrés, pues la mitad del instrumento está en tensión (en la parte externa de la curva) mientras que la otra mitad está en compresión (en la parte interna de la curva); así mismo cada rotación dentro de un conducto curvo hace que el instrumento se someta a un ciclo completo de tensión-compresión (4, 24, 26), incrementando su fatiga cíclica con el tiempo, lo que da lugar a una acumulación de cambios microestructurales que

provocarán la fractura inesperada del instrumento (27). Según Parashos y cols., la incidencia de la fractura de limas es aproximadamente de un 5%; debidas a fatiga cíclica un 70% de las mismas y a fallo torsional el 30% restante (28).

Clínicamente, la fatiga cíclica parece ser más prevalente en conductos curvos, mientras que el fallo por torsión puede ocurrir también en conductos rectos. Aunque en la práctica clínica probablemente los dos tipos de fallo ocurran simultáneamente, la mayoría de estudios que simulan la fractura de limas Ni-Ti, representan los test de fatiga cíclica y fallo torsional de manera independiente (29).

Para evitar la separación indeseable de los instrumentos rotatorios, algunos clínicos eligen descartar las limas rotatorias de NiTi después de un único uso. Aunque es una alternativa segura, los sistemas de limas rotatorias son caros y la incidencia de que esto suceda es realmente baja (según un estudio retrospectivo de Iqbal y cols., sería del 1,67%), de ahí que clínicamente no sea una solución práctica utilizar las limas una única vez (30, 31).

Por ello, a pesar de que existen muchos factores que pueden influir en la resistencia de las limas a la fatiga cíclica, como son el diseño de la lima, sección transversal, la velocidad de trabajo, el radio y ángulo de curvatura del conducto simulado en los test de fatiga cíclica, el tratamiento de las superficies del metal, los tratamientos térmicos adicionales y el efecto de la solución irrigadora, entre otros, los últimos avances van encaminados a mejorar los procesos de fabricación y a utilizar aleaciones con propiedades mecánicas superiores a las convencionalmente utilizadas (23, 26, 30, 32, 33).

En este trabajo nos centraremos en aquellos factores relacionados con nuestro objeto de estudio, como son el diseño de la lima, el tipo de aleación, el proceso de fabricación y el efecto de los tratamientos térmicos adicionales, en este caso los ciclos de esterilización en autoclave.

Respecto al diseño de la **sección transversal**, numerosos estudios avalan su influencia en la resistencia a la fatiga cíclica, ya que determina directamente las propiedades

mecánicas de las limas (9, 34). Así, en un estudio de Grande y cols., en el que comparaban la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos Protaper con Mtwo del mismo tamaño y conicidad, observaron que, a mayor masa del instrumento (representada por el diseño de su sección transversal) en el punto de máxima curvatura, menor era la resistencia a la fatiga cíclica (menor número de ciclos soportaba antes de romperse) (35). Del mismo modo, Berutti y cols. consideran que cuanto mayor sea el área de sección transversal que tenga una lima, más masa tendrá y por tanto menos elástica y menos resistente a fatiga cíclica será (9).

La masa del instrumento viene determinada por la geometría de su sección transversal (35); una sección con un diseño de triángulo convexo, como es el caso de las limas Protaper, tendrá una mayor masa y más superficie de contacto con las paredes de un conducto que una sección transversal en “S itálica”, como es el caso de limas Mtwo, que presenta menos masa y menor superficie de contacto. Figura 6. Obtenida de un artículo del Dr. Grande sobre análisis tridimensional de los instrumentos rotatorios (35).

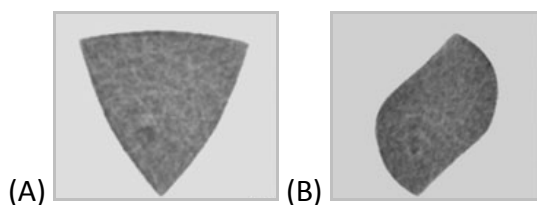


Figura 6. (A) Sección transversal de lima Protaper F2 (triángulo convexo) y (B) sección transversal de lima Mtwo 25/.06 (forma de *S itálica*) (35).

Por otra parte, ya en 1997 Pruett y cols. observaron que los instrumentos con diámetros mayores sucumbían a la fatiga cíclica antes que aquellos de diámetro menor (24). De hecho, en estudios posteriores se concluye que existe mayor riesgo de fractura por fatiga cíclica en instrumentos de mayor conicidad utilizados en conductos curvos y que, por tanto la resistencia a la fatiga disminuye a medida que aumenta la conicidad de la lima en el punto de máxima curvatura (10, 35). Esto se debe a que estas limas acumulan mayor estrés interno cuando se curvan para adaptarse a la

curvatura del conducto (10, 36). No obstante, según Parashos & Messer, un incremento en el diámetro del instrumento y por tanto en su sección transversal pueden contribuir a incrementar la resistencia a la fractura por torsión (37).

Aunque en nuestro estudio el radio y el ángulo de curvatura de los conductos artificiales no influyan en los resultados porque todos tienen un radio de 3 mm y un ángulo de 60°, hay estudios que analizan su importancia. Pruett y cols., después de testar limas en conductos artificiales de 30°, 45°, 60° y 90° de ángulos de curvatura, demostraron que cuanto mayor es este, menor es el radio de curvatura, más severa es la curva del conducto y menor la resistencia a la fatiga cíclica (24).

De todo esto podemos deducir que:

A mayor:

Área de sección transversal de la lima

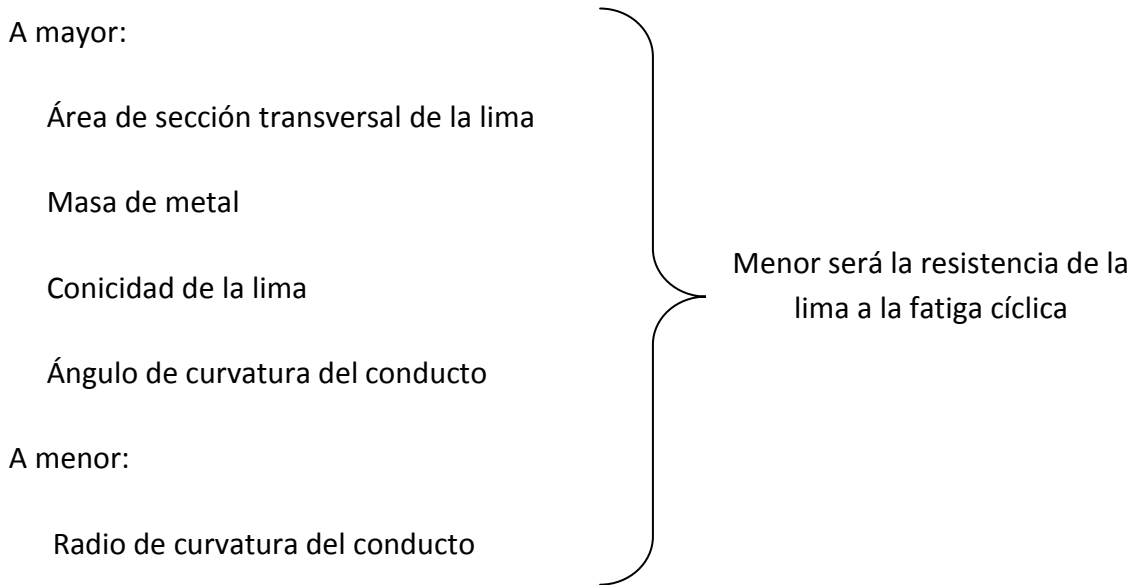
Masa de metal

Conicidad de la lima

Ángulo de curvatura del conducto

A menor:

Radio de curvatura del conducto



Menor será la resistencia de la lima a la fatiga cíclica

En cuanto al **tipo de aleación**, la introducción del Nitinol ha sido una de las mayores innovaciones en el campo de la endodoncia. Desde la aleación convencional o Nitinol hasta la actual aleación CM-Wire se han conseguido grandes mejoras en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi con modificaciones sutiles en la proporción de los dos elementos y/o mediante tratamientos térmicos (8).

Las primeras limas que se introdujeron, allá por los años 90, estaban fabricadas de la forma más pura de Nitinol comercializada, Nitinol SE508 y fueron las limas Profile (27, 38). El alambre puro se sometía a templado frío para obtener el diámetro correcto de la sección transversal y después pasaba por termociclado bajo presión. Seguidamente, con el alambre aún virgen, se fabricaba el instrumento rotatorio mediante un proceso de fresado (también denominado *grinding*) (38). Figura 7. Obtenida de un artículo del Dr. Yahata sobre el efecto del tratamiento térmico en las temperaturas de transformación de los instrumentos de NiTi (13).

Esta aleación convencional contiene un porcentaje de Níquel aproximado del 54,5-57%, según autores (11, 38). Con este tipo de aleación también se han fabricado limas Protaper, K3, RaCe, GT y Flexmaster entre otras. Figura 8. Obtenida de un artículo del Dr. Oh sobre instrumentos rotatorios fabricados con diferentes métodos (32).



Figura 7. Muestra de aleación de NiTi antes de someterse a tratamiento térmico (13).

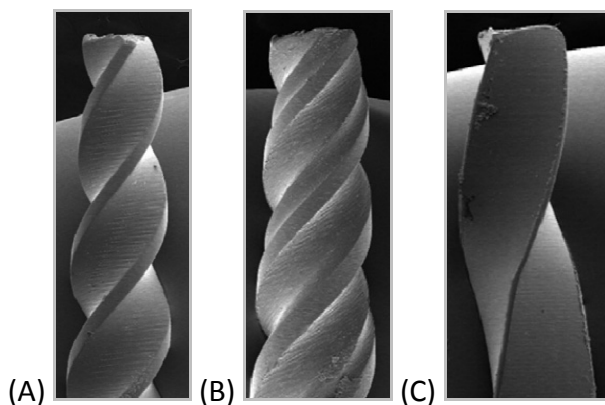


Figura 8. Limas de NiTi convencional fracturadas por fatiga cíclica.(A) Profile, (B) K3, (C) RaCe (32).

En el año 2007, se introduce la aleación M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities), una variante de la aleación Nitinol SE508, sometida a un proceso de tratamiento propio, el cual comprende la elaboración del alambre en bruto bajo una tensión específica y unos tratamientos térmicos a diferentes temperaturas, dando como resultado un material que incluye una parte tanto en fase martensítica como fase R premartensítica manteniendo su estado pseudoelástico (4, 19, 38). Las limas desarrolladas con este tipo de aleación son Profile GT Series X, Profile Vortex y Vortex Blue, cuyos fabricantes defienden una mayor flexibilidad y un aumento de la resistencia a fatiga cíclica frente a las limas de NiTi convencional (8). A este respecto, un estudio de Gambarini y cols., mostró que no había diferencias en la resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire GT series X con limas K3 (de NiTi convencional), aunque sí con las limas Profile y EndoSequence (también fabricadas de NiTi convencional) (39). Sin embargo, otros estudios sí muestran una mayor resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire (22, 27, 38).

Poco después, en 2008, SybronEndo desarrolla un nuevo proceso de fabricación con el que aparecen los instrumentos rotatorios TF (*Twisted File*). Estas limas se crean mediante una transformación de estructura de un alambre de NiTi puro en fase austenita a fase R (estructura intermedia entre austenita y martensita, de forma romboidal) mediante un proceso térmico de calentamiento y enfriamiento, lo cual ocurre dentro de un rango de temperatura muy estrecho (8, 39, 40). En fase R, el NiTi no puede ser fresado pero sí enrollado o trenzado (*twisted*), por lo se somete a este proceso junto a una serie de ciclos repetidos de calentamiento y enfriamiento para mantener su nueva forma (*R-phase twisted*) y volver otra vez a la estructura austenítica (16, 39, 41). En fase R la aleación muestra sus características de superelasticidad y memoria de forma, por lo que una lima fabricada de esta aleación debería ser más flexible que las limas existentes hasta ese momento (32, 40). Figura 9. Obtenida de un artículo de la Dra. Rodrigues sobre la influencia de los diferentes métodos de fabricación de los instrumentos rotatorios en la fatiga cíclica (42).

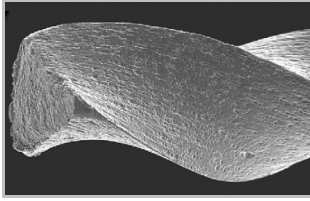


Figura 9. Lima TF fracturada por fatiga cíclica (42).

Por último, en 2010 se desarrolla la aleación CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN) (3). Las limas con esta aleación han sido fabricadas usando un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, haciéndolas extremadamente flexibles sin la memoria de forma de otras limas de NiTi (8, 43). En este sentido, en un estudio realizado por Shen y cols., observaron que los instrumentos de CM-Wire eran 300%-800% más resistentes a la fatiga cíclica que instrumentos hechos de NiTi convencional con el mismo diseño (44). De los diferentes tipos de limas fabricadas con esta aleación, Typhoon CM, Navy CM, Hyflex CM entre otras, nos centraremos en estas últimas, pues son las utilizadas en este estudio. Figura 10. Obtenida de un artículo del Dr. Peters sobre las propiedades físicas de las limas Hyflex® CM (12).



Fig.10.- Lima Hyflex® CM nueva (12).

Las limas **Hyflex® CM** (Coltène/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH) fueron comercializadas en 2011, exhibiendo un porcentaje de Níquel (52% en peso) inferior al de las aleaciones de NiTi convencional (54,5-57%) (11, 33). Estas limas se fabrican utilizando un proceso único que controla la memoria del material, haciéndolas extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de otras limas, lo cual les permite seguir la anatomía de los conductos muy de cerca y curvarse fácilmente

incluso cuando tengan una gran conicidad disminuyendo el riesgo de transporte apical, escalones y/ perforaciones (19, 45). Por otra parte, sólo se sabe que están sometidas a un tratamiento térmico especial después del proceso de fresado (o *grinding*), pues no se ha revelado información sobre la temperatura, el tiempo ni la modalidad de dicho tratamiento (15). Un estudio previo de Shen y cols., donde utilizan calorimetría diferencial de barrido (más conocido como differential scanning calorimetry o DSC), revela que los tratamientos térmicos contribuyen a aumentar las temperaturas de transformación de la austenita de los instrumentos y que las limas de CM-Wire, entre ellas las limas Hyflex® CM, tienen cambios significativos en el comportamiento de la fase de transformación, comparado con instrumentos de NiTi convencional (41). Del mismo modo, los tratamientos térmicos de la aleación pueden inducir cambios en el porcentaje de fases de su estructura cristalina, lo que llevaría a mejorar sus propiedades mecánicas o a mostrar más deformación plástica antes de fracturarse (19). De manera que la mejora podría ser atribuida a un incremento en la proporción de estructura martensítica (que se sabe que es más flexible que la austenítica) dentro del material, como resultado del tratamiento térmico (19).

Además, otra ventaja que asegura el fabricante es que estos instrumentos son 300% más resistentes a fatiga cíclica que los existentes así como la posibilidad de ser reutilizadas con la misma resistencia, pues ésta y la forma de las limas con las hojas de corte enderezadas pueden ser restauradas durante los ciclos de autoclave (46). Figura 11. Obtenida de la web de la casa comercial Coltene®Endo (46). Según Peters y cols., los instrumentos en fase martensítica pueden ser fácilmente deformables y recuperarán su forma original cuando sean calentados más allá de las temperaturas de transformación, lo que sería la base metalúrgica para la recuperación de la forma durante la esterilización (12).

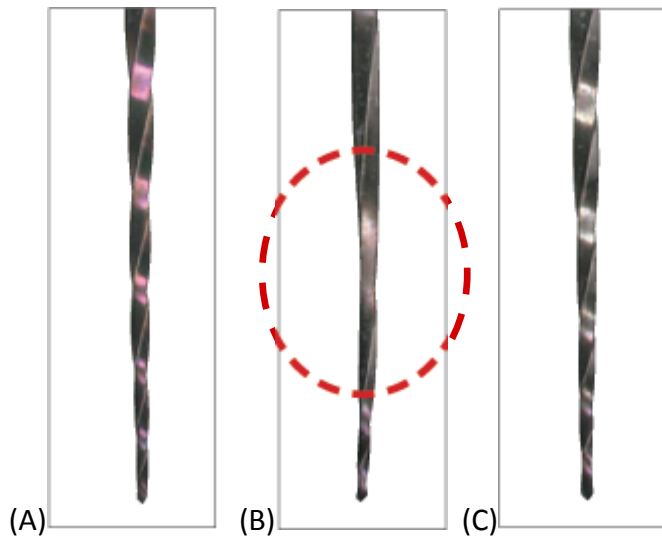


Figura 11. Limas Hyflex[®] CM. Obsérvense las hojas de corte antes del uso (A), después del mismo (B) y después del tratamiento térmico en autoclave (C) (46).

Las temperaturas de transición de las diferentes aleaciones, esto es, las temperaturas a las cuales la estructura cristalina cambia de austenita a martensita o viceversa, son el principal determinante de la resistencia a la fatiga cíclica (8, 15). En este sentido, Brantley y cols. en el año 2002, determinaron que la temperatura final de la austenita (A_f) en los instrumentos de NiTi convencional estaba próxima a los 25°C a temperatura ambiente (47), mientras que Alexandrou y cols., mediante la calorimetría de barrido determinaron que ésta era de 34°C (48). Sin embargo, con las nuevas aleaciones M-Wire y CM-Wire, esas temperaturas de transición han aumentado hasta los 50°C-55°C respectivamente, lo que sugiere que las limas de NiTi convencional tienen una estructura austenítica a temperatura ambiente (y por tanto durante su uso clínico), mientras que las limas con procesamiento térmico (de M-wire y CM-wire) principalmente estarán en fase martensítica (dúctiles, elásticas y fácilmente deformables) (41, 49, 50). Además, el estrés que se requiere para la reorientación martensítica de CM-Wire es mucho menor (unos 128-251 MPa) que el necesario para el NiTi convencional (490-582 MPa) (49) y, ante la presencia de cracks en la superficie, las estructuras austeníticas hacen que se propaguen mucho más rápido que las estructuras de martensita (CM-Wire) (16). Por todo ello, la aleación CM-Wire, es más flexible y resistente a fatiga cíclica que la aleación de NiTi convencional (8).

En cuanto al **método de fabricación**, repasando la literatura científica se observa que ha habido una importante evolución en este ámbito; existen limas fabricadas con los métodos más convencionales, tipo *grinding* (o fresado), hasta aquellas fabricadas con tratamientos térmicos combinados (12, 32, 48).

Dentro de las primeras, existen entre otras, las limas Protaper, Profile, K3 y Flexmaster, en las que al microscopio electrónico se han observado hendiduras en su superficie así como rugosidades antes y después de varios ciclos de autoclave; estos defectos de superficie tienden a ser zonas de inicio de microcracks, los cuales pueden propagarse durante los ciclos de tensión-compresión dando lugar a la fractura del instrumento (32, 48).

Para eliminar las irregularidades y el estrés residual que genera el *grinding* surgió el *electropulido*. Este método es aplicado tras el proceso de *grinding* para eliminar la capa externa del metal, dejando la superficie libre de contaminantes, microcracks y estrés residual inducido durante el proceso. Se utiliza en limas RaCe y Endosequence entre otras, y consiste en introducir el metal en una solución altamente iónica en la que se pasa una corriente eléctrica para llevar a cabo una remoción electroquímica controlada. Sin embargo, el efecto de este *electropulido* en la resistencia a la fatiga cíclica todavía es controvertido (32, 51). Ejemplo de ello es un estudio de Oh y cols., en el que comparan limas RaCe con TF y observan que, a pesar de que las primeras muestran una superficie prácticamente libre de defectos superficiales, los mejores resultados en la resistencia a fatiga cíclica son los de las limas TF (32). Figura 12. Obtenida de un artículo del Dr. Oh sobre instrumentos rotatorios fabricados con diferentes métodos (32).

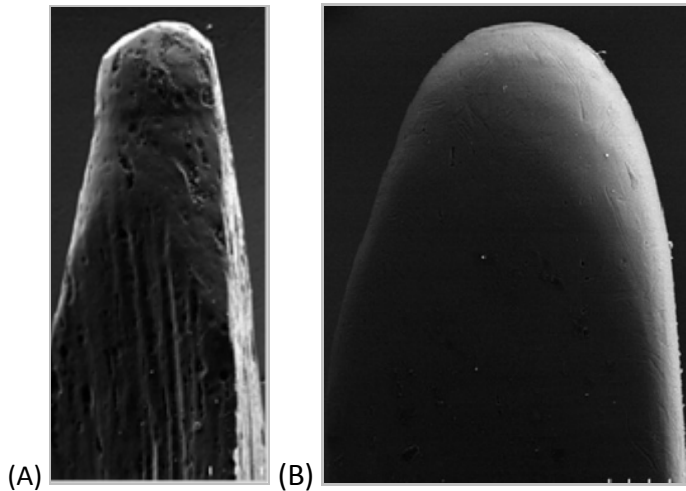


Figura 12. Defectos de superficie en limas TF (A) y RaCe (B) (32).

Estas limas TF son las desarrolladas mediante el proceso de fabricación explicado junto a la aleación R-fase, esto es, la combinación de *twisting* (o trenzado) en combinación con el tratamiento térmico de R-fase. Este método se creó para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad de las limas y según la literatura revisada así es, pues además de lo comentado en líneas superiores, optimiza la estructura del metal y elimina la formación de microcracks, haciendo las limas aún más duraderas (32, 40). De ahí que este proceso térmico pudiera ser un factor importante en los resultados del estudio de Oh y cols. anteriormente mencionado.

La tecnología M-wire fue una de las primeras en las que se trató térmicamente la aleación de NiTi para su uso en endodoncia y hoy día se sabe que, junto al método de fabricación de las limas TF y el de las limas CM-Wire (anteriormente comentados), se han convertido en los más innovadores métodos de fabricación al centrar las mejoras de las propiedades mecánicas del NiTi en el control de su microestructura (y no en reducir los defectos superficiales), mediante tratamientos térmicos capaces de modificar sus temperaturas de transición, que son en definitiva, las determinantes de la superelasticidad y memoria de forma de las aleaciones de NiTi, lo cual a su vez condiciona la resistencia a la fatiga cíclica de las limas (4, 8, 43).

Por último, debido a que las propiedades de memoria de forma y superelasticidad son fuertemente dependientes de la historia de tratamiento termomecánico de la lima fabricada, se ha sugerido que el tratamiento térmico adicional de los instrumentos de NiTi durante la esterilización en autoclave podría incrementar su flexibilidad (7, 23). Sin embargo, como Mize y cols. ya argumentaron en 1998, debido a que las temperaturas de transformación de una estructura cristalina a otra son altas, es poco probable que los tratamientos térmicos resultantes de la esterilización en autoclave tengan efectos significativos en la reordenación de las mismas y por tanto, sólo tendrán efecto positivo en las características de fatiga cíclica si se consiguen temperaturas suficientemente altas durante la esterilización (18). Aún así, se ha seguido investigando sobre esto con resultados opuestos entre autores, pues Viana y cols. consideran que los métodos de esterilización pueden incrementar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi (52), a diferencia de Gambarini y cols. que refieren una disminución de la resistencia tras los mismos (53). Por su parte, autores como Mize y cols. o Yared y cols. no encuentran diferencias significativas en la resistencia antes y después de los ciclos (18, 54), mientras que Hilfer y cols. y Plotino y cols., observan resultados diferentes dentro de un mismo estudio (7, 23). Debido a que el efecto de los ciclos de calor y frío empleados durante la esterilización en las propiedades mecánicas y en la resistencia a la fractura de los instrumentos de endodoncia no ha sido todavía claramente especificado (52), en este estudio hemos querido evaluar el efecto de los mismos en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas Hyflex® CM, fabricadas de CM-Wire por un proceso térmico no revelado que según el fabricante, permite recuperar la forma y la resistencia que tenían antes de ser esterilizadas durante los ciclos de autoclave.

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

A pesar de que las limas rotatorias de NiTi se hayan convertido en la herramienta estándar para instrumentar los conductos radiculares por su alta flexibilidad y capacidad de corte, tienden a romperse de forma inesperada. Los avances más recientes se han centrado en mejorar las propiedades mecánicas de las limas desde el proceso de fabricación para conseguir limas más flexibles y resistentes a la fatiga cíclica.

En este sentido, las limas rotatorias Hyflex® CM han sido fabricadas usando un proceso único que controla la memoria de forma, haciéndolas extremadamente flexibles. Además, según el fabricante, estas limas pueden ser reutilizadas con la misma resistencia a la fatiga cíclica, debido a que ésta y la forma de las limas con las hojas de corte enderezadas pueden ser restauradas durante la esterilización en autoclave.

La comparación de la resistencia a la fatiga cíclica entre instrumentos nuevos y usados ha sido ampliamente estudiada con otras limas rotatorias de NiTi obteniéndose resultados muy heterogéneos.

Hasta el momento no hemos encontrado ningún estudio que compare la resistencia a la fatiga cíclica de limas Hyflex® CM nuevas y esterilizadas, lo que justifica este estudio. Por tanto, los objetivos del mismo son:

- Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de las limas Hyflex® CM tanto nuevas como esterilizadas, en apical y coronal, a 5 y 11 mm de la punta.
- Evaluar si las limas mantienen y/o recuperan sus propiedades en cuanto a fatiga cíclica tras los ciclos de autoclave.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

La hipótesis nula planteada en el presente estudio es que no existen diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas Hyflex® CM nuevas y esterilizadas, a nivel coronal y apical.

MATERIAL Y MÉTODOS

VARIABLES DE ESTUDIO

Ante unas mismas condiciones de velocidad, torque, ángulo y radio de curvatura, se analizan las siguientes variables:

- **Variables independientes:** distancia que existe desde la punta de la lima hasta la zona donde se fatiga (variable métrica o cuantitativa continua) y número de ciclos de autoclave a los que son sometidas (variable métrica o cuantitativa discreta).
- **Variable dependiente:** tiempo que tarda en romperse la lima tras ser fatigada. Es una variable métrica o cuantitativa continua.

MUESTRA. SELECCIÓN DE LOS GRUPOS

El análisis estadístico de Weibull, empleado en este estudio, recomienda un mínimo de 30 especímenes para obtener una potencia del 80% (55, 56). Los grupos que se comparan están formados por 30 limas cada uno.

Se realiza un estudio experimental *in vitro* en el que las limas se dividen en 6 grupos, lo que hace un total de 180:

Grupo A5: 30 limas Hyflex® CM nuevas, testadas a 5 mm de la punta.

Grupo A11: 30 limas Hyflex® CM nuevas, testadas a 11 mm de la punta.

Grupo B5: 30 limas Hyflex® CM se esterilizan una vez en autoclave y después son fatigadas a 5 mm de la punta.

Grupo B11: 30 limas Hyflex® CM se esterilizan una vez en autoclave y después son fatigadas a 11 mm de la punta.

Grupo C5: 30 limas Hyflex® CM se esterilizan dos veces en autoclave y después se fatigan a 5 mm de la punta.

Grupo C11: 30 limas Hyflex® CM se esterilizan dos veces en autoclave y después se fatigan a 11 mm de la punta. Tabla 1.

Las limas de los grupos B y C se embolsan y esterilizan en el autoclave *Europa B xp* (Tecno Gaz S.p.A., Parma, Italy), siguiendo las instrucciones de esterilización del fabricante. Se selecciona un programa de esterilización a 134°C, con un tiempo de exposición de 5 minutos y un tiempo de secado de 12. El tiempo de calentamiento y fraccionamiento de vacío puede variar entre 25 y 30 minutos. La calidad de la esterilización es monitorizada por métodos físicos, químicos y biológicos.

Tabla 1. Grupos en el estudio.

Grupo	Lima	n	Números ciclos de autoclave	Distancia de la punta (mm)
A5	Hyflex® CM 30.06	30	0	5
A11				11
B5			1	5
B11				11
C5			2	5
C11				11

OBTENCIÓN Y RECOGIDA DE DATOS

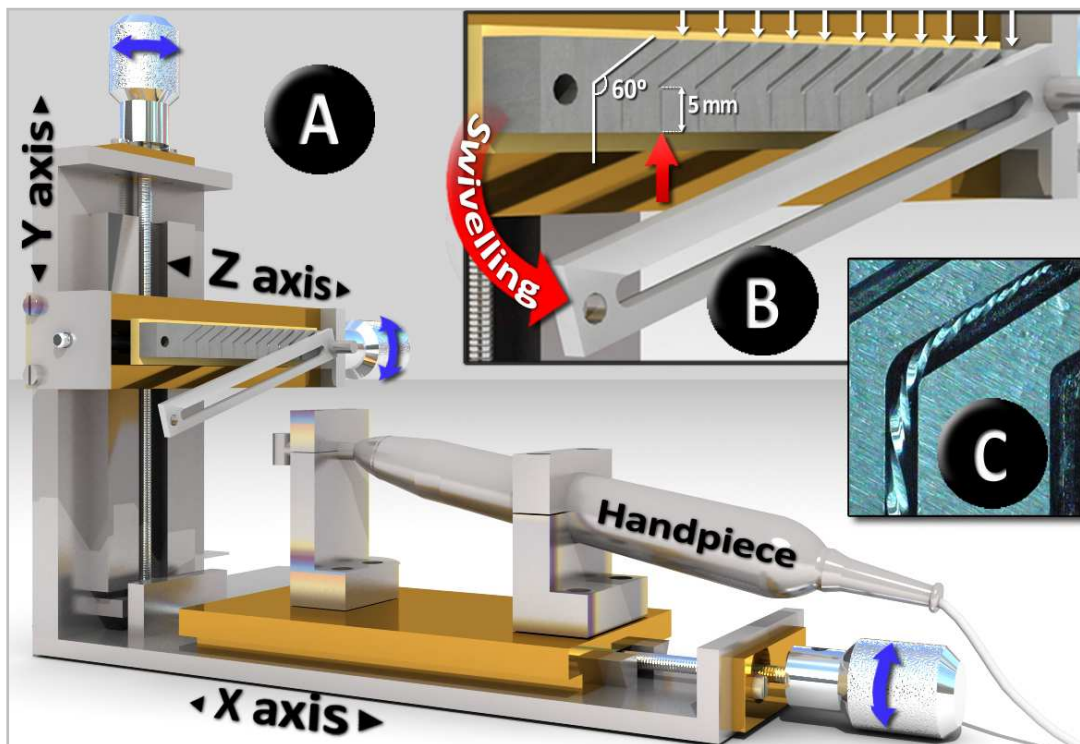
Hasta la fecha, no hay un estándar internacional específico para testar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de endodoncia (57).

Para nuestro estudio se fabricó un dispositivo para testar la fatiga cíclica de las limas, que consta de dos plataformas principales, diseñadas para ajustar las posiciones en los tres ejes del espacio. Figura 13 (A).

- La plataforma horizontal (eje x) soporta la pieza de mano del contraángulo que hace rotar las limas a fatigar. Esta plataforma se desliza hacia adelante y atrás por un carril manejado a través de un tornillo manual que permite que se acerque o aleje del soporte vertical de la segunda plataforma.

- La segunda plataforma (eje y) se maneja por otro tornillo manual, que ajusta su altura, y soporta la tercera plataforma, el eje z, que contiene once conductos labrados y angulados, con un ángulo de 60° , en los cuales las limas se introducen a 5 o a 11 mm de la punta y son rotadas hasta la fractura. Figura 13 (B). Esta plataforma puede deslizarse manualmente en el eje z, permitiendo colocar el conducto adecuado enfrente de la lima a testar.

Figura 13. Dispositivo para testar la fatiga cíclica de las limas. (A) Plataformas (ejes). (B) Conductos de acero inoxidable en el eje z. (C) Situación de la lima en el conducto.



Respecto a los conductos, están distribuidos de menor a mayor diámetro. Sus diámetros (en milímetros) van de 0.4 a 1.4, con una diferencia de 0.1 mm entre ellos, con profundidades de 0.1 mm mayores que sus anchuras, siendo la distancia vertical desde la entrada de los conductos hasta el ángulo en el cual se fatigará la lima de 5 mm. Esta disposición de los conductos no tiene la intención de simular las condiciones clínicas, sino de conseguir una situación totalmente reproducible.

El material de la plataforma, donde los conductos están labrados, es acero inoxidable y las limas se lubrican cuando se fatigan para minimizar la fricción entre conducto y lima. Figura 13 (C) Para reducirla al máximo, el conducto seleccionado para testar la fatiga cíclica debe ser más ancho (0.1 mm mayor) que el diámetro de la lima en la zona de máxima flexión. El diámetro de las limas a D5 es de 0.9 mm, por lo que se insertan en un conducto de 1 mm de diámetro mientras que en D11 es de 1.14mm, por lo que le correspondería un conducto con un diámetro de 1.2; sin embargo, en el momento de testar las limas en dicho conducto, se observa excesiva fricción y la lima no rota, por lo que decidimos fatigarla en un conducto de 1.3 mm que permita su rotación. Figura 14.

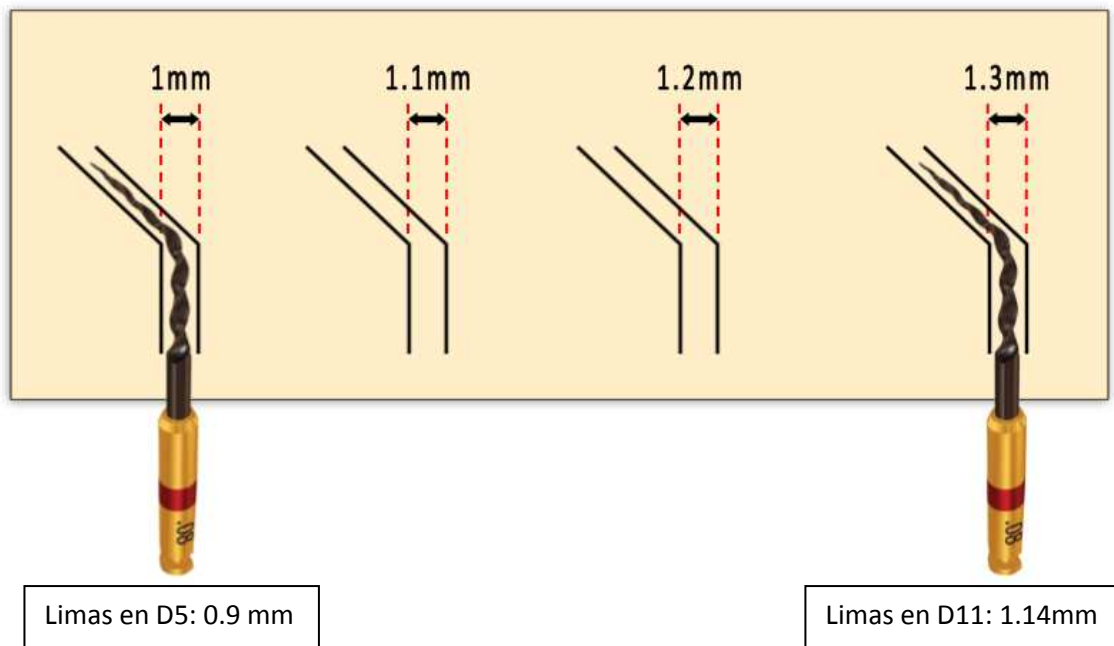


Figura 14. Selección de conductos para testar la fatiga cíclica.

Para la lubricación se emplea un aceite sintético (Singer All-Purpose Oil; Singer Sewing Company, Barcelona, España) diseñado para piezas mecánicas, el cual reduce la fricción de la lima cuando contacta con las paredes del conducto.

Las limas son fatigadas usando un motor de endodoncia X-smart Dentsplay, a la velocidad recomendada por el fabricante (500 rpm).

Antes de testar las limas, estas son inspeccionadas (20x) para descartar cualquier signo de deformación visible.

El tiempo que tarda la lima en romperse se mide con un cronómetro (1/100 segundos), de forma manual y se anota. Las limas se visualizan mientras rotan a través de una pantalla protectora de acetato.

SECUENCIA DE TRABAJO

1. Inspeccionar la lima (20x) para descartar cualquier signo de deformación.
2. Si este no existe, colocar la lima en la pieza de mano.
3. Acercar la pieza de mano al soporte vertical (mediante el eje x).
4. Escoger el conducto con el diámetro correcto para el nivel de la lima seleccionado.
5. Lubricar el conducto.
6. Ajustar la altura del conducto hasta el lugar en el que la lima será curvada (mediante el eje y).
7. Poner a trabajar el motor eléctrico a la velocidad especificada por el fabricante (500 rpm), sin torque, activando un cronómetro 1/100 segundos al mismo tiempo.
8. Parar el cronómetro en el momento de fractura de la lima y anotar el tiempo en que se produce.
9. Calcular el número de ciclos a la fractura, NCF (tiempo en minutos multiplicado por las revoluciones por minuto).
10. Los fragmentos de las limas son medidos y guardados para un posible análisis de fractura con Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) en estudios posteriores.

ANÁLISIS DE LOS DATOS

Weibull ++ 7 software (Reliasoft Corporation, Tucson AR, USA) es el análisis estándar de estudio de fatiga de los materiales, pues permite medir la fatiga de forma acumulativa, a través de las denominadas *Curvas de Weibull*.

En nuestro estudio ha sido utilizado para calcular los siguientes parámetros y el 95% de Intervalo de Confianza (CI):

- Vida media (en segundos): tiempo promedio o esperado al fracaso.
- Beta, 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. Pendientes diferentes implican diferentes formas de fracaso y están relacionados con la calidad del diseño y de la fabricación del material.
- Eta, duración característica o parámetro de escala: Tiempo que se espera que el 63,2% de las limas alcance sin romperse. Así, la probabilidad de fracaso será del 0,34 en ese momento.

RESULTADOS

Los resultados para los parámetros de beta, eta y vida media así como sus Intervalos de Confianza (95%) se muestran en la siguiente tabla:

Grupos	Vida media (IC 95%)	Beta (IC 95%)	Eta (IC 95%)
A5	6.79 (5.87-7.84)	3.28 (2.51-4.28)	7.57 (6.66-8.60)
A11	1.49 (1.48-1.50)	2.95 (2.94-2.95)	1.67 (1.66-1.68)
B5	5.31 (4.75-5.93)	6.67 (5.08-8.75)	5.69 (5.18-6.25)
B11	1.10 (1.06-1.15)	12.93 (9.94-16.82)	1.15 (1.11-1.19)
C5	5.97 (5.17-6.90)	3.85 (3.11-4.76)	6.60 (5.82-7.49)
C11	1.12 (1.06-1.18)	9.24 (6.97-12.25)	1.18 (1.13-1.23)

IC 95%: Intervalo de Confianza (95% de probabilidad).

Así mismo, la distribución de la confianza o *reliability* (probabilidad de supervivencia) contra el tiempo, por grupo, se muestra en la figura 15.

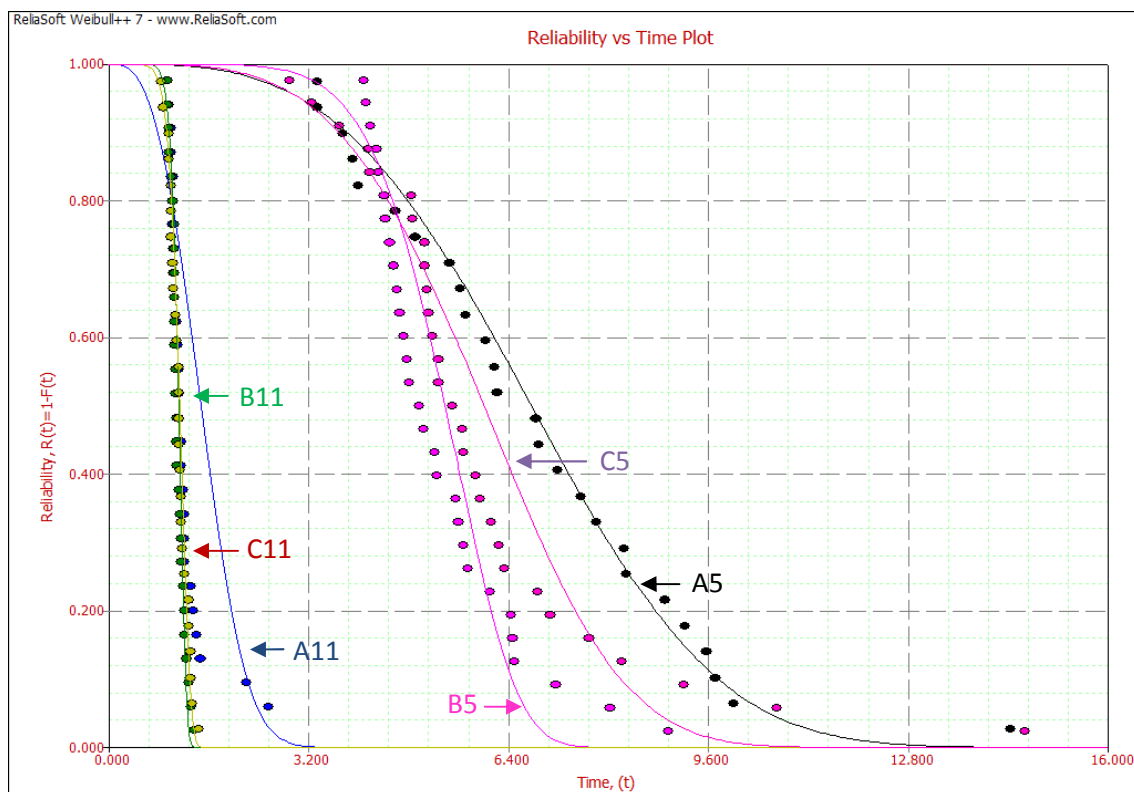


Figura 15. Distribución de la fiabilidad de Weibull por grupos. Eje Y: confianza, eje X: tiempo.

Cuando se compara la vida media entre los diferentes grupos, la probabilidad de que las limas Hyflex® CM nuevas duren más que las mismas limas con un ciclo de autoclave

es del 72% (estadísticamente significativo) a 5 mm de la punta y del 75% (estadísticamente significativo) a 11 mm. La probabilidad de que las limas nuevas duren más que las sometidas a 2 ciclos es del 61% (estadísticamente significativo) a 5 mm y del 73% a 11 mm (estadísticamente significativo). Las limas sometidas a 1 y 2 ciclos de autoclave no mostraron diferencias estadísticamente significativas a 11 mm pero sí cuando se testaron a 5 mm de la punta, donde la probabilidad de que las limas sometidas a 2 ciclos duren más que las de 1, es del 63%, también estadísticamente significativo.

Cuando comparamos la vida media a diferentes distancias de la punta dentro de un mismo grupo, la probabilidad de que las limas nuevas no esterilizadas duren más a 5 que a 11 mm es del 99% (estadísticamente significativo). Asimismo, la probabilidad de que las limas sometidas a 1 y 2 ciclos duren más a 5 que a 11 mm de la punta es del 100% (estadísticamente significativo).

Los resultados respecto a beta mostraron que todos los valores en este estudio son superiores a 2.95, a ambas distancias de la punta, lo que indica una pendiente pronunciada (*steep slope*). Cuanto mayor es la pendiente para un material, menor es la variación en el tiempo a fracasar y más predecibles son los resultados. Una teórica línea vertical en el gráfico de Weibull (figura 15) implicaría un diseño, un control de calidad y una producción perfectos, mientras que una línea teórica horizontal indicaría extrema variabilidad y que las limas podrían romperse con la misma probabilidad en cualquier momento (58).

En nuestro estudio, el valor de beta y su intervalo de confianza (95%) para el grupo de 0 ciclos medido a 5 mm de la punta (grupo A5) denota una inclinación más pronunciada que para el resto de grupos, A11, B5, B11, C5 y C11, lo cual indica que las limas Hyflex® CM nuevas son más predecibles a 5 mm de la punta que en la parte coronal y que las limas sometidas a uno y a dos ciclos de autoclave en cualquiera de los niveles testados.

DISCUSIÓN

A día de hoy no existe un protocolo estandarizado para testar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios pues, el *American National Standards Institute* y la *American Dental Association* (Asociación Dental Americana, ADA), en 1976 estandarizaron un protocolo para testar la carga por torsión de limas de NiTi usadas para instrumentación manual pero no sobre fatiga cíclica (57, 59), pues los test establecidos mantenían la punta bloqueada haciendo girar el resto del instrumento, consiguiendo la fractura del instrumento por cargas torsionales.

Sin embargo, para poder testar la resistencia a fatiga cíclica, todos los sistemas rotatorios de NiTi deben rotar libremente dentro de un conducto (24), para que la fractura no se produzca por bloqueo de su punta, sino por una acumulación de fatiga en el metal. Del mismo modo, la constante evolución en el diseño, cinemática y aleaciones de los instrumentos de NiTi hace necesario introducir dispositivos aceptados universalmente que permitan homogeneizar los diseños experimentales de los estudios y así poder comparar los resultados sobre resistencia de las limas a la fatiga cíclica.

En este sentido, como describen Plotino y cols., el modelo ideal supondría la instrumentación de conductos curvos en diente naturales (57) pues sería el método que más se aproximara a una situación clínica, sin embargo, según Yao y cols., no es ideal para el análisis de fatiga cíclica, ya que no habría unas condiciones estandarizadas y por tanto podrían existir factores de confusión (60). La forma de los conductos radiculares cambiaría durante la instrumentación, haciendo imposible estandarizar las condiciones experimentales (32, 57). Por ello, este estudio no pretende simular las condiciones clínicas y se centra en determinar las propiedades intrínsecas de las limas a través de un diseño experimental *in vitro*, en el que los instrumentos son rotados en unas condiciones controladas y reproducibles excluyendo posibles factores de confusión como la dentina, la torsión y las variaciones o diferencias en la capacidad de corte, entre otros.

La resistencia a la fractura por fatiga cíclica ha sido ampliamente testada *in vitro*, de forma estática y dinámica, utilizando diferentes dispositivos (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, usando distintos ángulos y radios de curvatura, desde los 25° hasta los 90° con radios de 3 a 5 mm (57) e incluso, algunos autores, como Zinelis y cols. sin determinarlos (17), lo que da lugar a sesgos en la metodología obteniéndose resultados dispares. Sin embargo, todos coinciden en una característica importante, la falta de fijación de la lima dentro del conducto. Como Plotino y cols. describen en un artículo de revisión sobre los dispositivos empleados para testar la fatiga de las limas, la pérdida de ajuste de la lima respecto a las paredes del conducto hace que pueda “caminar” o vibrar en el espacio intraconducto, dando lugar a cambios en la magnitud del estrés, lo que conlleva a variaciones en los resultados. De esta forma, los conductos artificiales deberían ser diseñados específicamente para cada instrumento a testar en términos de tamaño y conicidad, proporcionando así una trayectoria específica a lo largo de todo el conducto pues, según estos autores, si el conducto artificial no es idéntico (en tamaño y forma) al instrumento, su trayectoria no responderá a los parámetros establecidos puesto que, al no estar lo suficientemente confinado el instrumento en las paredes del conducto, tendería, por su elasticidad, a su forma recta original, alineándose en una trayectoria de mayor radio y menor ángulo de curvatura de los establecidos (57). En este sentido, los conductos artificiales utilizados en el presente estudio no fueron construidos de forma específica según las dimensiones de las limas Hyflex® CM, para asegurar una trayectoria adecuada, por lo que, como defienden Plotino y cols. en su artículo, el diseño de los conductos podría haber afectado a la resistencia de las limas a fatiga cíclica.

Por otra parte, dado que las limas, por lo general, tienen un diámetro ascendente desde la punta hasta el mango, un dispositivo para testar limas a diferentes niveles (en este estudio, a nivel coronal y apical) debe tener conductos con diferentes diámetros, proporcionando así unas condiciones de testeo similares en cualquier punto elegido (61). El dispositivo usado en este estudio tiene 11 conductos de diferentes diámetros, tallados en acero inoxidable, lo que permite testar las limas a cualquier nivel

seleccionado con grados equivalentes de adaptación. Cada lima se coloca en el conducto 0.1 mm superior a su diámetro en la zona de máxima flexión para asegurar el ajuste de la lima en el conducto; además, para prevenir su oscilación mientras rotan, el dispositivo tiene una “cubierta” de acero inoxidable en la parte superior del conducto, como se mostró en la figura 13.

Generalmente existe un mínimo de contacto entre las limas y las paredes de los conductos, incluso cuando éstos son semicirculares, donde uno de los lados está constantemente fuera de contacto. En este sentido, las limas en los conductos del dispositivo empleado, contactan justo en tres puntos, razón por la cual este test evalúa estrictamente la fatiga cíclica del material de la lima y no variables de confusión que puedan estar presentes respecto al corte o bloqueo de las limas, torsión, etc.

Por tanto, nuestro dispositivo fue utilizado para analizar la fatiga cíclica de forma estática. En contra a este tipo de dispositivos, que testean la resistencia a la fatiga cíclica haciendo girar las limas repetidamente sobre una zona de máxima curvatura dentro de un conducto, Oh y cols. consideran que, mientras que en estos casos la máxima deformación de las limas siempre ocurre en la misma región del instrumento (el segmento localizado en la zona de máxima curvatura), los movimientos clínicos de picoteo pueden cambiar los puntos de estrés continuamente durante la instrumentación, haciendo que se distribuya a lo largo del instrumento, convirtiendo los test dinámicos, según estos autores, en el modelo más adecuado para testar la resistencia a la fatiga cíclica (32). Del mismo modo, Rodrigues y cols. defienden que la concentración de los ciclos de tensión-compresión en un área del instrumento, disminuye significativamente el número de ciclos al fracaso (NCF), induciendo cambios microestructurales en la aleación, lo cual no ocurriría durante los movimientos de picoteo, al permitir distribuir el estrés a lo largo de la lima (42). Sin embargo, en nuestro estudio, las limas fueron testadas a una longitud constante, de forma estática, porque nuestro objetivo es analizar la capacidad que tiene el metal de las limas Hyflex® CM de soportar ciclos de tensión-compresión a determinados niveles, en concreto a nivel apical y coronal. Un modelo estático, como el empleado en este estudio, hace

más reproducibles los resultados, algo que es importante cuando se trata de comparar diferentes limas y no solo de evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de una lima determinada reproduciendo una situación clínica.

Basándonos en el estudio de Larsen y cols., nuestro dispositivo se fabricó con el mismo ángulo y radio de curvatura (60° y 3 mm, respectivamente) (22), pero con diferentes diámetros internos (de 0.4 a 1.4 mm) y situando la zona de máxima curvatura a 5 mm de la entrada del conducto, pues a esa distancia se consigue una adecuada fijación de la lima. Empleamos un dispositivo de acero inoxidable porque, como Plotino y cols. describen en su artículo, permite fijar las limas y que sigan la trayectoria determinada mejor 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 (57). La ausencia de torque en las limas testadas se debe a que, como algunos autores preconizan, su presencia puede alterar la fuerza de rotación de la lima, frenarla, impidiendo revelar la verdadera resistencia del metal a la fatiga cíclica (12). Las limas son medidas a D5 y D11 porque a 5 mm de la punta son frecuentes las fracturas de limas y los 11 mm podemos considerarlos un punto coronal, con resultados fiables en nuestro estudio.

Por tanto, nuestro método representa un test mecánico puro que pretende extrapolar únicamente una característica de los instrumentos rotatorios, su resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

Otro aspecto interesante de este estudio es el tipo de análisis estadístico empleado. La estadística convencional 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 cracks que se inician en la superficie o por defectos internos (62, 63), 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

(61). Una descripción más precisa puede obtenerse a través de la distribución de Weibull o análisis del riesgo de ruptura, 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; en este sentido, Weibull permite medir la fatiga cíclica acumulada cada segundo y sirve para estudiar la fiabilidad de los instrumentos relacionándola con el tiempo.

Este análisis estadístico se acepta ampliamente para la evaluación de materiales y su estructura, siendo el método más importante del mundo para un correcto análisis de los datos de supervivencia (58). A pesar de que puede tener un valor excepcional en las aplicaciones dentales, no se ha utilizado previamente para analizar la fatiga cíclica en los instrumentos de endodoncia. En este sentido, no hemos encontrado ningún estudio que lo emplee aparte de los publicados por este equipo (61).

Las diferencias en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas nuevas y usadas medidas a diferentes distancias de la punta ha sido ampliamente estudiada con diferentes sistemas rotatorios de NiTi. Así, en un estudio sobre limas Profile, Gambarini observó que los instrumentos con conicidades pequeñas eran significativamente más resistentes a fatiga cíclica que aquellos de mayor conicidad (64). Schäfer y cols., por su parte, en un estudio en el que comparan cinco tipos diferentes de instrumentos rotatorios, sugirieron que aquellos con una conicidad mayor a 0.04 no debían ser usados para ensanchar el tercio apical de conductos curvos, pues son limas considerablemente más rígidas que aquellas de 0.02 o de 0.04 (34). Del mismo modo, ya en 1997, Pruett y cols. mostraron que un aumento del diámetro del instrumento en el punto de máxima curvatura, reducía el tiempo a la fractura (24). Otros autores, como Ulmann y cols. y Ounsi y cols., de forma independiente, encontraron que limas con gran conicidad, en su caso las limas Protaper F3, eran menos resistentes a fatiga cíclica que otras de menor conicidad como F1 y F2 (36, 65). Asimismo, Grande y cols. en un estudio en el que comparan los sistemas Mtwo y Protaper, observan que la resistencia a la fatiga cíclica disminuye a medida que aumenta el volumen del instrumento en el punto de máxima curvatura (35). Incluso estudios que emplean

dispositivos dinámicos para testar la fatiga cíclica, observan que un aumento en la conicidad de un instrumento provoca una disminución en el tiempo de fractura (66). En este sentido, los resultados de este estudio *in vitro* coinciden con los observados en la literatura disponible, encontrándose una mayor resistencia a la fatiga cíclica a nivel apical que coronal, en todas las limas testadas. Existe una mayor resistencia a 5 que a 11 mm de la punta, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Esto indica que, a pesar de haberse conseguido mejorar la flexibilidad de las limas con esta nueva aleación CM-Wire, las diferencias de fatiga según la conicidad de la lima en el punto de máxima curvatura siguen existiendo, siendo menos resistentes a medida que aumenta la conicidad de la misma. Esto puede deberse a que instrumentos de gran conicidad generan un mayor estrés en su interior cuando se flexionan para conformar la curvatura del conducto (10). Sin embargo Yared y cols. en su estudio con limas Profile, no encontraron diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas de diferentes tamaños (67).

Hasta la fecha, los estudios existentes sobre limas Hyflex® CM no las comparan entre sí, sino con el resto de limas NiTi del mercado obteniéndose una resistencia a la fatiga mayor en las primeras cuando se comparan tanto con limas fabricadas con aleaciones convencionales (19, 45) como con R-fase o M-Wire (33). Como ya vimos, principalmente se debe a la historia de procesamiento térmico a que haya sido sometida la aleación durante la fabricación del instrumento (15). Sin embargo, al revisar la literatura se encuentran numerosos estudios que comparan la resistencia de limas nuevas y esterilizadas, siendo generalmente mayor en las primeras (64, 68-70).

A pesar de que durante años los estudios se han centrado en investigar el diseño y la composición de las aleaciones, las últimas investigaciones van encaminadas a evaluar el efecto de los ciclos de esterilización en las propiedades mecánicas y en la resistencia a la fractura de los instrumentos rotatorios, obteniéndose resultados controvertidos (18, 22, 52). Mize y cols. (18) mostraron que los tratamientos térmicos proporcionados por la esterilización en autoclave no mejoran la resistencia a la fatiga cíclica de las limas, pues para que los tratamientos térmicos puedan generar un efecto positivo en

las características de fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi, es necesario superar las temperaturas de transición de las aleaciones que permitan una reordenación de las fases cristalinas que provoquen cambios en la resistencia a la fatiga, lo cual consideran bastante improbable. Por su parte, un estudio de Viana y cols. (52), que compara limas nuevas con limas sometidas a 5 ciclos de esterilización sin haber sido previamente usadas, concluyó que si bien los ciclos de esterilización no hacen los instrumentos de NiTi más resistentes, tampoco generan efectos perjudiciales que pudieran reducir su resistencia a la fatiga cíclica. Es decir, los ciclos de autoclave no comprometen el comportamiento mecánico de las limas de NiTi.

Plotino y cols. (23) en su estudio sobre limas de diferentes marcas, nuevas y sometidas a 10 ciclos de autoclave sin ser previamente usadas, tampoco encontraron diferencias significativas entre los grupos antes y después de ser sometidos a los ciclos de esterilización, salvo para las limas K3 XF (de aleación R-fase), las cuales mostraron un aumento significativo del número de ciclos al fracaso tras la esterilización. No obstante, Hilfer y cols. (7) tras comparar limas TF y GTX nuevas y esterilizadas, sin ser usadas previamente, no encontraron más que una disminución en la resistencia de las limas TF de mayor conicidad (de la misma aleación que las limas K3 XF), tras la esterilización, sin que se viera afectada significativamente la resistencia a la fatiga cíclica del resto de limas testadas. Hayashi y cols. (71) consideran que los tratamientos térmicos adicionales pueden incrementar la flexibilidad de los instrumentos rotatorios de NiTi. En contraste, los estudios *in vivo* que comparan limas nuevas y esterilizadas después de instrumentar conductos curvos, muestran una disminución de la resistencia a la fatiga cíclica tras los usos (64, 68-70). Los resultados de este estudio muestran que las limas Hyflex® CM nuevas tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica que las sometidas a uno y dos ciclos de autoclave; sin embargo, cuando comparamos las limas de uno y dos ciclos entre sí, observamos que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ellas a 11 mm de la punta, pero a 5 mm la probabilidad de que las limas sometidas a 2 ciclos duren más que las de 1 es del 63% (estadísticamente significativo). De esto podemos obtener varias consideraciones.

Por un lado, el manteniendo de la resistencia a la fatiga cíclica tras los ciclos de autoclave que aseguraba el fabricante no parece evidenciarse en este estudio, puesto que en los dos niveles a los que se miden las limas, la resistencia es mayor en limas nuevas que en esterilizadas, coincidiendo con la mayor parte de la literatura existente al respecto. Y, por otro lado, la mayor resistencia de las limas sometidas a 2 ciclos frente a las de uno, medidas a 5 mm de la punta, pudiera deberse, como Serene y cols. (72) y Melo y cols. (73) observaron de forma independiente, a que los ciclos consecutivos de esterilización dan lugar a efectos acumulativos, generando un aumento en la resistencia de los instrumentos rotatorios de NiTi después de la esterilización, independientemente de que desde un punto de vista metalúrgico, las temperaturas usadas durante la esterilización puedan no ser suficientemente altas como para generar cambios en la estructura de la aleación (18, 52). Según esto, debería haber ocurrido también en las limas medidas a 11 mm de la punta, sin embargo, el hecho de que sólo haya ocurrido a nivel apical, nos lleva a considerar la flexibilidad de la lima en esa zona.

Por tanto, debido a la heterogeneidad de resultados de la literatura, es recomendable un protocolo estandarizado para testar la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios que permita comparar estudios entre sí. Asimismo, se necesitan más estudios que evalúen el efecto de los ciclos de autoclave en limas fabricadas con la nueva aleación CM-Wire para contrastar los resultados obtenidos en nuestro estudio.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio, podemos concluir que:

- La resistencia a la fatiga cíclica de las limas Hyflex® CM nuevas es significativamente mayor que las limas sometidas a uno y dos ciclos de esterilización en autoclave. Sin embargo, mientras que a 11 mm de la punta no existen diferencias significativas entre limas esterilizadas 1 o 2 veces, a 5 mm la resistencia de las limas de dos ciclos es significativamente mayor que las de uno.
- La resistencia a la fatiga cíclica es significativamente mayor a 5 que a 11 mm de la punta, en todas las limas testadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 1963;34(5):1475-77.
2. Walia H, 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.
3. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J* 2012. doi: 10.1111/iej.12049.
4. 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. *Int Endod J* 2012;45(2):113-28.
5. 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.
6. Fife D, Gambarini G, Britto Lr. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(2):251-6.
7. 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.
8. 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(2):163-72.
9. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29(1):15-9.
10. 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 Endod* 2008;105(6):798-800.
11. 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(2):125-34.
12. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45(11):1027-34.
13. 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.
14. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-10.

15. 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(9):1293-5.
16. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2011;44(3):253-8.
17. 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 Endod* 2007;103(6):843-7.
18. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24(12):843-7.
19. 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* 2012. doi 10.1007/s10266-012-0088-8.
20. Yoneyama T. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009.
21. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
22. 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.
23. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(2):222-5.
24. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.
25. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 2007;33(12):1433-7.
26. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010;43(3):226-30.
27. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36(2):305-7.
28. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. 2004;30(10):722-5.
29. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod* 2012;38(4):527-30.

30. Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The effects of dentin debris on the cyclic fatigue resistance of several nickel titanium rotary systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112(3):390-5.
31. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database Study. *J Endod* 2006;32(11):1048-52.
32. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109(4):622-8.
33. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol* 2012;3(3-4):119-22.
34. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(6):757-63.
35. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39(10):755-63.
36. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-6.
37. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006;32(11):1031-43.
38. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34(11):1406-9.
39. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34(8):1003-5.
40. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010;36(1):147-52.
41. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(11):1566-71.
42. Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2011;37(11):1553-7.

43. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod* 2013;39(3):385-8.
44. 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* 2012;38(3):376-80.
45. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(1):101-4.
46. ColteneEndo.com. Hyflex® CM Endo rotary files/Benefits. Cuyahoga Falls OH. Update 2013 Jan 30; cited 2013 Feb 3. Available at: <http://www.hyflexcm.com/features.html>.
47. Brantley WA, Svec TA, Lijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(8):567-72.
48. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2006;32(7):675-9.
49. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, 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.
50. 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.
51. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33(10):1212-6.
52. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):709-15.
53. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27(12):772-4.
54. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*. 1999;32:115-9.
55. McCabe JF, Walls AW. The treatment of results for tensile bond strength testing. *J Dent* 1986;14:165-8.
56. Ibrahim WM, McCabe JF. The use of Weibull statistics in mechanical testing of brittle dental materials. *J Nihon Univ Sch Dent* 1993;35(4):225-9.
57. 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.

58. Abernethy RB. The New Weibull Handbook. Reliability & Statistical analysis for Predicting Life, Safety, Survivability, Risk, Cost and Warranty Claims. 4th ed. North Palm Beach, FL; 2000.
59. New American Dental Association Specification no. 28 for endodontic files and reamers. Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assoc 1976;93:813-7.
60. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. J Endod 2006;32(1):55-7.
61. Arias A, Perez-Higueras 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.
62. 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.
63. Ravi Chandran KS, Chang P, Cashman GT. Competing failure modes and complex SN curves in fatigue of structural materials. Int J Fatigue 2010;32:482-91.
64. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 2001;34(5):386-9.
65. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2007;33(6):737-41.
66. Haikel Y, Serfati R, Bateman G, Senger B, Alleman C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1999;25(6):434-40.
67. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. Int Endod J. 2000;33(3):204-7.
68. Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109(3):e131-4.
69. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. Int Endod J 2006;39(9):716-23.
70. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;100(2):249-55.
71. 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.
72. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: Applications in endodontics. St.Louis, USA: Ishiyaku EuroAmerica; 1995.

73. Craveiro de Melo C, de Azevedo Bahía MG, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(11):765-9.

