

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA II



TESIS DOCTORAL

**Análisis de los factores que influyen en la
resistencia de los instrumentos de Níquel-Titanio
a la fatiga cíclica flexural**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Juan José Pérez-Higueras Sánchez-Escalonilla

DIRECTORES

José Carlos de la Macorra García
Ana María Arias Paniagua

Madrid, 2017

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA II



"Análisis de los factores que influyen en la resistencia de los instrumentos de Níquel-Titanio a la fatiga cíclica flexural"

Tesis Doctoral

Presentada por **Juan José Pérez-Higueras Sánchez-Escalonilla**
para optar al grado de Doctor.

Directores:

Prof. Dr. José Carlos de la Macorra García

Profesor Titular del departamento de Estomatología II

Prof. Dra. Ana María Arias Paniagua

Profesora Ayudante Doctora del departamento de Estomatología II

MADRID, 2016

Agradecimientos

Me gustaría agradecer en estas líneas la ayuda y apoyo que muchas personas y colegas me han prestado durante el proceso de investigación de este trabajo, sin ellos esta Tesis Doctoral no habría sido posible.

En primer lugar quería agradecer a mis tutores el Dr. José Carlos de la Macorra y la Dra. Ana Arias por haberme guiado en este trabajo. Excelentes profesores, investigadores y personas. Muchas gracias por todo el tiempo dedicado, por vuestra paciencia, vuestras enseñanzas y por haber sido capaces de motivarme y sacar lo mejor de mí. Sois sencillamente brillantes.

Al Dr. Ove A. Peters por su colaboración en las últimas fases de la investigación de esta Tesis Doctoral. Es un orgullo haber podido investigar con él.

A los profesores del Máster de Endodoncia de la Universidad Complutense de Madrid, en especial al Dr. Ernesto García Barbero, por haberme transmitido y seguir transmitiendo tantos conocimientos sobre endodoncia.

A mis compañeros de la asignatura Terapéutica Dental Compleja, dirigida por el Dr. Enrique García Barbero, de los cuales he aprendido y sigo aprendiendo día a día. Sois un gran equipo profesional y humano.

En último lugar no puedo olvidar a todos aquellos que confiaron ciegamente en mí y me dieron aliento en momentos de crisis. A mi familia por su apoyo y por haberme sabido inculcar valores esenciales sobre el trabajo y el esfuerzo. A mis amigos Carmen, Noe, Diana y Javi por escucharme cada vez que lo he necesitado y a mis compañeros y amigos del Máster de Endodoncia de la Universidad Complutense por haberme apoyado en todo momento y estar presentes en todo este proceso.

DEDICATORIA

***A mis padres que hicieron todo en la vida para que yo pudiera
alcanzar mis sueños. Esta tesis también es vuestra.***

ÍNDICE:

1. RESUMEN.....	4
2. ABSTRACT	10
ARTÍCULO 1	50
<i>Arias A, Pérez-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.</i>	
ARTÍCULO 2	55
<i>Arias A, Pérez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. Int Endod J. 2014 Mar;47(3):257-63.</i>	
ARTÍCULO 3	62
<i>Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion J Endod. 2013 Dec;39(12):1585-8.</i>	
ARTÍCULO 4	66
<i>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 Sep;40(9):1477-81.</i>	
3. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN	16
4. OBJETIVOS.....	39
5. HIPÓTESIS	41
6. MATERIALES Y MÉTODOS.....	43
7. ARTÍCULOS INCLUIDOS EN ESTA TESIS	49
8. RESÚMENES DE LOS ARTÍCULOS.....	71
9. DISCUSIÓN.....	81
10. CONCLUSIONES	92
BIBLIOGRAFÍA.....	94

1. RESUMEN

La presente Tesis Doctoral está formada por 4 artículos de investigación publicados en las revistas *Journal of Endodontics* e *International Endodontic Journal* entre Septiembre de 2012 y Septiembre 2014.

INTRODUCCIÓN

El Níquel-Titanio (NiTi) fue desarrollado por WH. Buehler para el programa espacial del Laboratorio de Ordenanza Naval (EEUU). Esta aleación tiene características de superelasticidad (capacidad de recuperar su forma inicial tras ser deformada) y de memoria de forma (si se somete a un tratamiento térmico) debido a la transición de austenita a martensita (dos posibles fases microestructurales con diferentes propiedades mecánicas).

Aunque Civjan (1975) fue quién primeramente sugirió la superioridad de los alambres de NiTi para la creación de instrumentos endodónticos, no fue hasta 1988 cuándo Walia publicó la mayor flexibilidad y resistencia horaria y antihoraria a la rotación de instrumentos de NiTi cuando eran comparados con limas de acero inoxidable.

Desde entonces hasta hoy, los sistemas de conformación de NiTi han evolucionado hasta convertirse en la herramienta estándar para trabajar los conductos radiculares debido a su alta flexibilidad, capacidad de corte y porque son capaces de crear preparaciones centradas de una forma más rápida. Sin embargo, estos instrumentos tienden a fracturarse de forma inesperada debido a la fatiga cíclica flexural (FCF), la cual se produce por los ciclos de tensión-compresión a los que son sujetos cuando son flexionadas y rotadas en la región de máxima curvatura.

Varios factores pueden influir en la resistencia a la FCF. En primer lugar, los principales factores que puede determinar la resistencia a la FCF son los factores anatómicos como el radio y ángulo de curvatura del conducto radicular (descrito por Pruett en 1997). En segundo lugar, algunas características de los instrumentos como la aleación, diámetro y diseño pueden influir en la resistencia de los instrumentos. Otros factores como el uso clínico, el proceso de esterilización o el contacto de la lima con soluciones corrosivas pueden también afectar a la resistencia a la FCF.

Estudios publicados han descrito que la tasa de fractura de las limas puede variar del 1.67% al 5% durante los tratamientos de conductos radiculares e indican que algunas de estas fracturas no mostraron signos de fatiga previamente, convirtiendo el suceso en algo poco predecible.

Los test de resistencia a la FCF publicados en los últimos años usan diferentes protocolos y dispositivos. Plotino y cols. (2009) revisaron todos estos estudios y concluyeron que las diferencias en la metodología podrían afectar a los resultados obtenidos. Además algunos de los dispositivos utilizados no establecían un punto fijo de fatiga o no garantizaban la estabilidad de la lima durante el test.

Los fabricantes e investigadores han intentado aumentar la resistencia a la fractura de las limas de NiTi. Las nuevas aleaciones (MWire, R-Phase, Gold y Blue) han sido desarrolladas con el fin de beneficiarse de la flexibilidad y resistencia fase martensítica del NiTi y reducir así también el riesgo de transporte apical o deformación del conducto. Todas estas aleaciones contienen una cierta cantidad de NiTi en fase martensítica en su estructura. También, se han propuesto nuevos movimientos como el reciprocante (en vez de la rotación continua) y nuevas filosofías de uso como el concepto “*lima única*” (que limita el uso de las limas a un solo tratamiento) para evitar la fractura inesperada.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

El objetivo principal de esta Tesis Doctoral es evaluar cómo factores como la aleación, el movimiento, la esterilización y el uso clínico pueden influir en la resistencia a la FCF de limas de endodoncia.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS DE LOS ARTÍCULOS

Artículo 1: El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la FCF a diferentes alturas de los nuevos instrumentos WaveOne y Reciproc, ambos fabricadas con aleación MWire y diseñados para ser utilizados con movimiento reciprocante.

Artículo 2: El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la FCF de limas GT (NiTi convencional) y GTX (aleación MWire) nuevas, esterilizadas y usadas clínicamente.

Artículo 3: El objetivo de este estudio es comparar la resistencia a la FCF de las limas K3 (NiTi convencional), K3XF (R-Phase) y TF (R-Phase) en rotación continua y movimiento reciprocante.

Artículo 4: El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la FCF de las limas PTU(NiTi convencional) y PTN (MWire) en diferentes puntos de la parte activa.

Todas las limas fueron testadas en un dispositivo de fatiga cíclica diseñado por el Dr. de la Macorra y la Dra. Ana Arias. El dispositivo tiene una pieza de acero inoxidable con 11 canales semicirculares abiertos que constan de dos porciones rectas unidas por un ángulo de 60° y un radio de curvatura de 3 mm cuyos diámetros de 0.4 a 1.4 mm en incrementos de 0.1 mm. Esta pieza está unida a una base para ajustar su posición en las 3 posiciones del espacio. El eje X sostiene la pieza de mano para acercar o alejar a una segunda plataforma, en la cual está posicionada la pieza de acero inoxidable con los canales labrados. Un dispositivo de cierre permite la visualización de las limas, asegura la posición de la misma durante el test y protege al operador. Tras establecer el punto de fatiga y posicionarlas en el dispositivo, todas las limas fueron accionadas hasta la fractura. El tiempo de fractura se registró con un cronómetro 1/100.

LIMAS USADAS Y PUNTO DE FATIGA

Artículo 1. Se han usado 120 limas nuevas: 60 WaveOne (Primary) y 60 Reciproc (R25). 30 de cada marca se probaron a 5 y a 13 mm de la punta usando las recomendaciones del fabricante para cada instrumento.

Artículo 2. 160 limas nuevas (80 GT #30.06 y 80 GT series X #30.06) fueron divididas en cuatro grupos experimentales (n = 20 cada uno). Los grupos controles fueron limas nuevas y limas nuevas esterilizadas. En los grupos experimentales los instrumentos fueron usados en tres o cuatro molares. Todas las limas fueron testadas a 3mm de la lima.

Artículo 3. 210 limas (#30.06): 60 K3, 60 K3XF, y 90 TF, fueron divididas en 7 grupos experimentales (n=30 limas cada uno). Tres grupos fueron accionadas a 300 rpm, un grupo a 500 rpm y tres en movimiento recíprocante. El punto de fatiga fue establecido a 5 mm de la punta.

Artículo 4. 420 limas se usaron en este estudio. 240 Protaper Universal (PTU) (S1, F1, F2, y F3) y 180 Protaper Next (PTN) (X1, X2, y X3) se dividieron en 14 grupos de 30 instrumentos. El punto de fractura se estableció a 5 mm para todos los tipos y en un punto en el que limas similares (S1- F1- X1, X2-F2 y F3-X3) tienen el mismo diámetro.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se usó el análisis de Weibull (Weibull++7; Reliasoft Corporation, Tucson AZ) para analizar los datos y se calcularon los siguientes parámetros con un intervalo de confianza del 95% para cada grupo:

1. Vida media (segundos): tiempo esperado hasta el fallo.

2. Beta: parámetro de pendiente o de forma (adimensional). Representa la pendiente de las líneas de regresión en los gráficos de probabilidad de Weibull y es particularmente significativo porque proporciona información sobre la física del fallo.

3. Eta (segundos): Vida característica o parámetro de escala. Es el tiempo típico en el análisis de Weibull para expresar el tiempo hasta la fractura. Definido como el tiempo esperado al cual el 63.2% de las muestras se han fracturado (la probabilidad de fallo es 0.63).

Se realizaron comparaciones para establecer diferencias entre grupos.

RESULTADOS

Artículo 1. La vida media fue significativamente mayor para Reciproc que para WaveOne a ambos niveles, siendo la vida media de Reciproc un 62% mayor que la de WaveOne a 5mm y del 100% a 13mm (estadísticamente significativo). La resistencia fue mayor a 5mm que a 13mm en ambos sistemas. Los resultados pueden haber sido parcialmente condicionados por los diferentes tipos de movimiento recíprocante para cada sistema.

Artículo 2. Las limas GTX nuevas y esterilizadas mostraron una mayor resistencia a la FCF que las limas GT con una probabilidad del 75% y del 65% respectivamente. La vida media fue significativamente mayor para GT que para GTX en limas usadas con una probabilidad del 68%. Las limas esterilizadas GT duran más en rotación con una probabilidad del 66%. Para ambas marcas las limas sin usar y las esterilizadas duran significativamente más que las limas usadas clínicamente con una probabilidad del 98%. La probabilidad de que GT dure más usada en 3 molares que en 4 molares fue del 62% (estadísticamente significativo) mientras que para GTX fue del 52%(no estadísticamente significativo).

Artículo 3. La vida media fue mayor cuando se utilizó movimiento recíprocante que rotación continua para todas las limas (100% para K3, 87% para K3XF, y 99% para TF). Bajo rotación continua, K3XF fue más resistente que K3 y TF. TF duró significativamente más que K3. TF fue más resistente cuando fue rotada a 300 rpm que a 500 rpm. Usadas con movimiento recíprocante no hubo diferencias estadísticamente significativas entre K3XF y TF, pero ambas tuvieron una vida media significativamente mayor que K3 (78% para TF y 86% para K3XF).

Artículo 4. Los instrumentos PTN duraron más de forma significativa que PTU con una probabilidad del 98% en todos los niveles analizados, salvo en el caso de S1 que fue el instrumento más resistente a 5 mm de la punta.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES GENERALES

Las nuevas aleaciones de NiTi martensítico y el movimiento recíprocante aumentan la resistencia a la FCF de los instrumentos. El uso clínico disminuye la resistencia a la FCF. La superioridad de los instrumentos MWire cuando son nuevos no se mantiene tras su uso en 3 o 4 molares, siendo su resistencia menor que los instrumentos de NiTi convencional tras un número de usos. La esterilización en autoclave aumenta la resistencia a la FCF pero solo de instrumentos fabricados con NiTi convencional.

CONCLUSIONES ESPECÍFICAS DE LOS ARTÍCULOS.

Artículo 1. Las limas Reciproc fueron más resistentes a la FCF que las limas WaveOne a ambas distancias de la punta. Ambos sistemas tuvieron una mayor resistencia a la FCF a 5 mm que a 13 mm de la punta.

Artículo 2. Las limas nuevas o esterilizadas GTX mostraron una mayor vida media que las limas GT, pero la vida media de GT fue significativamente mayor que la de GTX a 3 mm de la punta tras su uso clínico. La esterilización en autoclave aumentó la resistencia a la FCF de las limas GT. El uso clínico de las limas disminuyó la resistencia a la FCF.

Artículo 3. El movimiento recíprocante y la aleación R-Phase aumentó la resistencia a la FCF.

Artículo 4. El instrumento S1 de PTU fue el más resistente significativamente a 5 mm de la punta. Las limas PTN fueron significativamente más resistentes a la FCF en el resto de niveles testados.

2. ABSTRACT

This thesis is composed of 4 research papers published in the Journal of Endodontics and International Endodontic Journal between September 2012 and September 2014.

INTRODUCTION

WH Buehler developed Nickel-Titanium (NiTi) alloy for the special program of the Naval Ordnance Laboratory. This alloy has the characteristics of super-elasticity (ability to recover the initial shape after being deformed) and shape memory (when subjected to a controlled thermal treatment) due to the transition from and to austenite and martensite (two possible microstructural phases) with different mechanical properties.

Although Civjan (1975) was the first one suggesting the use of NiTi wires for endodontic instruments to benefit from its superiority, it was not until 1988 that Walia published the greater flexibility and resistance to clockwise and counterclockwise rotation of NiTi instruments when compared to conventional stainless steel (SS) files.

Since then, NiTi rotary shaping systems have evolved to become a standard tool with which to shape root canals because of their high flexibility and cutting ability and because they create centered preparations more rapidly. However, they tend to unexpectedly breakage because of flexural cyclic fatigue (FCF), which is induced by the alternating tension-compression cycles to which they are subjected to when flexed in the maximum curvature region of the canal and rotated.

Many factors are believed to influence FCF resistance of files. Firstly anatomical factors such as radius and angle of curvature, as described by Pruett in 1997, are the main factors that can determine the resistance of files to FCF. Second, some instrument characteristics such as alloy, diameter and design has been also reported. Other factors like use mechanisms, autoclaving or the contact of the file with corrosive solutions may also have an influence in FCF resistance of files.

Published studies have reported varying incidences from 1,67% to 5% of file breakages during root canal treatments and shown that some of them do not show signs of fatigue and therefore breakage is somehow unexpected in some of them.

Many FCF test has been published in the last years using different protocols and different devices. Plotino et al. (2009) reviewed all these studies and concluded that the differences in the methodology affected the results on fatigue behavior of these studies.

Moreover some of the used devices did not establish a fixed point of fatigue or the file stability throughout the test.

Manufacturers and researchers keep trying to enhance fracture resistance of NiTi files. New alloys (MWire, R-Phase, Gold and Blue) have being developed to benefit from the martensitic phase of NiTi to make instruments more flexible, resistant and reducing the risk of apical transportation or canal deformation. All these new wires contain a certain amount of NiTi in martensitic phase in their structure under clinical conditions. Also, new kinematics have been proposed as reciprocation motions (instead of continuous rotation) and new philosophies of use as "*one file endo*" (that limit the use of the files to one only treatment) to avoid unexpected breakage.

OBJETIVES

GENERAL OBJETIVE

The main aim of this thesis is to evaluate how factors such as alloy, kinematics, autoclaving and clinical aging can influence FCF of endodontic files.

SPECIFIC OBJETIVES OF THE PAPERS

Paper 1. To compare the FCF resistance of new M-Wire reciprocating WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and Reciproc (VDW GmbH, Munich, Germany) instruments at 2 different levels.

Paper 2. To compare static FCF resistance of unused, unused and sterilized and clinically used conventional NiTi GT and M-Wire GTX files.

Paper 3. To compare the FCF resistance of K3 (SybronEndo, Orange, CA), K3XF (SybronEndo), and TF (SybronEndo) files under continuous rotation and reciprocating motion.

Paper 4. To compare FCF resistance of ProTaper Universal (PTU; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) and ProTaper Next (PTN, Dentsply Tulsa Dental) instruments at different points of curvature.

MATERIAL AND METHODS

CYCLIC FATIGUE DEVICE

All files will be tested in a FCF device designed by Dr. de la Macorra and Dr. Arias. The device has a hardened stainless steel piece with 11 carved, open semicanals with 2 straight open portions joined by a 60° curvature with a 3 mm radius, with diameters ranging from 0.4–1.4 mm and a depth of 0.1 mm greater than each width. This piece was attached to a base that allowed for adjusting the positions of the files on the 3 axes of space. The x-axis held the dental hand-piece and was approached or separated from a second platform, which held the stainless steel carved piece. This second platform adjusted the vertical (y-axis) and depth (z-axis) positions of the canals. A swiveling top face cover allowed for the visualization of the files and protected the operator. After establishing the fatigue point and positioning in the device, all files were actioned, with pre-established kinematics, until fracture and the time to fracture was registered with a 1/100 chronometer.

FILES USED AND POINT OF FATIGUE

Paper 1. 120 new files were used: 60 Waveone(Primary) and 60 Reciproc(R25). 30 of each branch were tested either at 5 mm and at 13 mm from the tip using directions for use recommended by the manufacturer for each specific instrument.

Paper 2. 160 (80 GT #30.06 and 80 GT series X #30.06) were divided into four control groups and four experimental groups (n = 20 each). Control groups were made of new unused files and new sterilized files. In the experimental groups, instruments were used in three or four molars. All files were tested at 3 mm from the tip.

Paper 3. 210 (#30.06 files (60 K3, 60 K3XF, and 90 TF files), were divided into 7 groups (30 files each). Three groups were rotated at 300rpm, one group were rotated at 500rpm and three were used in reciprocation motion. All files were tested at 5 mm from the tip.

Paper 4. 420 were used for this study. 240 PTU (S1, F1, F2, and F3) and 180 PTN (X1, X2, and X3) were divided in 14 groups of 30 instruments each. The points of fracture were 5 mm for all types and a point where S1 F1 and X1, F2 and X2, and F3 and X3 respectively had the same diameter.

STATISTICAL APPROACH

Weibull analysis (Weibull++7; Reliasoft Corporation, Tucson AZ) was used to analyze data and to calculate different parameters and their 95% confidence intervals for each group including the following:

1. Mean life (seconds): The expected or average time to failure.

2. Beta: The slope or shape parameter (dimensionless). This value represents the slopes of the regressed lines in the Weibull probability plot and is particularly significant because it provides information about the physics of the failure.

3. Eta (seconds): Characteristic life or scale parameter. Eta is the typical time to failure in Weibull analysis related to the mean time to failure. It is defined as the expected time that 63.2% of the files has failed (ie, the probability of failure being 0.63 at this time point).

Comparison between the groups allowed for the determination of whether items from 1 set would outlast those of the others.

RESULTS

Paper 1. The probability of the mean life was higher for Reciproc than WaveOne files at both levels, with the probability of the Reciproc mean life being 62% higher than that of WaveOne at 5 mm from the tip and 100% higher at 13 mm (all statistically significant). The probability of the mean life was higher at 5 mm than at 13 mm in both systems. The results may have been partially conditioned by the different motions that manufacturers recommend for each system.

Paper 2. Unused and sterilized GTX files will last significantly longer than GT files with a probability of 75% and 65%, respectively; whilst mean life was significantly longer for GT than for GTX in used files with a probability of 68%. Sterilized GT files will last longer than unused files with a probability of 66%. In both brands, unused and sterilized files will last significantly longer than files used clinically with a probability higher than 98%. The probability that GT will last longer after being used in three rather than four molars was 62% (statistically significant) and 52% (not statistically significant) for GTX.

Paper 3. The probability of a longer mean life was greater under reciprocating motion for all of the files (100% for K3, 87% for K3XF, and 99% for TF). Under continuous rotation, K3XF was more resistant than K3 and TF. TF lasted significantly longer than K3. TF was more resistant to FCF when rotated at 300 rpm instead of 500 rpm. Under reciprocating motion, there were no significant differences between K3XF and TF mean lives, but both were significantly longer than the K3 mean life (78% for TF and 86% for K3XF).

Paper 4. PTN instruments will last significantly longer than PTU files with a probability higher than 98% at all tested levels except for S1, which was the significantly the most resistant instrument to CF at 5 mm from the tip.

CONCLUSIONS

GENERAL CONCLUSION

Instruments made of new martensitic NiTi alloys and reciprocating motions increase FCF resistance of files. Clinical usage decreases FCF resistance of instruments. The superiority of MWire instruments when new is no longer effective after their use in 3 or 4 molars, being their FCF resistance lower than that of conventional NiTi instruments. Autoclaving increases FCF resistance but only for conventional NiTi instruments.

SPECIFIC CONCLUSIONS OF THE PAPERS

Paper 1. Reciproc files were more resistant to cyclic fatigue than WaveOne files at both distances from the tip. Both systems had greater cyclic fatigue resistance at 5 mm than at 13 mm from the tip.

Paper 2. GTX files had an extended cyclic fatigue life when compared with GT when they were unused or unused and sterilized, but GT were significantly more resistant to cyclic fatigue after clinical usage than GT series X files at 3 mm from the tip. Sterilization of files increased cyclic fatigue resistance of GT instruments. Clinical use of files diminished FCF resistance.

Paper 3. Reciprocating motion and R-phase alloys increase FCF resistance.

Paper 4. PTU S1 was significantly the most resistant instrument at 5 mm from the tip. PTN files were significantly more resistant to FCF than PTU instruments at all the other tested levels.

3. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

3.1. ESTRUCTURA DE ESTA TESIS

La presente Tesis Doctoral está formada por 4 artículos científicos de investigación publicados en *Journal of Endodontics* e *International Endodontic Journal* entre Septiembre de 2012 y Septiembre de 2014.

Los artículos incluidos en la presente Tesis Doctoral ordenados cronológicamente son los siguientes:

- Arias A, Pérez-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. (1).

- Arias A, Pérez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014 Mar;47(3):257-63.(2)

- Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion *J Endod.* 2013 Dec;39(12):1585-8. (3)

- 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 Sep;40(9):1477-81. (4)

3.2. CARACTERIZACIÓN DE LAS ALEACIONES DE NÍQUEL-TITANIO CONVENCIONALES

El Níquel-Titanio (en adelante NiTi) fue desarrollado el siglo pasado por W.F. Buehler, investigador metalúrgico, quién buscaba una aleación no magnética resistente a la sal y al agua para el programa espacial del Laboratorio de Ordenanza Naval (Naval Ordnance Laboratory) en Silver Springs, Maryland USA (5).

La aleación fue denominada *nitinol*, un acrónimo de los elementos de los cuales está compuesta, *ni* para el Níquel, *ti* para el Titanio y *noI* para Naval Ordnance Laboratory. El nitinol tenía un comportamiento superelástico, es decir, era capaz de deformarse al ser sometido a una carga y recuperar completamente su forma inicial al cesar dicha carga. Además la aleación poseía "memoria de forma" si se sometía a un tratamiento térmico controlado (5), o lo que es lo mismo la capacidad de volver a su disposición original tras desaparecer la carga que la ha deformado previamente mediante una variación en la temperatura de la aleación (6, 7). Así se denominan nitinol todas aquellas aleaciones intermetálicas de Níquel y Titanio que poseen propiedades de **memoria de forma y superelasticidad**.

La composición química de la mayor parte del NiTi corresponde al *55-Nitinol*, que está formado por un 56% en peso de Ni y un 44% en peso de Ti (8). La relación de estos dos metales en la aleación es equiatómica (relación 1:1). El porcentaje en peso del Ni es mayor que el del Ti ya que el átomo de Ni (número atómico =28, peso atómico= 58,69) es de mayor tamaño que el átomo de Ti (número atómico=22, peso atómico= 47,86).

En las aleaciones de nitinol, los átomos de Ni y de Ti pueden disponerse en diferentes formas espaciales. Estas diferentes disposiciones se denominan fases microestructurales o fases cristalográficas de la aleación. Principalmente existen dos (8-10):

a) **Fase Austenítica**. Denominada fase de alta temperatura o fase madre. La disposición de los átomos sigue una distribución B2 cúbica. La aleación de NiTi está en esta fase a temperatura ambiente (9).

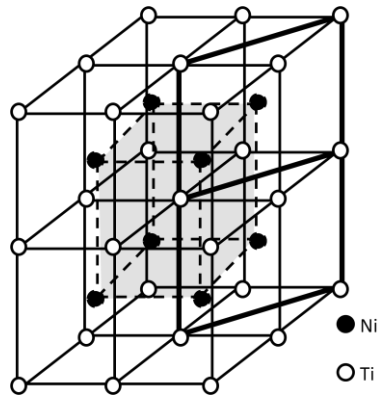


Figura 1. Disposición atómica en fase B2 cúbica - austenítica.

b) **Fase Martensítica.** Denominada fase de baja temperatura. La disposición de los átomos sigue una distribución B19' monoclinica. La aleación de NiTi está en esta fase a baja temperatura (9).

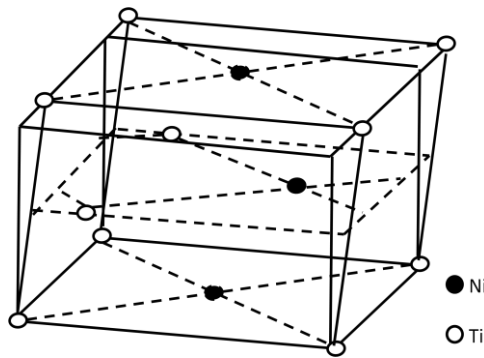


Figura 2. Disposición atómica en fase B19' monoclinica - martensítica.

También ha sido descrita otra fase microestructural para la aleación de NiTi denominada **Fase R o pre-martensítica.** La disposición de los átomos en esta fase es romboidal (9, 11, 12).

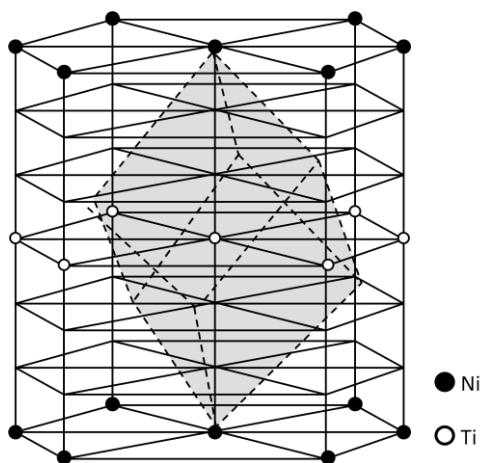


Figura 3. Disposición atómica en fase romboidal - fase R.

Es importante conocer las diferentes fases microestructurales ya que la aleación de NiTi va a tener propiedades mecánicas diferentes en función de la fase en la que se encuentre (13). Se ha definido la fase **austenítica** como la fase "dura" o fase "fuerte" y se caracteriza por tener un comportamiento elástico o la capacidad de que tras ceder la fuerza que provoca la deformación, el material puede recuperar su disposición inicial. En el caso de la aleación de NiTi, esta puede llegar a deformarse un 8% y recuperar su disposición original (en comparación con otros metales como el acero que sólo son capaces de deformarse un 1%) por lo que se considera que tiene propiedades de superelasticidad (8, 9). La fase **martensítica** se describe como fase "blanda" o "dúctil", y se caracteriza por tener un comportamiento plástico, es decir, tras el cese de la fuerza que provoca la deformación, la aleación mantiene dicha deformación (9).

Por otro lado, la aleación es capaz de pasar de una fase microestructural a otra si se somete a estrés mecánico o a un cambio de temperatura. Esta posibilidad de alternar entre fases es lo que confiere a la aleación sus dos propiedades características: superelasticidad y memoria de forma (8).

MEMORIA DE FORMA. CAMBIO DE FASE POR TEMPERATURA.

A una temperatura relativamente alta (100°) la aleación de NiTi se encuentra en fase austenítica. Si la aleación se enfría, a partir de una determinada temperatura los cristales de la aleación van cambiando su disposición microestructural variando de B2-cúbica a B19'-monoclínica de forma gradual, reduciéndose así el porcentaje de cristales en fase austenítica y sustituyéndose por cristales en fase martensítica, hasta una determinada temperatura en la que todos los cristales de la aleación han pasado a disposición martensítica. La temperatura en la que comienza esta transición se denomina temperatura *Ms* (*Martensitic transformation start*). La temperatura a la cual toda la aleación está en conformación martensítica es la temperatura *Mf* (*Martensitic transformacion finish*) (8, 9).

Del mismo modo y en el sentido inverso partiendo de una disposición martensítica a baja temperatura, según la aleación va calentándose, a partir de una denominada temperatura los cristales de Nitinol martensítico empiezan a cambiar su disposición a Nitinol con estructura austenítica. La temperatura a la cual comienza esta transformación austenítica es la temperatura *As* (*Austenitic transformation start*) y la temperatura a la cual esta transformación se da por finalizada se denomina temperatura *Af* (*Austenitic transformation finish*) (5, 8, 9). Es decir, la aleación no cambia en bloque de fase microestructural, sino que

existe un rango de temperaturas en las que la aleación se está transformando y no está completamente ni en fase martensítica ni en fase austenítica, sino en una mezcla de ambas. Este rango de temperaturas se denomina *rango de temperaturas de transición* o RTT o el *rango de temperaturas de transición reverso* o RTTR, según vayamos en uno u otro sentido. En éste rango de temperaturas de transición y en una franja muy estrecha estaría situada la fase-R.

Según se ha descrito, las temperaturas de comienzo y finalización de dichas transformaciones en ambos sentidos no suelen coincidir: la Ms y la Af no suelen coincidir y lo mismo ocurre con la Mf y la As. Esto es una situación típica de histéresis, es decir, es imposible saber la conformación microestructural de la aleación a una determinada temperatura si no se conoce el sentido de la transformación.

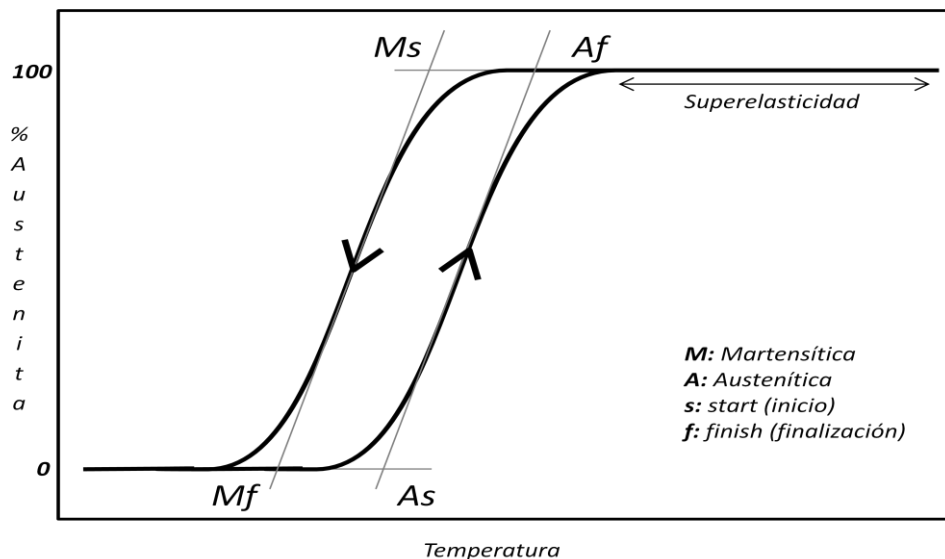


Figura 4. Histéresis de la transformación martensítica.

Este cambio microestructural producido en la aleación, por el cambio de temperatura, ocurre por un proceso de deslizamiento de átomos. No se observan cambios macroscópicos durante la transformación de fase, pero si la aleación está en fase martensítica y le aplicamos una fuerza externa, ésta puede ser deformada fácilmente en una dirección por un proceso llamado de-parejamiento de átomos, hacia una martensita de-parejada.

La deformación puede ser revertida calentado la aleación por encima de la RTT (o el rango de temperatura de reverso de transformación RTTR) con el resultado de que las propiedades de la aleación vuelven a las propiedades anteriores: vuelve a la estructura austenítica y a la orientación cúbica de sus cristales. El movimiento total atómico entre planos adyacentes es menor que una distancia interatómica. Este fenómeno se denomina **memoria**

de forma y permite a la aleación volver a su configuración previa mediante la formación de uniones fuertes direccionales entre electrones unidos para desplazar a los átomos a sus posiciones anteriores. El efecto de esta transformación es, a todos los efectos, instantáneo.

Es posible, usando el efecto de memoria de forma, *educar* a la aleación de NiTi a tener una determinada conformación a una determinada temperatura (8).

El RTT nominal para cada aleación de NiTi depende de su composición, debido a la variabilidad del número de electrones disponibles para uniones que es constante para una composición dada de una aleación de NiTi específica. Concretamente el RTT del 55-nitinol de una aleación 1:1 (equiatómica) está en el rango comprendido entre -50 y 100°C.

El RTT puede ser alterado mediante diferentes mecanismos:

- Durante la fabricación: tratamiento en frío y tratamiento térmico.
- Variando la composición de la aleación aumentando el porcentaje de Ni. Este factor puede dar lugar a la formación de una fase secundaria NiTi₃.
- Variando la composición de la aleación sustituyendo el Ni por Co. El Co tiene un electrón menos que el Ni, lo cual disminuye el número total de uniones por electrones, afectando este hecho disminuyendo la RTT.

SUPERELASTICIDAD. CAMBIO DE FASE POR ESTRÉS MECÁNICO.

La transición de la fase austenítica a martensítica puede ocurrir también como resultado de la aplicación de estrés mecánico como el que sufren los instrumentos endodónticos durante la preparación de los conductos.

En la mayoría de los metales cuando una fuerza externa provoca una determinada cantidad de deslizamientos en la red de átomos, se produce una deformación permanente. Sin embargo en las aleaciones de NiTi, se permite una transformación martensítica en vez de este deslizamiento.

La siguiente gráfica de tensión-deformación muestra el comportamiento de la aleación sometida a una determinada cantidad de estrés. Se observan tres zonas claramente diferenciadas.

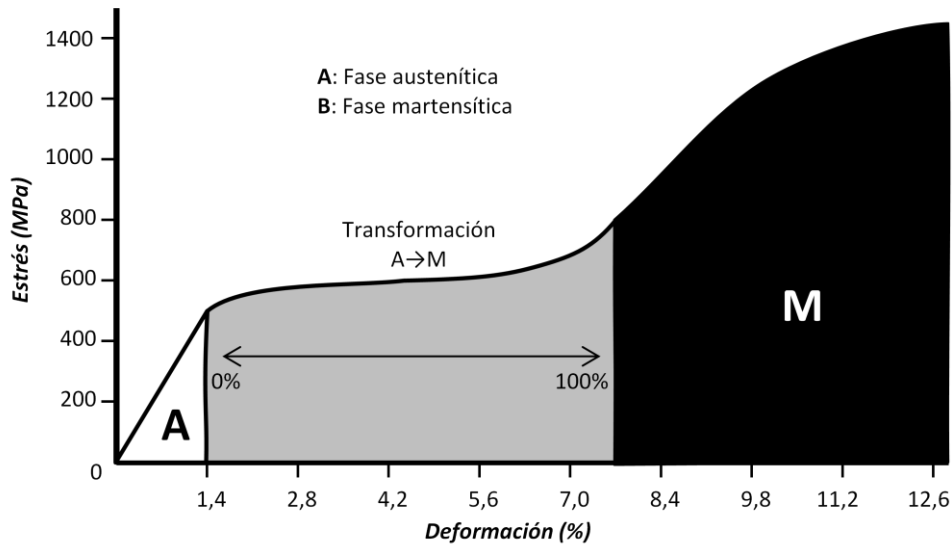


Figura 5. Transformación de fase del NiTi.

1. Deformación de la fase austenítica. Zona de deformación elástica proporcional. Es la deformación de la aleación en estado austenítico.
2. Deformación en la zona de transición de austenítica a martensítica. Es una zona de deformación proporcional, sin embargo la pendiente de ésta zona es notablemente menor, con lo que se produce gran cantidad de deformación sin precisar un gran aumento del estrés.
3. Deformación de la fase martensítica. Es una zona que muestra un comportamiento típico de una gráfica de tensión-deformación donde existe una zona lineal elástica, un límite de elasticidad y un punto de fractura.

Es así el hecho de que la aleación cambie de fase austenítica a martensítica durante la deformación el responsable del comportamiento superelástico.

La superelasticidad del NiTi permite que éste se deforme hasta un 8% y que esta deformación sea recuperable, lo que sería imposible sin este cambio de fase. Existen otras aleaciones como Cobre-Zinc, Cobre-Aluminio, Oro-Cadmio y Níquel-Niobio que también han demostrado tener propiedades de superelasticidad (5).

En resumen, la transición entre sus fases microestructurales es la responsable de las dos características diferenciales de las aleaciones de nitinol: la memoria de forma y la superelasticidad. El siguiente esquema muestra la transición entre fases según los dos mecanismos anteriormente expuestos: temperatura y estrés mecánico.

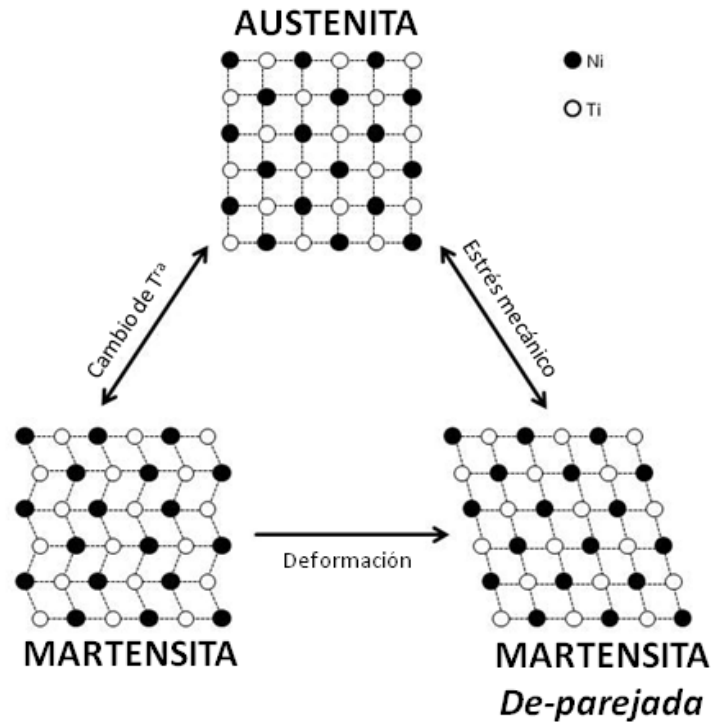


Figura 6. Cambios de fase del NiTi.

3.3 EMPLEO DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA

3.3.1. INTRODUCCIÓN DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA

En 1975 Civjan planteó el uso de alambres de NiTi para la fabricación de limas de endodoncia ya que aportaba unas mejores propiedades mecánicas, una mayor resistencia y un menor módulo de elasticidad (es decir, era más flexible) en comparación con el acero inoxidable (14-17). El objetivo era facilitar la instrumentación de los conductos curvos ya que los instrumentos de NiTi, al tener un comportamiento elástico, no se deformarían de una forma permanente tan fácilmente como ocurriría con las aleaciones convencionales (18).

Sin embargo no fue hasta 1988, que Walia y cols. publicaron el primer trabajo de investigación utilizando limas fabricadas con NiTi. Los autores se centraron concretamente en estudiar dos propiedades de esta aleación: la resistencia a la torsión (horaria y antihoraria) y la flexibilidad (16).

Para ello, mediante un proceso de fabricación único confeccionaron unos prototipos de limas manuales de acero y NiTi de diámetro apical #15 y sección triangular. Tanto las limas de acero inoxidable como las limas de NiTi fueron sometidas a tres tests: rotación horaria,

rotación antihoraria y flexión en Cantilever (hasta los 90°) siguiendo la metodología aplicada previamente por Krupp en 1984 (19). Todos estos test fueron aplicados a 3 mm de la punta de la lima. Se obtuvieron también imágenes de microscopía electrónica de los especímenes.

Los resultados indicaron que los especímenes confeccionados con nitinol requerían para flexionarlos hasta los 90°. una menor fuerza que los especímenes de acero inoxidable. Respecto a la resistencia a la torsión horaria y antihoraria, los especímenes de Nitinol rotaron 900° horariamente hasta el punto de fractura torsional, respecto a la rotación horaria de 630° que permitían los instrumentos de acero inoxidable. Además rotaron 450° grados antihorariamente respecto a los 270° de los especímenes de acero inoxidable. La superficie de fractura de los instrumentos de acero inoxidable y de los instrumentos de nitinol mostraron esencialmente las mismas características, al ser observada al microscopio electrónico.

Los autores concluyeron que:

- Las limas de NiTi eran de dos a tres veces más flexibles de las limas de acero inoxidable.
- La resistencia a la fractura torsional en sentido horario y antihorario fue mayor para las limas de NiTi respecto de las limas de acero.
- Fue posible precurvar las limas de NiTi de forma similar a los instrumentos de acero, sin embargo, los autores consideran innecesario este procedimiento.
- La flexibilidad extraordinaria de estos instrumentos es el resultado de un menor módulo de elasticidad en tensión y torsión en comparación con el acero.

El primer instrumento de NiTi utilizado de forma mecánica rotatoria fue LightSpeed (LightSpeed Technology Inc.) (20, 21), evolución de las limas manuales Canal Master U (Brasseler USA), fabricadas también de NiTi. Los primeros trabajos publicados sobre estos instrumentos reflejaron su capacidad para causar un menor transporte apical y para reducir el tiempo de trabajo (21, 22).

A partir de ese momento la evolución de los sistemas de instrumentación de NiTi dió lugar a la aparición de diferentes sistemas entre los años 1990 y 2000. Inicialmente estos sistemas estaban diseñados para trabajar siguiendo la filosofía *Crown Down* propuesta por Marshall y Pappin en 1980 (23), que establece un protocolo de instrumentación corono-apical utilizando limas de calibres gruesos o conicidad elevada inicialmente para pasar posteriormente a calibres menores y conicidades disminuidas e ir de esta manera avanzando por el conducto radicular hasta el ápice. Tal es el caso de sistemas como *ProFile* (24, 25) o *K3*

(26) que se emplean usando esta filosofía. En 2001 se comercializó el sistema de instrumentación *ProTaper* (27, 28) que aunque indica su uso hasta la longitud de trabajo desde prácticamente la primera lima, tiene una conicidad progresiva que hace trabajar a la lima sólo en una parte del conducto, inicialmente los tercios coronales y medios y finalmente el tercio apical.

Sin embargo no todos los sistemas de instrumentación siguen esta filosofía. Algunos sistemas emplean la filosofía *Single-Length* (29). Que indica el uso de todas las limas hasta la longitud de trabajo desde el comienzo de la instrumentación aumentando progresivamente su diámetro y la conicidad de las mismas. Un ejemplo de sistema que sigue ésta filosofía es el sistema *MTwo*.

Sean utilizados de un modo u otro, los sistemas de instrumentación fabricados en NiTi son actualmente el estándar para la instrumentación de los conductos radiculares (30) y esto es debido, sin duda a las ventajas que aportan cuando se comparan con la instrumentación manual.

3.3.2. VENTAJAS DEL USO DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA

Actualmente, los sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi aportan las siguientes ventajas respecto a los sistemas de instrumentación manual:

- Flexibilidad, al presentar el nitinol un módulo elástico menor que el acero inoxidable como ya se ha explicado anteriormente (16).
- Capacidad de corte: las limas rotatorias de NiTi han demostrado una mayor capacidad para conformar la pared del conducto disminuyendo considerablemente el tiempo de trabajo (21).
- Centrabilidad: capacidad para crear preparaciones centradas en el eje del conducto (21, 31, 32). La anatomía original y el trazado del conducto original se modifica en menor grado con el empleo de estos sistemas.
- No se necesita un curvado previo de la lima (16, 33).

3.3.3. INCONVENIENTES/PROBLEMAS DEL USO DEL NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA. FRACTURA DE LAS LIMAS.

Sin embargo, a pesar de sus ventajas, los sistemas de NiTi no están exentos de problemas, entre ellos:

1. La flexibilidad de las limas de NiTi permite a estos instrumentos adaptarse a la forma del conducto. Sin embargo la naturaleza elástica de la aleación en estado austenítico hace que tiendan a recuperar la tendencia a recuperar la forma inicial de la lima tras ser deformada (8). Cuando un cuerpo elástico se deforma absorbe una determinada cantidad de energía que luego va a liberar si recupera su forma inicial. Esto se debe tener en cuenta ya que la misma fuerza que el instrumento necesita para ser deformado va a ser la fuerza que el instrumento va a ejercer sobre la pared del conducto al tender a enderezarse (tercera ley de Newton, principio de acción-reacción). Esto puede producir zonas de sobreinstrumentación, enderezamiento de los conductos radiculares o transporte del foramen apical.

2. La gran variabilidad de los sistemas de instrumentación y de su modo de empleo podría ser considerada como una desventaja ya que se requiere un periodo de entrenamiento previo al uso de los mismos y la variación de la técnica según el sistema utilizado.

3. Sin embargo, existe consenso internacional en afirmar que el principal inconveniente de los instrumentos de NiTi es la tendencia a fracturarse durante la fase de conformación, quedando frecuentemente el fragmento retenido en el sistema de conductos. Es por ello que es sumamente importante conocer el mecanismo y la resistencia a ella de los instrumentos endodónticos(34).

Han sido descritos dos mecanismos por los cuales las limas rotatorias de NiTi pueden fracturarse mientras trabajan en el conducto radicular: fractura torsional y fractura por fatiga cíclica flexural (35-37).

3.3.4. FRACTURA TORSIONAL

Según Sattapan y cols. (34) la fractura por torsión se produce cuando cualquier parte del instrumento, normalmente su extremo, queda bloqueado en el conducto mientras que el resto de la lima continúa rotando, de tal manera que se producen los siguientes fenómenos: se produce una deformación elástica inicial, una deformación plástica cuando se excede el límite elástico y la fractura si el esfuerzo de torsión continua. De esta manera se puede producir la fractura de la lima si la zona trabada del instrumento no se libera.

Sin embargo, debido a la forma de uso de estos instrumentos hay dos hechos que se deben tener en cuenta. En primer lugar, puede no producirse la fractura torsional inicialmente, sino que ésta sea debida a una fatiga acumulativa de muchos momentos de deformación elástica. Es decir, la lima se traba en el conducto pero debido al movimiento de entrada y salida del instrumento en el conducto, ésta se libera y no se excede el límite elástico en ese momento. Cuando un instrumento se somete a este fenómeno de forma repetida podemos considerar que el instrumento está sometido a *estrés torsional acumulado* (38, 39).

En segundo lugar, puede suceder que tampoco se llegue al punto de fractura inicialmente, sino que la lima supere su límite elástico y se deforme plásticamente. Si en ese momento la lima es liberada del conducto, no se producirá su fractura sino una deformación plástica, es decir aparecerán cambios macroestructurales (zonas de pérdida de espira o espiralización inversa) que podrán alertar al operador del deterioro del instrumento.

3.3.5 FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA FLEXURAL

Debido a la importancia de estos aspectos en la presente Tesis Doctoral dedicaremos un apartado independiente a explicar detalladamente éste fenómeno y las mejoras que han sido introducidas en los instrumentos endodónticos para minimizar este tipo de fallo.

3.4 FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA FLEXURAL

3.4.1. DEFINICIÓN

El mecanismo de fractura por fatiga cíclica flexural (en adelante FCF) se produce cuando un instrumento trabaja en un conducto curvo, de tal manera que en el punto de máxima curvatura se producen ciclos de tensión en la superficie interna del instrumento y de compresión en la externa, alternantes debidos a su rotación (34).

Se ha intentado explicar la cronología de las fracturas por FCF, para entender mejor este mecanismo. De este modo, se han establecido 3 etapas producidas debido al acúmulo de fatiga en la lima:

1. Aparición de un crack inicial: se forman microcracks en la superficie del instrumento, que comienzan a crecer principalmente a lo largo de planos cristalográficos específicos o de las fronteras de los granos.

2. Propagación del crack: el crack inicial continúa extendiéndose.

3. Fractura dúctil: el crack alcanza el punto donde el material restante está sobreestresado y se provoca una fractura dúctil con cierta deformación plástica (40, 41).

3.4.2. FACTORES INFLUYENTES EN LA FATIGA CÍCLICA DE LAS LIMAS DE ENDODONCIA

Podríamos clasificar los factores influyentes en la fractura por FCF en factores propios de la anatomía del conducto, factores propios del instrumento, factores relacionados con la forma de uso y otros factores.

Existen **factores propios de la anatomía del conducto**. En 1997, Pruett (42) describió los conceptos *radio de curvatura* y *ángulo de curvatura* modificando la propuesta de Schneider (43), que define *ángulo de curvatura* como el ángulo formado entre el eje de dos tramos contiguos del conducto radicular con diferentes direcciones. Por otro lado, el *radio de curvatura* sería el radio de aquella circunferencia tangente al eje de esos dos tramos que más se adapta al trazado del conducto (42). El radio de curvatura sería el factor principal que condicionaría la fractura por FCF. Uno reducido implicaría que para el mismo ángulo de curvatura el estrés se incrementa de forma considerable.

También han sido estudiados **factores propios del instrumento**. Se han descrito diferentes materiales/aleaciones con diferentes resistencias al estrés flexural (44). Por otro lado, el diámetro del instrumento en el punto de máxima curvatura ha sido identificado como el factor más importante en la resistencia a la FCF de las limas de endodoncia. El parámetro crítico es la máxima deformación tensional, ϵ_T , que se determina mediante la fórmula:

$$\epsilon_T = D/(2R-D)$$

Donde R es el radio de curvatura de la pared externa del canal y D el diámetro del instrumento. Observando la fórmula vemos que a menor R y mayor D , mayor deformación tensional. Al contrario que en las fracturas por fallo torsional, la resistencia que oponga el conducto a ser trabajado (es decir lo estrecho o ancho) no influye en el fallo por FCF (34). Además del diámetro de la lima en el punto de fatiga debe considerarse también la forma de la sección del instrumento, que es la que determina la cantidad de masa existente en el punto de máxima fatiga cíclica.

La **forma de uso** puede condicionar la resistencia de los instrumentos a la FCF. Movimientos de vaivén (entrada y salida) en el conducto radicular reparten el estrés en una zona más amplia de la lima y minimizan la tasa de fractura. Es por ello que los trabajos de FCF publicados que utilizan tests dinámicos para testar la resistencia a la fatiga cíclica, en los que los instrumentos se desplazan corono-apicalmente durante la prueba, muestran unos mejores resultados que los estudios que utilizan test estáticos, en los que no hay desplazamiento del instrumento (45). La velocidad de uso, recomendada por el fabricante, pero que el clínico puede variar según su criterio, también se ha planteado como uno de los factores que pudiera condicionar la resistencia de los instrumentos. Más adelante se explicará cómo la introducción de nuevos movimientos de accionamiento de las limas puede tener influencia en la resistencia a la FCF.

Otros factores como la influencia de la esterilización en autoclave o el contacto con soluciones irrigantes, que pudieran provocar corrosión de la aleación, se han planteado como elementos que pudieran influir en la resistencia a la FCF de los instrumentos.

3.4.3. IMPORTANCIA DE LA FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA FLEXURAL.

Actualmente existe consenso entre los investigadores al afirmar que la principal desventaja de los sistemas rotatorios de NiTi es la fractura de los instrumentos de forma inesperada (34). Sin embargo estudios retrospectivos como el de Iqbal y cols. (46) indican que la incidencia de fractura de limas en el interior del conducto sólo alcanza un 1,67%. Otros autores elevan este porcentaje al 5%. Es decir, la incidencia de fractura de limas es relativamente baja, sin embargo, algunos autores hacen hincapié en varios puntos a tener en cuenta (47).

- Del cómputo global de las fracturas de las limas, aproximadamente un 70% de las limas se fracturan por fatiga cíclica, y sólo el 30% por fallo torsional (47).

- El principal factor que influye en la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos es la anatomía del conducto sobre la que el clínico no tiene ninguna capacidad de actuación, por lo que conocer el instrumento y las capacidades del mismo es útil a la hora de enfrentarse a casos de curvaturas complejas (42).

- Al contrario de lo que ocurre con la fractura torsional, el proceso de fatiga cíclica no muestra signos macroscópicos en la lima. Es decir, la lima se está fatigando aunque el clínico

no lo observe. Por lo tanto es importante conocer este tipo de fractura para prevenirlo (34, 42, 45).

Por el interés que se ha suscitado alrededor de este tipo de fractura se han publicado numerosos estudios en revistas científicas internacionales. En 2013 Hulsmann publicó un artículo en la revista *International Endodontic Journal* en la que indicaba la necesidad de homogeneización en la publicación de artículos referidos a la resistencia a la fatiga cíclica (48). Por ello es necesario también revisar las metodologías utilizadas en diversas publicaciones, realizando un análisis crítico de ellas con el fin de encontrar un sistema de medición controlable y estandarizable para poder así comparar y extrapolar los resultados.

3.4.4. MÉTODOS DE ESTUDIO DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA.

El Instituto Nacional Americano de Estandarización junto con la Asociación Dental Americana (American National Standards Institute/American Dental Association - ANSI/ADA) describen el método para comprobar la resistencia a la torsión y la flexibilidad de las limas manuales de acero en su especificación número 28. El mismo test es adoptado por la norma ISO 3630/1 (49) y es aplicable a instrumentos que tienen una conicidad ISO del 2%. Hasta la fecha no hay especificación o un estándar internacional para testar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios ni de aquellos con conicidades superiores al 2%. Se requiere un nuevo estándar de consenso entre fabricantes, científicos y clínicos para evaluar las propiedades de los instrumentos de NiTi a fin de conseguir instrumentos seguros y clínicamente eficientes e introducir dispositivos clínicamente aceptados para la evaluación de productos o prototipos (45).

Las metodologías utilizadas actualmente son numerosas y variadas, y ninguna de ellas reproduce exactamente las situaciones clínicas. Hay que tener en cuenta que seguramente en la práctica clínica los fenómenos de fatiga cíclica y estrés torsional ocurren simultáneamente. Sin embargo la mayoría de estudios que simulan la fractura de limas NiTi, representan los tests de fatiga cíclica o de fractura torsional de manera independiente (50).

Un posible modelo ideal sería el uso de dientes naturales para este propósito, sin embargo, además del hecho de que sólo se podrían usar una vez, sería muy complicado obtener un test estandarizado y reproducible (45).

Es por ello que actualmente existen multitud de dispositivos de fatiga cíclica publicados. De forma genérica los tests de fatiga cíclica consisten en someter a la lima una curvatura con ángulo y radio de curvatura predeterminados (42). Se consigue normalmente introduciendo el instrumento en un dispositivo o fijándolo en una posición con una curvatura específica mediante apoyos. Una vez fijado, se hace rotar el instrumento a una determinada velocidad hasta el momento de fractura.

Revisando los estudios de resistencia a la FCF podríamos clasificar los modelos de estudio según el método empleado para someter al instrumento a curvatura y según el movimiento de la lima durante el test.

a) Según el método empleado para someter al instrumento a curvatura:

a.1. Sistemas cilíndricos

- Tubos de vidrio o metal (51, 52).
- Conductos labrados en acero (42, 53)

a.2. Sistemas con apoyos puntuales

- Sistemas con rampas anguladas (54, 55).
- Sistemas con 2 o 3 pins de apoyo (56, 57)

a.3. Sistemas con ranuras/canales labrados

- Ranuras estándares (58).
- Ranuras individualizadas (59).

b) Según la dinámica de la lima durante el test:

b.1. Tests estáticos. La lima no varía su posición durante todo el proceso de rotación. La zona-punto donde se aplica la FCF es la misma durante todo el test.

b.2. Tests dinámicos. La lima varía su posición durante el test. Se define una amplitud de movimiento y la lima se desplaza alternativamente en el dispositivo de fatiga cíclica. La zona donde se aplica la FCF varía durante el test por lo que se reparte a lo largo una zona más o menos amplia de la lima (54, 60).

Sea de una manera u otra, lo que es cierto es que este aspecto preocupa e interesa a los clínicos, por lo que numerosos grupos de investigación publican gran número de estudios de FCF anualmente. Del mismo modo los avances tecnológicos en la fabricación de instrumentos van encaminados a minimizar este problema para proporcionar al clínico de un instrumento de trabajo más fiable.

3.5. MEJORAS INTRODUCIDAS EN LAS LIMAS DE ENDODONCIA

3.5.1. MEJORA DE LAS ALEACIONES-PROCESOS DE FABRICACIÓN DE LAS LIMAS

Las limas de NiTi convencional tienen una estructura austenítica. Así lo indicaron Brantley y cols. que a través de un escáner de calorimetría diferencial (DSC) indicaron que la temperatura Af del NiTi convencional (para instrumentos como el LightSpeed y ProFile) estaba alrededor de los 25 grados, por lo que durante el uso clínico el instrumento mostraría un comportamiento superelástico (13).

Sin embargo, con el objetivo de optimizar los instrumentos utilizados, se introdujo la fabricación de limas de NiTi en fase Martensítica, ya que ello podría conllevar beneficios durante su uso clínico al eliminar el comportamiento superelástico del instrumento.

Recordemos que la fase martensítica está definida por algunos autores como la fase "*blanda*" de la aleación y presenta un comportamiento plástico. Esta fase tiene algunas propiedades únicas que hacen de ella un material ideal para muchos usos (61). Concretamente en endodoncia cabe reseñar que:

- El NiTi martensítico es más flexible. La cantidad de energía necesaria para deformar un alambre de NiTi martensítico es menor que la necesaria para deformar un alambre de NiTi austenítico, lo cual puede beneficiar la adaptación de las limas a la anatomía del conducto (8).

- El NiTi martensítico, como se ha explicado previamente, tiene un comportamiento plástico, es decir no tiende a recuperar la forma, lo cual en relación también con la ventaja anterior implica que la deformación del conducto, transporte apical y sobreinstrumentación de las zonas problema sería menor (8).

- El NiTi martensítico tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica (40, 56, 57, 62-66). Esta propiedad es importante teniendo en cuenta que existe un consenso en afirmar que la principal desventaja de estos instrumentos es la fractura inesperada.

Por tanto, parecía ser que esa *martensificación* de las limas podría abrir una nueva era en la fabricación de dichos instrumentos. Dicha *martensificación* podría ser conseguida siguiendo principalmente 2 estrategias:

A) Elevar la temperatura de transición

A principio del siglo XXI varios estudios encontraron que un tratamiento térmico de las limas endodónticas podía producir un aumento de la flexibilidad de los instrumentos de NiTi. Desde entonces manipulaciones inducidas por calor se empezaron a usar para influir o alterar las propiedades de los instrumentos de NiTi (67-70).

El proceso de tratamiento termomecánico es un proceso complicado que comprende al mismo tiempo el endurecimiento y el tratamiento térmico en sí. Alapati y cols. encontraron que un tratamiento térmico a 400, 500 o 600°C grados aumentaba la temperatura Af de las limas ProFile hasta los 45-50°C y que un tratamiento a 850°C provocaba una pérdida del comportamiento superelástico y recristalización de la microestructura. Las curvas DSC resultaron muy complejas con picos irregulares (71). Estos resultados también fueron confirmados por otros estudios (67, 72). Zinelis y cols. realizaron test de FCF encontrando una mayor resistencia a la fatiga cíclica en aquellos instrumentos sometidos a tratamiento térmico, debido posiblemente a ese aumento en el rango de temperaturas de transición.

B) Conseguir la presencia de cristales estables en estado martensítico.

Las empresas fabricantes también comenzaron a emplear este tipo de estrategias para beneficiarse de la fase martensítica. Una serie de procedimientos termomecánicos han sido desarrollados con el objetivo de producir alambres de una aleación de NiTi superelástico que contenga una cantidad sustancial de fase martensítica estable bajo condiciones clínicas. Los avances en este área han llevado a desarrollar la siguiente generación de instrumentos endodónticos. Las nuevas aleaciones aparecidas a partir de estos avances fueron:

- MWire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) fue introducida en 2007 en las limas GT Series X.
- R-Phase (SybronEndo) empleada para fabricar los instrumentos TF, se utilizó un proceso térmico para transformar la fase austenítica del NiTi en Fase R (73). La fase R es una fase intermedia con estructura romboidal que puede formarse en la transformación de austenítica a martensítica y viceversa. Esta ocurre en un rango muy estrecho de temperaturas. Esta aleación permite además un nuevo método de fabricación para conseguir las espiras en la parte activa del instrumento que sustituye al tradicional tallado del alambre inicial: el "twisting" o enrollamiento.

- CMWire (DS Dental, Johnson City, TN) es una nueva aleación de NiTi con propiedades flexibles introducida en 2010. Las limas de CM Wire tienen un proceso de fabricación que implica un tratamiento termomecánico especial que controla la memoria del material haciendo a las limas extremadamente flexibles pero sin el comportamiento superelástico de las limas de NiTi convencional. (http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/30464A_HYFLEX-CM_bro.pdf).
- Blue Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) es una aleación introducida inicialmente en las limas Vortex Blue (65). De coloración azulada, su tratamiento térmico confiere una mayor flexibilidad y un incremento a la resistencia a la FCF (74, 75).
- Gold Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) es una aleación introducida en 2015. Inicialmente incorporadas al sistema de instrumentación ProTaper Gold y posteriormente en WaveOne Gold (76, 77). Su tratamiento termomecánico especial le confiere, además de una coloración dorada, una mayor resistencia a la FCF y un comportamiento martensítico. Esto es debido a que la temperaturas de transformación de fase están aumentadas respecto al NiTi convencional (76) lo que indica una mayor cantidad de aleación en fase martensítica a temperatura corporal.

Las aleaciones CM Wire y MWire tiene aumentada la temperatura de transformación austenítica. La Af de las aleaciones CM Wire, MWire, TF y NiTi convencional son 55, 30, 17 y 16-31°C aproximadamente (64, 66, 78, 79). El NiTi Superelástico convencional está en estado austenítico a temperatura corporal (13), mientras que el NiTi con tratamiento térmico estaría esencialmente en estado martensítico (12, 66).

3.5.2. MEJORA EN LOS DISEÑOS DE LAS LIMAS

La forma de la sección transversal condiciona la cantidad de masa de aleación presente en cualquier punto donde se estudie la FCF. Una de las estrategias para aumentar la resistencia a la FCF de los instrumentos es disminuir el alma de la lima (entendiendo alma como el núcleo del instrumento). Así han aparecido secciones de 2 bordes cortantes (respecto a los 3 bordes cortantes que inicialmente tenían la mayoría de los sistemas de instrumentación), reducción de las superficies de apoyo ("*radial lands*") y aparición de secciones asimétricas o descentradas del eje de rotación de la lima. El objetivo es que disminuyendo el alma de la lima se aumente la flexibilidad del instrumento y la resistencia a la FCF. Recordemos que un factor que influye en la resistencia a la FCF es la masa del instrumento. A mayor masa, más riesgo de fractura.

3.5.3. NUEVAS PROPUESTAS EN LOS MOVIMIENTOS DE LAS LIMAS

En 1985 Roane (80) desarrolló su teoría sobre las fuerzas balanceadas utilizando limas de instrumentación manual que rotaba con movimientos horarios y antihorarios de diferente amplitud. Podríamos decir que esa teoría fue la base del movimiento reciprocante tal y como hoy lo conocemos y que fue inicialmente publicado por Yared (81). Al contrario que la rotación continua el movimiento reciprocante avanza en un sentido y retrocede en sentido contrario. Los grados de avance son mayores que los grados de retroceso, realizándose ciclos completos de rotación. Diversos estudios han demostrado (82, 83) la superioridad de este tipo de movimiento a la hora de evitar la fractura por FCF.

3.5.4. NUEVAS FILOSOFÍAS DE USO.

Los sistemas multilima han sido la norma para conformar los conductos radiculares (30), sin embargo en 2008 Yared (81) propuso una técnica de instrumentación combinando el movimiento reciprocante con el uso de un solo instrumento. Indicó dicha técnica para instrumentos F2 (ProTaper Universal) para la mayoría de conductos radiculares, pudiendo utilizarse de forma adicional instrumentos manuales en caso de conductos de mayor tamaño. Yared mantiene que dicha técnica además de reducir el número de instrumentos utilizados, reduce la fatiga de los mismos y elimina la posible contaminación con priones (si el instrumento no es reusado) sin que suba económicamente el gasto del tratamiento.

3.6 JUSTIFICACIÓN

Como hemos descrito en las secciones anterior, el empleo de instrumentos de conformación de NiTi, ya sean rotatorios o reciprocantes, está ampliamente extendido, siendo uno de los principales problemas la fractura inesperada de los instrumentos debido a la FCF. Como también hemos descrito, no existe una normativa común para el estudio de sistemas de instrumentación rotatorios con conicidades superiores al 2% y elaborados a partir de la aleación de NiTi, por lo que se utiliza como base para su estudio la normativa ISO referente a instrumentos de acero de conicidad 0.02. Sin embargo, la FCF de los nuevos sistemas de instrumentación es muy diferente de los antiguos de acero. Esta Tesis Doctoral se diseña a raíz de la importancia de conocer cómo afectan los diferentes factores a la resistencia a la FCF de los instrumentos endodónticos que incorporan nuevas mejoras introducidas por los fabricantes para intentar paliar este problema. Conocer el problema y cómo afectan los factores que se van a estudiar en la resistencia a la FCF puede aportar al clínico herramientas para controlar dicho problema y minimizarlo.

4. OBJETIVOS

4.1. GENERALES DE LA TESIS:

Determinar la influencia de la aleación del instrumento (NiTi convencional o NiTi martensítico MWire y RPhase) en la resistencia a la FCF.

Comparar la influencia del tipo de movimiento (rotación continua versus movimiento recíprocante y diferentes tipos de movimiento recíprocante entre sí) en la resistencia a la FCF.

Comparar cómo influye el proceso de envejecimiento tras uso clínico para instrumentos fabricados con aleaciones de NiTi y NiTi martensítico en la resistencia a la FCF.

Valorar la influencia del proceso de esterilización en la resistencia a la FCF de instrumentos con aleaciones de NiTi y NiTi martensítico.

4.2. ESPECÍFICOS DE LOS ARTÍCULOS:

Artículo 1: El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la FCF a diferentes alturas de los nuevos instrumentos WaveOne y Reciproc, ambos fabricadas con aleación MWire y diseñados para ser utilizados con movimiento recíprocante.

Artículo 2: El objetivo del estudio fue comparar la resistencia a la FCF de limas GT (NiTi convencional) y GTX (aleación MWire) nuevas, esterilizadas y usadas clínicamente.

Artículo 3: El objetivo de este estudio es comparar la resistencia a la FCF de las limas K3 (NiTi convencional), K3XF (Fase R) y TF (Fase R) bajo rotación continua y movimiento recíprocante.

Artículo 4: El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la FCF de las limas PTU (NiTi convencional) y PTN (MWire) en diferentes puntos de la parte activa.

5. HIPÓTESIS

5.1. GENERAL DE LA TESIS:

En la presente Tesis Doctoral asumiremos las siguientes hipótesis de trabajo

- Hipótesis nula: las mejoras introducidas en los sistemas de instrumentación tales como las mejoras en las aleaciones o en los movimiento de acción no afectan a la resistencia a la FCF de los instrumentos.
- Hipótesis nula: el uso clínico intraconducto no influye en la resistencia a la FCF de los instrumentos.
- Hipótesis nula: el proceso de esterilización no influye en la resistencia a la FCF de los instrumentos.

5.2. ESPECÍFICAS DE LOS ARTÍCULOS:

Artículo 1: Hipótesis nula: la resistencia a la FCF es similar en limas WaveOne y Recipro a nivel apical y coronal.

Artículo 2: Hipótesis nula: no existen diferencias entre la resistencia a la FCF de las limas GT y GTX nuevas, esterilizadas y usadas clínicamente.

Artículo 3: Hipótesis nula: la resistencia a la FCF de limas K3, K3XF y TF bajo rotación continua y movimiento recíprocante es similar a nivel apical.

Artículo 4: Hipótesis nula: las limas PTU y PTN tienen la misma resistencia a la FCF en diferentes puntos de la parte activa.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1. DISPOSITIVO DE FATIGA CÍCLICA.

Para la experimentación se ha utilizado un dispositivo de fatiga cíclica diseñado por la Dra. Ana Arias y el Prof. Dr. José Carlos de la Macorra, mecanizado en los talleres de apoyo a la investigación de la Facultad de Física de la Universidad Complutense de Madrid.

El dispositivo consiste en 2 plataformas móviles sobre tres ejes.

- **Plataforma inferior:** sujeta establemente la pieza de mano de un motor de endodoncia mediante dos sujeciones que la abrazan. Una manivela permite el desplazamiento horizontalmente (Eje X) de la plataforma, para acercar o alejar dicha pieza de mano de la plataforma superior.

- **Plataforma superior:** está compuesta de una pieza maciza de acero templado en la que están labrados un total de 11 canales curvos de diámetros ascendentes (0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3 y 1.4 mm).

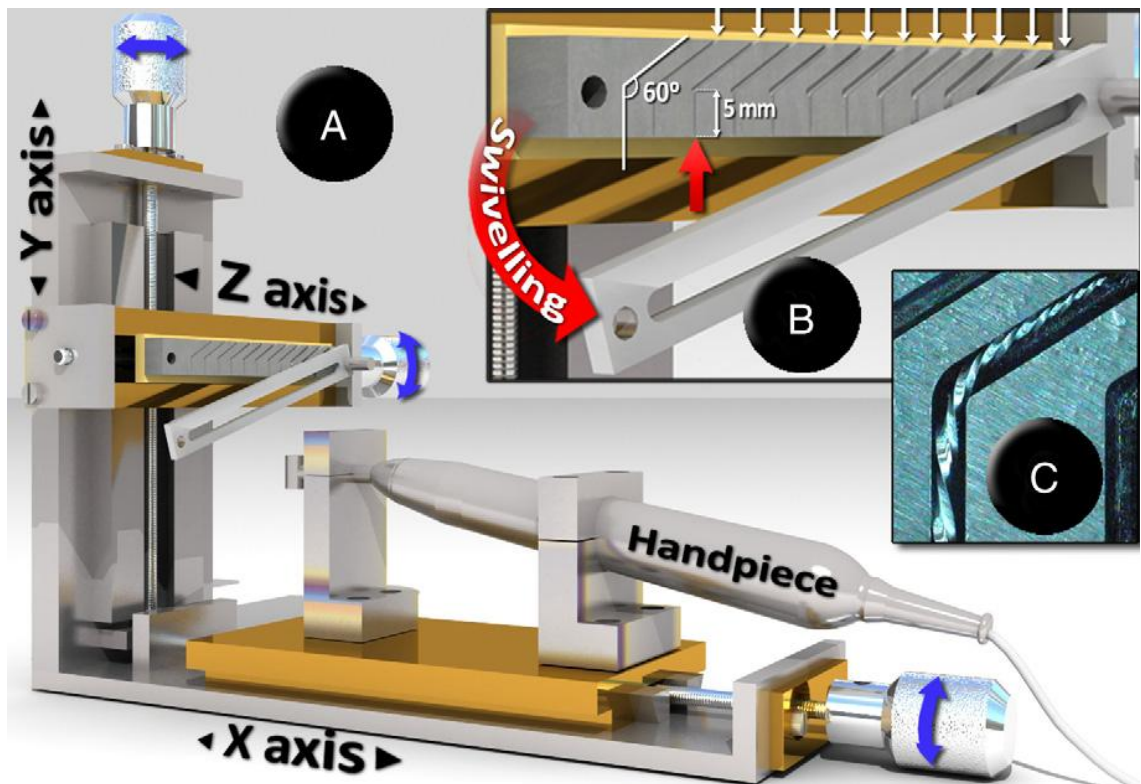


Figura 6. Dispositivo de FCF. (A) Vista general en los tres ejes. (B) Plataforma superior con dispositivo de cierre. (C) Vista de un canal donde se muestra el punto de fatiga. La flecha roja indica el lugar de entrada al canal.

Todos los canales tienen una angulación de 60° y un radio de curvatura de 3 mm. Sobre esta pieza existe otra que actúa como sistema de fijación de la lima por la parte apical y coronal del punto de fatiga cíclica, dejando visible la zona de fatiga.

Los canales están abiertos tanto en su parte superior como en su parte inferior. El punto exacto de fatiga cíclica se sitúa 5 mm por encima de la entrada inferior del canal. El material elegido, al tener una mayor dureza que el NiTi, permite a la lima rotar sin que ésta trabaje sobre las paredes y sin trabarse ni deformar el conducto. La plataforma superior, gracias a dos manivelas, puede desplazarse horizontalmente (Eje Z) y verticalmente (Eje Y). El desplazamiento en el eje Z de la plataforma permite la elección del canal en función del diámetro de la lima que se quiera testar. El desplazamiento en el eje Y de la plataforma permite la selección del punto exacto de fatiga cíclica.

6.2 PROTOCOLO DE TRABAJO

Tras seleccionar las limas y el punto de fatiga cíclica para cada uno de los trabajos de investigación incluidos en esta Tesis Doctoral se siguió el siguiente protocolo de trabajo:

1. Posicionamiento de la lima en el dispositivo. Colocación de la misma en la pieza de mano previamente fijada en la plataforma inferior del dispositivo.

2. Ajuste del canal y del punto de fatiga cíclica para cada lima. Como el punto en el que se aplica la fatiga cíclica está a 5 mm de la entrada del canal, se calcula el diámetro de la lima en ese punto y se suma 0,1 mm a este diámetro (para asegurar que la lima rote con total libertad) y de esta forma seleccionar el canal adecuado para cada lima.

A modo de ejemplo: si se desea testar una lima de diámetro 30 y conicidad 6% a 5 mm de la punta, para que el punto de fatiga se sitúe a 5 mm de la punta, la lima debe estar introducida en el canal 10 mm (5 mm de la punta al punto de fatiga cíclica más 5 mm del punto de fatiga a la entrada del canal). Como a 10 mm de la punta el diámetro del instrumento será de 0,9 mm, el canal elegido para este caso será el de 1 mm de diámetro.

3. Lubricación del canal. Aunque la lima puede rotar libremente en el mismo, para minimizar al máximo la fricción el canal se lubrica con aceite sintético (Singer All-Purpose Oil; Singer Sewing Company, Barcelona, Spain).

4. Elección del motor de endodoncia. En los trabajos de investigación que integran esta Tesis Doctoral se han utilizado tres motores diferentes en función de las necesidades del estudio:

- X Smart (Dentsply, Tulsa Dental Specialities)

- Technica Vision ATR

- VDW Silver.

5. Ajuste de los parámetros “Tipo de movimiento”, “Velocidad” y “Torque” en el motor de endodoncia.

6. Cierre del sistema de fijación y posicionamiento de la lima. Permitiendo la visualización durante todo el procedimiento y evitando el desplazamiento de la lima.

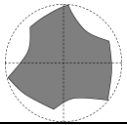
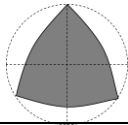
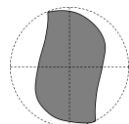
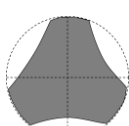
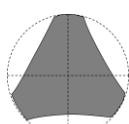
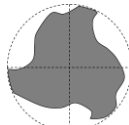
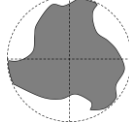
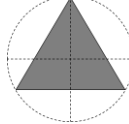
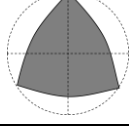
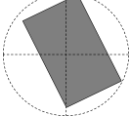
7. Accionamiento de la lima y registro del tiempo (en segundos) en movimiento de la lima hasta el momento de fractura. Para ello se utilizó un cronómetro 1:100.

8. Análisis estadístico de los datos.

6.3 LIMAS UTILIZADAS.

El siguiente cuadro describe las principales características de todos los instrumentos testados en los diferentes trabajos que integran esta Tesis Doctoral.

Tabla 1. Limas utilizadas en la presente Tesis Doctoral y sus características.

LIMA	SECCIÓN	CONICIDAD	MOVIMIENTO	ALEACIÓN	PROC. FABRICACIÓN
WaveOne	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>APICAL</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>CORONAL</p>  </div> </div>	Variable	Reciprocante	MWire	Torneado
Reciproc		Fija			Torneado
GT			NiTi	Torneado	
GTX			MWire	Torneado	
K3			NiTi	Torneado	
K3XF			RPhase	Torneado	
TF			RPhase	Enrollado	
ProTaper Universal			Variable	NiTi	Torneado
ProTaper Next		MWire		Torneado	

6.4 ANÁLISIS DE LOS DATOS. ANÁLISIS DE WEIBULL.

Los datos fueron analizados mediante el análisis estadístico de Weibull (Weibull++ 7; ReliaSoft Corporation, Tucson, AZ)

Al contrario que los test de significación utilizados previamente en este tipo de estudios, el análisis de Weibull es un test específico utilizado para análisis de supervivencia por fatiga de materiales. Se fundamenta en una serie de principios que son la base de la elección de éste método estadístico en este tipo de estudios.

- Los materiales se fracturan a partir de defectos previos (poros, microcracks, inclusiones, etc.) en el seno del material, o en defectos que aparecen durante la prueba. Esto apoya la teoría de Griffith de 1920 (84, 85). La distribución de estos defectos en los materiales no es al azar, por lo que los patrones de fractura no siguen una distribución normal.

- La fatiga de los materiales es acumulativa, de tal manera que cada unidad de tiempo que el material resiste más, éste tiene un valor añadido respecto a la unidad de tiempo anterior. Esto se debe a que según transcurre el tiempo durante la prueba, más el material lo resiste en condiciones de mayor fatiga, y éste hecho estadísticamente debe ser tenido en cuenta.

Por ello los datos en éste análisis no son estudiados utilizando una distribución normal, sino la denominada "distribución de Weibull".

Para el análisis de los datos obtenidos se van a utilizar 3 parámetros del análisis de Weibull:

1. Vida Media (s): Tiempo medio en movimiento de la lima hasta el momento de fractura.

2. Beta (adimensional): Variabilidad. Nos indica la dispersión de los resultados.

3. Eta (s). Parámetro de escala. Tiempo en el que el 63,2% de los especímenes ya se habrán fracturado.

7. ARTÍCULOS INCLUIDOS EN ESTA TESIS

Basic Research—Technology

Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files

Ana Arias, DDS, PhD, Juan J. Perez-Higueras, DDS, and José C. de la Macorra, MD, DDS, PhD

Abstract

Introduction: Recent improvements in alloys, kinematics, and concepts have been combined to increase the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium (NiTi) instruments. The aim of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of new M-Wire reciprocating WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and Reciproc (VDW GmbH, Munich, Germany) files at 2 levels. **Methods:** Sixty Reciproc and 60 WaveOne new files were fixed to a specifically designed device and tested in tempered steel canals with a 3-mm radius and a 60° angle of curvature. The motor used was programmed as defined by each manufacturer, and the specific reciprocating motion was followed. Thirty files of each brand were tested at 5 mm, and 30 were tested at 13 mm from their tips. The time to failure was registered. Weibull analysis was used to calculate the mean life, beta, and eta parameters. **Results:** The probability of the mean life was higher for Reciproc than WaveOne files at both levels, with the probability of the Reciproc mean life being 62% higher than that of WaveOne at 5 mm from the tip and 100% higher at 13 mm (all statistically significant). The probability of the mean life was higher at 5 mm than at 13 mm in both systems. The results may have been partially conditioned by the different motions that manufacturers propose for each system. **Conclusions:** Reciproc files were more resistant to cyclic fatigue than WaveOne files at both distances from the tip. Both systems had greater cyclic fatigue resistance at 5 mm than at 13 mm from the tip. (*J Endod* 2012;38:1244–1248)

Key Words

Reciproc, reciprocation, WaveOne, Weibull

From the Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Madrid, Spain.

Address requests for reprints to Dr José C. de la Macorra, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Plaza Ramon y Cajal s/n, Ciudad Universitaria, 28040 Madrid, Spain. E-mail address: macorra@odon.ucm.es

0099-2399/\$ - see front matter

Copyright © 2012 American Association of Endodontists. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.05.022>

Nickel-titanium (NiTi) rotary files have become a standard tool with which to shape root canals (1) because of their high flexibility and cutting ability (2) and because they create centered preparations more rapidly (3, 4). However, they tend to unexpectedly break because of cyclic fatigue (CF), which is induced by the alternating tension-compression cycles to which they are subjected when flexed in the maximum curvature region of the canal and rotated (5).

Conventional statistical approaches are frequently used to analyze the CF of materials in dentistry. Nevertheless, it has to be considered that materials fail as a consequence of the growth of cracks that originate in the surface or internal flaws (6–9) because crack extension occurs when the stored elastic energy (mechanical energy) released during extension just exceeds the energy required to form new surfaces (surface energy) (10). Because the changing distribution of flaws is responsible for the variability in CF (8), conventional approaches do not appropriately reflect the distribution of data. A more accurate description can be derived by determining the Weibull distribution, which is the ability to deal with cumulative processes causing fatigue by crack generation or the alteration of the preexisting material's defects measured along time (9, 11–15). This method allows one to work with extremely small samples, provides a simple and useful graphic plot, and applies when there are multiple similar opportunities to fail and the interest is in the first failure. It is the “weakest link in the chain” distribution (6).

Weibull risk-of-rupture analysis is a widely accepted model for material and structural evaluation (10) and is the leading method in the world for fitting and analyzing life data (6). Although it can be of particular value in dental applications (9), it has not been used to study the CF of endodontic instruments. It has been used in endodontics-related research to study the strain-life relationships of NiTi rotary instruments (16), the properties of endodontic post materials (17–19), the bond strength between the fiber post and root dentin (20), the risk of failure among endodontically treated teeth (21), and the mechanical longevity of post and core restorations (22).

Three major changes have been combined to make NiTi instruments safer: improved alloys, different movements, and new concepts of use. M-Wire is an NiTi alloy that increases the resistance to CF almost 4-fold (23). A different motion, based on the balanced force technique (24), was proposed using an F2 Protaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) instrument in reciprocation (25), which causes less CF than clockwise rotation (26, 27). Finally, a new concept proposes the use of a “single-use, single-file system to shape the root canal completely from start to finish” (28). Reciproc (VDW GmbH, Munich, Germany) and WaveOne (Dentsply Maillefer) files are the only 2 M-Wire reciprocating “One File Endo” systems that have been developed.

The use of a single file to shape the whole canal challenges the concept of an endodontic instrument not working for itself but rather preparing the canal for the following instrument. When using the recently proposed shaping concept, a new consideration should be taken into account—the fact that the surface contact between the file and the canal increases. Because CF resistance could vary along the file, the probability of breakage could be different in any specific region of the instrument. This information seems to be useful to practitioners who take special care during the shaping procedure of the canal in the specific areas where the weaker part of the file is intended to work (29). Therefore, the aim of this study was to compare the CF resistance of Reciproc and WaveOne files at the coronal (13 mm) and apical (5 mm) levels.

Materials and Methods

Files

Reciproc has an S-shaped cross-section. WaveOne has a modified convex triangular cross-section at the tip end and a convex triangular cross-section at the coronal end (28). One hundred twenty new files were tested: 60 primary WaveOne files (tip diameter: 0.25 mm, variable taper: 8% at D1 and 5.5% at D16) and 60 R25 Reciproc files (tip diameter: 0.25 mm; variable taper: 8% at D1 and 3% at D16). Thirty of each brand were tested at 5 mm from the tip (Reciproc at 5 mm [RE-5] and WaveOne at 5 mm [WO-5]), and 30 of each brand at 13 mm (Reciproc at 13 mm [RE-13] and WaveOne at 13 mm [WO-13]). Diameter measurements (in millimeters) at the tested lengths were WO-5: 0.62, WO-13: 1.06, RE-5: 0.62, and RE-13: 0.96.

CF Test Device

A device was fabricated to test CF at different levels (Fig. 1). It had 2 platforms that were designed to adjust positions in the 3 axes of space (Fig. 1A). One (x-axis) was used to fix the dental handpiece. This platform slid back and forth on a twisted spindle maneuvered by a knob approaching or moving away from the vertical support of the second platform. This second platform (y- and z-axes) had 2 knobs, each of which allowed for the adjustment of the vertical (y-axis) or the depth (z-axis) positions of the canals by displacing a hardened stainless steel piece with 11 carved open semicanals (Fig. 1B white arrows) with diameters ranging from 0.4 to 1.4 mm in 0.1-mm steps. Their depth was 0.1 mm greater than their width.

The entrance to the canals was vertical (Fig. 1B red arrow). At 5 mm from these entrances (Fig. 1B), the canal curved (60° angle, 3-mm radius) (Fig. 1B and C). A swiveling, grooved stainless steel top face cover allowed for visualization of the files while rotating in the canal and served to protect the operator (Fig. 1B).

Positioning and Testing of Files

The canal selected was immediately wider (to the nearest 0.1 mm) than the diameter of the file at the entrance of the canal. The canal of

0.8-mm width was used to test RE-5 and WO-5, and the 1.4-mm wide canal was used to test RE-13 and WO-13 (Fig. 1B). Files were placed in the handpiece and inserted into the selected canal. The top face cover was swung and secured. Both the canal and the file were lubricated with synthetic oil (Singer All-Purpose Oil; Singer Sewing Company, Barcelona, Spain) to minimize friction.

The files were operated in the VDW SILVER motor (VDW GmbH) with each recommended program (ie, Reciproc files with the “RECIPROC ALL” mode and WaveOne with the “WAVEONE ALL” mode). A recent report (30) claims that this resulted in 150° counterclockwise and then 30° clockwise rotation for Reciproc and 170° counterclockwise and then 50° clockwise rotation for WaveOne.

The motor and a 1/100-second chronometer were activated at the same time. The file was monitored through the face cover during the test. The chronometer was manually stopped at the moment of fracture, and the time to fracture was registered.

Statistical Analysis

Weibull analysis (Weibull++ 7; ReliaSoft Corporation, Tucson, AZ) was used to calculate the following parameters and their 95% confidence interval for each group:

1. The mean life (in seconds): The expected or average time to failure
2. The beta, slope, or shape parameter (dimensionless): Its values are equal to the slopes of the regressed lines in the Weibull probability plot (31). Different slopes imply different classes of failure modes and are related to the quality of the design of the material.
3. The eta, characteristic life, or scale parameter (in seconds): The expected time that 63.2% of the files will reach without breakage (ie, the probability of failure being 0.63 at this time)

Results

The distribution of unreliability (ie, the probability of failure) versus time per group is shown in Figure 2. Table 1 presents the results for beta and eta parameters and the mean life and their 95% confidence intervals. When the mean life was compared between the types of files,

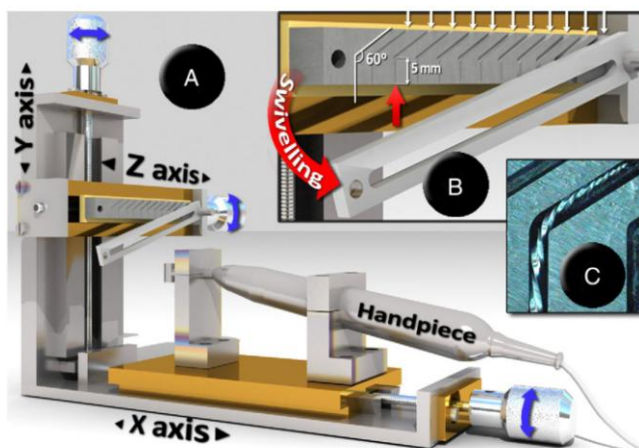


Figure 1. CF testing device. (A) General view: 3 axes are shown. (B) Swiveling motion of grooved stainless steel top face cover and carved open semicanals (white arrows). The red arrow points to the entrance of a canal. (C) The bending point of a file before testing.

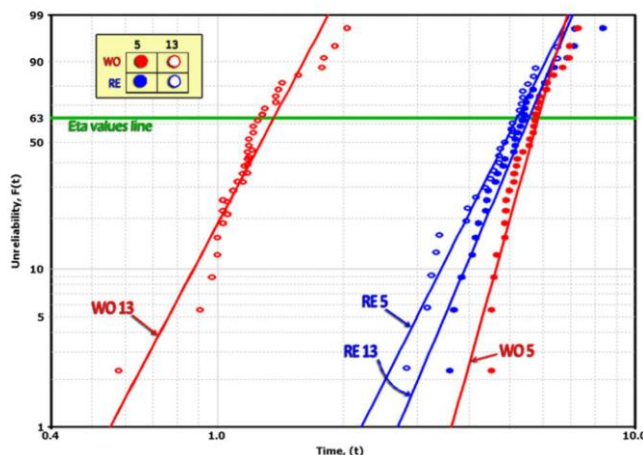


Figure 2. Weibull probability distribution per groups. The vertical scale in ordinates is unreliability (ie, the probability of failure). Time (seconds) is represented in the abscissa. The horizontal green line on the plot represents eta (ie, the time [seconds] at which 63.2% of the files will have failed). Note the logarithmic scale in both axes.

the probability that Reciprocal files would last longer than WaveOne files was 62.4% (not statistically significant) at 5 mm from the tip and 99.9% (statistically significant) at 13 mm. When the mean life at different distances from the tip was compared within the same type of file, the probability that RE-5 would last longer than RE-13 was 72.6% (statistically significant), whereas the probability that WO-5 would last longer than WO-13 was 99.9% (statistically significant).

Discussion

The results of the present study showed that all beta values are higher than 5.1 for both brands and both distances to the tips, indicating a steep slope (Fig. 2). The steeper the slope for a material is, the smaller the variation in the time to failure is and the more predictable the results are. A theoretical vertical line in the Weibull plot would imply perfect design, quality control, and production, whereas a theoretical horizontal line would mean extreme variability and would indicate that files could break with the same probability at any time (6). The beta value and 95% confidence intervals for R-5 denote a steeper slope than for R-13, WO-5, and WO-13, which indicates that Reciprocal files are more predictable at 5 mm of the tip than in the coronal part and than WaveOne files in any of the tested sites.

TABLE 1. Weibull Parameters, the Mean Life, and Their 95% Confidence Intervals

Group	Beta (95% CI)	Eta (95% CI)	Mean life (95% CI)
RE-13	5.4 (4.1–7)	5.2 (4.9–5.6)	4.8 (4.4–5.2) ^B
RE-5	9.6 (7.4–12.5)	5.9 (5.6–6.1)	5.6 (5.3–5.9) ^A
WO-13	5.1 (4–6.5)	1.4 (1.3–1.5)	1.3 (1.1–1.4) ^C
WO-5	6.4 (5.1–8)	5.6 (5.2–6)	5.2 (4.8–5.6) ^{A,B}

CI, confidence interval.
 Reciprocal (RE) and WaveOne (WO) files were tested at 5 mm (RE-5 and WO-5) and at 13 mm (RE-13 and WO-13) from the tip (*n* = 30 per group). Differences in the mean life between groups were significant if their 95% CI did not overlap. Superscript letters indicate homogeneous groups.

Eta values are homogeneous and vary between 5.2 and 5.9 seconds, except for WO-13, which is lower (1.4 seconds) (compare eta values [green line intersections in Fig. 2]). The mean life values (Table 1) follow the same pattern; WO-13 has a lower value (ie, 1.3) than the others. The CF resistance of WO-13 was lower than that of the others.

Because a preparation technique using a single file with different motions had been proposed to shape the entire root canal (25), many studies have compared the use of F2 files in reciprocating motion with the conventional sequence of Protaper rotary files (26, 32–36). Significant differences have not been found in terms of the amount of extruded debris (32) or in apical transportation even in curved canals (33). However, significantly higher transportation in the coronal third was found when reciprocating movement was used (34). The main advantage of the new approach was that the working time was significantly reduced (26, 35) and that the CF life of F2 was longer when reciprocating motion was used compared with rotating motion (36). Aspects related to the root canal shape when using the WaveOne system have been studied (37, 38), but there is only 1 report on the CF of the 2 new systems (30).

The American National Standards Institute/American Dental Association standardized a protocol for testing the torsional load of .02 NiTi files used for hand instrumentation (39), but there are no standardized specifications to test the CF of rotary NiTi instruments. Until new standards that consider differences in the kinematics, designs, and alloys of new instruments are developed, well-designed reports on the physical characteristics of new files are necessary (40).

CF is a failure process associated with repetitive stress (5). The best way of reproducing this type of fatigue is repeating the movement for all tested files in the same, predefined curvature. Places where the file can bind should be avoided because additional torsional stress points will appear (40). Although the use of extracted teeth come close to clinical situations, they are not ideal for the analysis of CF because they are not standardized, and there may be other confounding factors (40). This study does not specifically intend to drive direct clinical conclusions

but rather to test files in a controlled, repeatable, environment. In this way, confounding factors (eg, dentin, debris, and so on) are excluded, and results tend to approach the intrinsic properties of the files.

CF has been tested in artificial canals using plastic blocks, curved metal guiding slopes, tubes, and needles with different angles of curvature. One report analyzed the devices described in the literature and recommended the use of a method that would allow for the adaptation and fixation of the file to the canal to avoid oscillations that could affect the results (41).

We used a nonotooth model. Canals were placed in hardened steel, and their design did not simulate clinical conditions. Because files have different diameters at different levels, a device suitable to test files at different levels should have different diameters, thus producing very similar testing conditions at any chosen point. The device used in this study had 11 canals with different diameters, which allowed for the testing of each file at any selected level with equivalent degrees of adaptation. To prevent oscillation of the files during testing, the device has a stainless steel top face cover.

Our method was used to analyze static CF. Files were tested at fixed lengths because our goal was to analyze CF at specific levels in each instrument. This type of method has been shown to yield lower results than dynamic methods (42) because axial movements of the files allow for the distribution of stresses (40). The only published report analyzing the CF resistance of Reciproc and WaveOne instruments used a dynamic setup (30). However, the authors also found that Reciproc files exhibited higher CF resistance values than WaveOne files.

We also found higher CF at apical levels than coronal ones. This may be because defects such as pits, metal strips, longitudinal scratches, and milling grooves have been found to be larger near the handle of the instrument than near the tip. The environmental scanning electron microscopy analysis of unused instruments consistently showed numerous surface defects that are very relevant to fatigue resistance (43).

The CF resistance of endodontic instruments is usually tested by recording the time until fracture in an artificial canal and transforming it to a number of cycles because NiTi files have been classically used in a rotary, clockwise motion (40–43). Some of the motors developed before Reciproc and WaveOne systems were available allow for the production of an oscillating movement (ie, a reciprocation) with symmetric clockwise and counterclockwise degrees of rotation. The amplitude of the oscillating angles of the recommended motion for Reciproc and WaveOne files are different toward each side (30, 44) for both brands tested in this research, which renders classic cycle concepts obsolete. In our protocol, the specific preprogrammed movement for each type of file was used, and the variable time was not transformed to a number of cycles. From a clinical perspective, it seems more useful to know the working time that the file can withstand inside the canal. However, there may be differences in cutting efficiency between the files that may translate to different working times clinically, but this was not studied.

The detection of differences in CF resistance between different parts of the instruments can be clinically relevant when a single-file system is used to shape the entire root canal because this information allows clinicians to be careful during the shaping procedure of the specific parts of the canal where the weaker parts of the files are intended to work.

Acknowledgments

The authors thank VDW and Maillefer for providing the instruments and files used in this study.

The authors deny any conflicts of interest related to this study.

References

- Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod* 2009;35:1193–7.
- Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346–51.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 1997;23:503–7.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Delrio CE. A comparison of root-canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-File endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–51.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–5.
- 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: Robert B. Abernethy; 2000.
- Lambrighs K, Wevers M, Verlinden B, Verpoest L. A fracture mechanics approach to fatigue of heavily drawn steel wires. *Procedia Eng* 2011;10:3259–66.
- Ravi Chandran KS, Chang P, Cashman GT. Competing failure modes and complex S-N curves in fatigue of structural materials. *Int J Fatigue* 2010;32:482–91.
- Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010;26:135–47.
- Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11:103–10.
- Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. *J Appl Mech* 1951;18:293–7.
- Bazant ZP. Scaling theory for quasibrittle structural failure. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2004;101:15400–7.
- Warren PD. Fracture of brittle materials: effects of test method and threshold stress on the Weibull modulus. *J Eur Ceram Soc* 2001;21:335–42.
- McCabe JF, Carrick TE. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater* 1986;2:139–42.
- Gerds TA, Qvist V, Strub JR, Pipper CB, Scheike TH, Keiding N. Failure time analysis. In: Lesaffre E, Feine J, Leroux B, Dominique Declercq D, eds. *Statistical and Methodological Aspects of Oral Health Research*. Chichester, West Sussex, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2009:259–77.
- Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J* 2007;40:612–8.
- Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater* 2010;26:730–6.
- Dakskobler A, Jevnikar P, Oblak C, Kosmac T. The processing-related fracture resistance and reliability of root dental posts made from Y-TZP. *J Eur Ceram Soc* 2007;27:1565–70.
- Dayalan M, Jairaj A, Nagaraj K, Savadi R. An evaluation of fracture strength of zirconium oxide posts fabricated using CAD-CAM technology compared with prefabricated glass fibre posts. *J Indian Prosthodont Soc* 2010;10:213–8.
- Castellan CS, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares CJ, Cardoso PE. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. *J Adhes Dent* 2010;12:477–85.
- Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. *J Endod* 2009;35:1391–5.
- Huysmans MC, van der Varst PGT. Mechanical longevity estimation model for post-and-core restorations. *Dent Mater* 1995;11:252–7.
- 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;34:1406–9.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985;11:203–11.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008;41:339–44.
- You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kim K-Y, Shon W-J, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.
- Varela-Patiño P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010;36:157–9.
- Webber J, Machiou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots* 2011;1:28–33.
- Castellucci A. Schilder's technique for shaping the root canal system. In: Castellucci A, ed. *Endodontics*. Florence, Italy: Tridente; 2005:467.
- Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012;38:541–4.
- Reliasoft. *Life Data Analysis Reference*. Tucson, AR: Reliasoft Publishing; 2005.
- De-Deus G, Brandao MC, Barino B, Di Giorgi K, Fidel RA, Luna AS. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under

Basic Research—Technology

- reciprocating movement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:390–4.
33. You SY, Kim HC, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee W. Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *J Endod* 2011;37:1296–300.
 34. Paque F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J Endod* 2011;37:1394–7.
 35. Varela-Patino P, Martín-Biedma B, Rodriguez-Nogueira J, Cantatore G, Malentaca A, Ruiz-Pinón M. Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endod Prac Today* 2008;3:193–7.
 36. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43:1063–8.
 37. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, et al. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod* 2012;38:101–4.
 38. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, et al. Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *J Endod* 2011;37:1687–90.
 39. 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.
 40. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32:55–7.
 41. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:1469–76.
 42. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2011;37:1553–7.
 43. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Miclele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37:1013–6.
 44. Ruddle CJ. The shaping movement. Wave of the future. *Endod Prac* 2011;4:64.

Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance

A. Arias, J. J. Perez-Higueras & J. C. de la Macorra

Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain

Abstract

Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International Endodontic Journal*, 47, 257–263, 2014.

Aim To compare static cyclic fatigue resistance of unused, unused and sterilized and clinically used conventional NiTi GT and M-Wire GTX files.

Methodology One hundred and sixty new files (80 GT and 80 GT series X) were divided into four control groups and four experimental groups ($n = 20$ each). Control groups were new unused files and new sterilized files. In the experimental groups, instruments were used in three (GT1 and GTX1 groups) or four molars (GT2 and GTX2 groups). Cyclic fatigue resistance was tested in stainless steel curved canals (60° , $r = 3$ mm). Each file was rotated until fracture (300 rpm, 2 N cm torque). Time-to-fracture (s) was registered. Mean life, eta and beta parameters of their Weibull distributions were calculated.

Results Unused and sterilized GTX files will last significantly longer than GT files with a probability of

75% and 65%, respectively; whilst mean life was significantly longer for GT than for GTX in used files with a probability of 68%. Sterilized GT files will last longer than unused files with a probability of 66%. In both brands, unused and sterilized files will last significantly longer than files used clinically with a probability higher than 98%. The probability that GT will last longer after being used in three rather than four molars was 62% (statistically significant) and 52% (not statistically significant) for GTX.

Conclusions GTX files had an extended cyclic fatigue life when compared with GT when they were unused or unused and sterilized, but GT were significantly more resistant to cyclic fatigue after clinical usage than GT series X files 3 mm from the tip. Sterilization of files enhanced the cyclic fatigue resistance of GT instruments. Clinical use of files diminished cyclic fatigue resistance.

Keywords: cyclic fatigue, GT, GTX, M-Wire, NiTi rotary files.

Received 24 October 2012; accepted 19 May 2013

Introduction

Due to their elasticity and cutting efficiency (Walia *et al.* 1988) and their effectiveness in preparing canals (Glosson *et al.* 1995, Short *et al.* 1997), nickel-titanium (NiTi) rotary files have become a popular when shaping root canals (Bird *et al.* 2009). Despite these advantages, fracture of NiTi rotary files caused by cyclic fatigue has remained a primary concern in

endodontics practice because they tend to break unexpectedly as a result of the alternating tension-compression cycles to which they are subjected, usually when rotated near the apical third of a root canal with a large curvature (Sattapan *et al.* 2000).

Manufacturers have changed cross-sectional designs and geometrical traits of NiTi instruments to improve cyclic fatigue resistance. Another strategy to achieve this goal is the use of new alloys: new manufacturing processes optimize the microstructure of NiTi through a novel thermomechanical processing (Ye & Gao 2012), producing a new alloy, M-Wire (Sportwire LLC, Langley, OK, USA), with a substantial increase in flexibility (Johnson *et al.* 2008). Endodontic instruments manufactured with M-Wire

Correspondence: José C. de la Macorra, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Plaza Ramón y Cajal s/n, Ciudad Universitaria, 28040 Madrid, Spain (e-mail: macorra@ucm.es).

are expected to have higher strength and wear resistance than similar instruments made of conventional superelastic NiTi wires because of its unique nanocrystalline martensitic microstructure (Ye & Gao 2012).

GT and GT series X files (both manufactured by Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, USA) are two instruments that have the same U-shaped cross-section, passive rounded tip geometry and limited maximum flute diameter. However, GT series X was designed to improve the characteristics of GT files through two significant changes: the land widths vary along the length of the file, and it is made of the new M-Wire alloy (Buchanan 2008).

Apart from many other factors including the radius, the degree of the root canal curvature or the design of the instrument, that affect cyclic fatigue resistance, clinical use of rotary files have been shown to decrease this resistance (Gambarini 2001, Fife *et al.* 2004, Bahia & Buono 2005, Plotino *et al.* 2006, Ounsi *et al.* 2007, Aydin *et al.* 2010). Not only the resistance to CF but also the final preparation of the canal is affected when files are reused (Ounsi *et al.* 2011). However, due to the relatively high cost of NiTi rotary files and against manufacturers' recommendations, clinicians frequently reuse files, despite the enhanced risk of metal fatigue (Bird *et al.* 2009).

How clinical use affects torsional resistance of GT and GTX files has been studied (Kell *et al.* 2009). However, no studies have compared the cyclic fatigue resistance between GT files and GT series X after clinical use.

It would be interesting to assess how cyclic fatigue resistance of M-Wire alloy files is affected by clinical usage, compared with traditional NiTi, considering that unused M-Wire GTX files have shown higher cyclic fatigue resistance than unused NiTi GT files (Larsen *et al.* 2009, da Cunha Peixoto *et al.* 2010, Solaiman *et al.* 2010). If resistance of reused GTX files were higher, it would allow more canals to be shaped with a lower risk of fracture compared with traditional NiTi GT files. Therefore, the aim of this study is to compare cyclic fatigue resistance of conventional NiTi GT and M-Wire GT series X files after clinical usage.

Materials and methods

This research was conducted with the approval of the Ethics Committee of Clinical Research of Saint Carlos Hospital, Madrid.

In total, 280 consecutive patients who needed primary root canal treatment in a molar with roots

having a moderate angle of curvature (10–20°) were enrolled. All patients were informed of the aims and design of the study, and written consent was obtained before their enrolment. All the root canal treatments were performed by the same endodontist (AA).

A sample of 80 size 30, 0.06 taper new files (40 GT and 40 GT series X) were sterilized and divided in four groups: GT1 (20 GT), GT2 (20 GT), GTX1 (20 GTX) and GTX2 (20 GTX). GT1 and GTX1 were used to shape the canals of three molars and GT2 and GTX2 in four molars. The number of canals treated with each individual file was also registered. After being used, their resistance to cyclic fatigue was tested. All the files had a tip diameter of 0.30 mm and a 6% continuous taper.

Shaping protocol was as follows: manual shaping to size 20 with K-Flexofile files, ProTaper S1, ProTaper S2, size 20, 0.06 taper GT/GTX and size 30, 0.06 taper GT/GTX (all files from Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). All rotary files reached working length previously determined by a Root ZX electronic apex locator (J Morita Europe GmbH, Frankfurt, Germany) and confirmed radiographically. During the whole shaping procedure, NaOCl 5.25% was used as the irrigant.

After each treatment, files were cleaned using a gauze soaked in 5.25% NaOCl, packaged in a sterilization envelope with indicators that change colour to ensure the optimal functioning of the autoclave, and the number of treated molars and canals was annotated in the envelope.

Instructions of the autoclave Europa B xp (Tecno Gaz S.p.A., Parma, Italy) were followed for the sterilization process. The programme '134 °C packaged' cycle for instruments was chosen: the time exposed was 5 min and the drying time 12 min. Warming-up time and vacuum fractionation could vary between 25 and 30 min. Quality of the sterilization was monitored by physical, chemical and biological methods.

Another sample of 80 size 30, 0.06 taper new files (40 GT and 40 GT series X) was used as controls. They were divided in four groups. In two groups, new unused files were tested: GT-C1 (20 GT) and GTX-C1 (20 GTX). In the other two groups, new unused files were wiped with NaOCl 5.25% and sterilized three times with the same protocol as above: GT-C2 (20 GT) and GTX-C2 (20 GTX).

Cyclic fatigue resistance of all was tested at 3 mm from the tip. Diameter at the tested length was 0.48 mm.

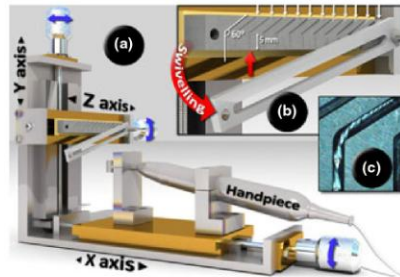


Figure 1 Cyclic fatigue testing device. Insert a: general view. Three axes are shown. Insert b: swivelling motion of grooved stainless steel top face cover and carved open semi-canals (white arrows). Red arrow points to the entrance of a canal. Insert c: image of the bending point of a file before testing.

Cyclic fatigue test device

Cyclic fatigue was tested in a device previously used and described (Arias *et al.* 2012). It consisted of a hardened stainless steel piece with 11 carved open semi-canals (white arrows, insert B in Fig. 1) with a depth 0.1 mm greater than their width and diameters ranging from 0.4 to 1.4 mm. Every semi-canal had two straight portions, joined by a 60° curvature (3-mm radius, insert B, Fig. 1). The first 5-mm straight vertical portion of the canal was the entrance (red arrow in insert B, Fig. 1), whilst in the second 4-mm straight portion rested the tip of the file (insert C, Fig. 1).

The canal selected to test cyclic fatigue was the immediately wider (to the nearest 0.1 mm) to the diameter of the file at the entrance of the semicanal. The diameter of the files at this point was 0.78, so the canal of 0.8 mm width was used (insert B, Fig. 1).

The hardened stainless steel part was attached to a base that allowed the position of files in the three axes of space be adjusted (insert A in Fig. 1). The x-axis platform held the dental handpiece, sliding back and forth on a twisted spindle manoeuvred by a knob, approaching or separating from a second platform that held the stainless steel carved portion. This second platform had two knobs, each one allowing the adjustment of the vertical (*y* axis) or the depth (*z* axis) positions of the canals.

A swivelling, grooved stainless steel top face cover allowed for visualization of the files whilst rotating in

the canal and served to protect the operator (insert B, Fig. 1).

Positioning and testing of files

Files were placed in the handpiece (insert A, Fig. 1) and inserted into the canal; the top face cover was swung and secured (insert B, Fig. 1). Both the canal and the file were lubricated with synthetic oil (Singer All-purpose oil; Singer Sewing Company, Barcelona, Spain) to minimize friction.

The files were rotated at 300 rpm and with a torque of 2 N cm in an X-Smart device (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

The motor and a 1/100 s chronometer were activated simultaneously. The file was monitored through the face cover during the test until fracture. The chronometer was then stopped, and the time (s)-to-fracture was registered.

Statistical analysis

A Weibull analysis (Weibull ++ 7; Reliasoft Corporation, Tucson, AR, USA) was used to calculate different parameters (and their 95% CI) for each group:

- Mean life (s). The expected or average time-to-failure.
- Beta, slope or shape parameter (dimensionless). The value is equal to the slope of the regressed line in the Weibull data plot. Different slopes imply different classes of failure modes, and are related to the quality of the designing of the material.
- Eta (s), characteristic life or scale parameter. The expected time that 63.2% of the files will reach without breakage, that is, the probability of failure being 0.63 at this time.

Results

The distribution of reliability versus time per group is shown in Fig. 2.

The mean (SD) number of shaped canals per group and the results for beta and eta (in seconds) parameters and mean life (in seconds) and 95% CIs are shown in Table 1.

When mean life was compared between control and experimental groups, mean life was significantly higher in control groups for both GT and GTX. The probability that GT-C1 and GT-C2 will last longer than GT1 and GT2 was higher than 98%, and the

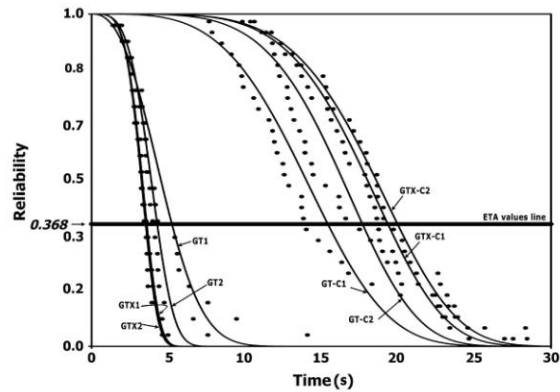


Figure 2 Weibull analysis reliability plot. The vertical scale is reliability, that is, the probability of survival. The horizontal scale is the time-to-failure (s). The horizontal thick dotted line represents Eta values, that is, the time (s) at which 63.2% of the files will survive.

Table 1 N, mean (SD) number of shaped canals per group and results for beta and eta (in seconds) parameters and mean life (in seconds) and 95% CIs

Group	n	# of shaped canals (mean (SD))	Beta (95% CI)	Eta (95% CI)	Mean life (95% CI)
GT-C1	20	–	3.8 (3–4)	15.4 (13.8–17.2)	14 (12.3–15.9)
GT-C2	20	–	4.9 (3.8–6.3)	17.7 (16.2–19.3)	16.2 (14.6–18)
GT1	20	11.5 (0.8)	2.5 (1.9–3.3)	5.3 (4.3–6.5)	4.7 (3.7–5.9)
GT2	20	13.6 (0.7)	3.8 (2.9–5.1)	4.3 (3.8–4.9)	3.9 (3.3–4.5)
GTX-C1	20	–	5.1 (3.9–6.7)	19.4 (18–20.9)	17.8 (16.3–19.5)
GTX-C2	20	–	5.1 (3.9–6.5)	20 (18.5–21.6)	18.4 (16.8–20.1)
GTX1	20	10.8 (0.7)	4.4 (3.1–6.3)	3.6 (3.3–4.0)	3.3 (3.0–3.7)
GTX2	20	13.6 (1)	4.5 (3.3–6.2)	3.5 (3.2–3.9)	3.2 (2.9–3.6)

probability that GTX-C1 and GTX-C2 will last longer than GTX1 and GTX2 was 100% (all were statistically significant).

However, when control groups were compared between them, the probability that unused but sterilized GT will last longer than unused GT was also statistically significant (66%), although it was not for GTX (54%). And the same happened when experimental groups were compared; the probability that GT1 will last longer than GT2 was 62% (statistically significant), and the probability that GTX1 will last longer than GTX2 was 52% (not statistically significant).

When mean life was compared between brands, it was significantly higher in unused files for GTX than for GT, but it was significantly higher for GT than for

GTX in used files. GTX-C1 and GTX-C2 will last longer than GT-C1 GT-C2 with a probability of 75% and 65%, respectively. However, the probability that GT will last longer than GTX was 72% after shaping three molars (GT1 compared with GTX1) and 68% after shaping four molars (GT2 compared with GTX2).

Discussion

The cyclic fatigue device and the statistical approach used in this study have been discussed previously (Arias *et al.* 2012). Cyclic fatigue resistance of GT and GTX files was tested using new files and after being used in real clinical conditions.

This study tested static cyclic fatigue in a hardened steel canal. The design of the canals did not

reproduce clinical conditions. Many studies tested cyclic fatigue in metal devices: from the Cheung's design in which the file is constricted into a curvature delimited by three stainless steel pins (Cheung & Darvell 2007) to different types of simulated canals (Grande *et al.* 2006, Gambarini *et al.* 2012). The benefit of the device used in this study is that the fulcrum point for the fatigue test can be decided by the operator.

The application of cyclic fatigue at 3 mm from the tip was decided because GT and GTX files are supposed to work only apically when the shaping protocol used in patients is followed. This protocol mixed two different NiTi rotary systems: ProTaper and GT/GTX to gain efficacy when preparing coronal and middle thirds of canals, whilst being conservative in the apical third.

The use of the whole sequence of ProTaper has been reported to have several drawbacks. Canals shaped with rotary ProTaper were progressively straightened after the use of F1 producing transportation (Zhang *et al.* 2008). Hybrid instrumentation has been claimed to be a valid alternative to achieve larger apical diameters diminishing the risk of procedural errors (Setzer *et al.* 2010). It has been recommended that the combination of S1 and S2 with other less tapered and more flexible files avoids apical transportation (Javaheeri & Javaheeri 2007).

Finishing canal shaping with GT or GTX has advantages. ProTaper and GT have been shown to be equally effective in root canal debridement (Williamson *et al.* 2009), but dentinal damage was reduced from 16% when the shaping procedure was completely performed with ProTaper to 4% when it was with GT (Bier *et al.* 2009) and GTX exhibited superior performance than ProTaper regarding both canal transportation and centring (Hashem *et al.* 2012). GTX NiTi rotary files and Profile GT files performed similarly in an extracted tooth model (Iqbal *et al.* 2010).

In this study, files were used in up to four molars following recommendations of Yared *et al.* (2000), who analysed cyclic fatigue in Profile rotary files (with an U-shaped cross-section) and concluded that they could be used safely in up to four human molars.

The results of this laboratory study revealed that unused GTX files have a longer mean life than unused GT. To date, most of the published studies that compare cyclic fatigue of unused GT and GTX files suggest that rotary files made from the newly developed M-wire alloy have better flexural cyclic

fatigue resistance than files of similar design and size made from the conventional nickel–titanium alloy (Larsen *et al.* 2009, da Cunha Peixoto *et al.* 2010, Solaiman *et al.* 2010). Only two studies did not find that new M-Wire instruments had better cyclic fatigue resistance when compared with Profile, GT files (Kramkowski & Bahcall 2009) or K3 (Gambarini *et al.* 2008). Moreover, several studies have shown that not only GTX, but also other files made of R-phase and M-Wire alloys are more resistant to cyclic fatigue than files made of traditional NiTi (Gambarini *et al.* 2011, Bouska *et al.* 2012).

In particular, a recent study reported that unused GTX files are more flexible and capable of stress relief at the most critical sections than unused GT files, suggesting that they would have a lower risk of fracture inside the root canals during clinical use (Montalvao & Alçada 2011).

It is not fully understood why a theoretically more resistant new alloy may lose its superiority when it ages, but the results of this study revealed lower resistance to CF of GTX than of GT files after being used in clinical conditions. da Cunha Peixoto *et al.* (2010) observed that pitch lengths were larger in GTX instruments when compared with similar GT instruments, whereas the diameter of GTX files tended to be smaller. It is difficult to anticipate whether this intrinsic characteristic influenced the results of this study, but it may be that wear on the blades that the shaping procedure produces could diminish the advantages of the design of GTX and of the superior alloy and therefore have an influence in the results. At the same time, the results of this study also showed that although GT used files had better cyclic fatigue resistance than GTX files, GT files age more rapidly than GTX (resistance of GT files was significantly affected by the number of canals previously shaped, but this difference was not statistically significant in GTX files). It seems that although resistance to cyclic fatigue is significantly higher in GT than in GTX files, the cyclic fatigue resistance that is expected in GT files when it is used to shape a fourth molar is significantly lower than when it was used in the third. On the other hand, the expected cyclic fatigue resistance in GTX did not significantly differ when shaping the root canals of a third or a fourth molar.

Comparison of cyclic fatigue resistance between new and used instruments has been studied with different NiTi rotary files and various studies agree in the higher resistance of new instruments (Gambarini

2001, Bahía & Buono 2005). It seems accepted that prolonged reuse of NiTi rotary instruments substantially affects their fatigue (Fife *et al.* 2004, Aydin *et al.* 2010). Once again, the results of the present study support that finding.

Debate continues over whether autoclave sterilization or clinical usage is the leading cause of the ageing of NiTi alloys. In the present study, two different methods were used to age files: autoclave sterilization alone and shaping of canals *in vivo* and autoclave sterilization together. Cyclic fatigue resistance did not decrease in files that were only sterilized, but it decreased drastically when they were used *in vivo*. Irrigants used during shaping or the procedure itself seemed to diminished cyclic fatigue resistance. In this study, NaOCl was used with a higher concentration (5.25%), but given that the same irrigant protocol and sterilization process were used with both GT and GTX, it is probable that a different rates of wear of the blades could be responsible for the lower resistance to cyclic fatigue of used GTX files when compared with used GT files. This finding and the fact that the use of 2.5% NaOCl did not alter cyclic fatigue of Profile files (Yared *et al.* 1999, 2000), supports the hypothesis that shaping procedures are the main factor in the decline of cyclic fatigue resistance of files.

Previous studies have also found that autoclave sterilization did not affect cyclic fatigue behaviour of new GT series X files (Hilfer *et al.* 2011) and enhanced cyclic fatigue resistance of new K3XF files (Plotino *et al.* 2012), although it reduced GT series X torsional strength significantly (King *et al.* 2012). In the present study, cyclic fatigue resistance of GTX was not significantly affected by autoclave sterilization, but, unexpectedly, cyclic fatigue resistance of GT was longer when new files were sterilized. This difference suggests that autoclave sterilization does not enhance the alloy when it has been previously altered with heat (M-Wire), but probably the heat of the sterilization process affects conventional NiTi.

Conclusions

GT series X files were associated with higher cyclic fatigue resistance than GT when they were unused or unused and sterilized, but GT were significantly more resistant to cyclic fatigue after clinical usage than GT series X files at 3 mm from the tip. Nevertheless, and in accordance with the claim of the designer of the

file, the improvements in GT series X files do not allow clinicians to shape more canals than they used to shape with GT files (Buchanan 2008).

Acknowledgements

The authors thank Dentsply Maillefer for providing the instruments for the control groups.

References

- Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC (2012) Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *Journal of Endodontics* **38**, 1244–8.
- Aydin C, Inan U, Tunca YM (2010) Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new Race instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics* **109**, e131–4.
- Bahia MGA, Buono VTL (2005) Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, & Endodontics* **100**, 249–55.
- Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK (2009) The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *Journal of Endodontics* **35**, 236–8.
- Bird DC, Chambers D, Peters OA (2009) Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the united states. *Journal of Endodontics* **35**, 1193–7.
- Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F (2012) Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics* **38**, 667–9.
- Buchanan LS (2008) The new gt series x rotary shaping system: objectives and technique principles. *Dentistry Today* **27**, 70–4.
- Cheung GSP, Darvell BW (2007) Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *International Endodontic Journal* **40**, 612–18.
- da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG (2010) Flexural fatigue and torsional resistance of Profile GT and Profile GT series X instruments. *Journal of Endodontics* **36**, 741–4.
- Fife D, Gambarini G, Britto LR (2004) Cyclic fatigue testing of protaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics* **97**, 251–6.
- Gambarini G (2001) Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics* **27**, 772–4.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, *et al.* (2008) Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics* **34**, 1003–5.

- Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L (2011) Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal* **44**, 337–41.
- Gambarini G, Gergli R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D (2012) Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *International Endodontic Journal* **45**, 802–6.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Delrio CE (1995) A comparison of root-canal preparations using NITI hand, NITI engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **21**, 146–51.
- Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F (2006) Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal* **39**, 755–63.
- Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA (2012) Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics* **38**, 996–1000.
- Hillier PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeanson BG (2011) Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics* **37**, 72–4.
- Iqbal MK, Floratos S, Hsu YK, Karabucak B (2010) An in vitro comparison of Profile GT and GTX nickel-titanium rotary instruments in apical transportation and length control in mandibular molar. *Journal of Endodontics* **36**, 302–4.
- Javaheri HH, Javaheri GH (2007) A comparison of three ni-ti rotary instruments in apical transportation. *Journal of Endodontics* **33**, 284–6.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K (2008) Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of Profile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics* **34**, 1406–9.
- Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B (2009) Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series x and GT rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **35**, 1278–81.
- King JB, Roberts HW, Bergeron BE, Mayerchak MJ (2012) The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *International Endodontic Journal* **45**, 156–61.
- Kramkowski TR, Bahcall J (2009) An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of Profile GT and Profile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* **35**, 404–7.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J (2009) Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **35**, 401–3.
- Montalvaio D, Alçada FS (2011) Numeric comparison of the static mechanical behaviour between of Profile GT and Profile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* **37**, 1158–61.
- Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, et al. (2007) Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of protaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **33**, 737–41.
- Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, et al. (2011) Comparison of two techniques for assessing the shaping efficacy of repeatedly used nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **37**, 847–50.
- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F (2006) A comparison of cyclic fatigue between used and new mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal* **39**, 716–23.
- Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G (2012) Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **38**, 222–5.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH (2000) Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics* **26**, 161–5.
- Setzer FC, Kwon TK, Karabucak B (2010) Comparison of apical transportation between two rotary file systems and two hybrid rotary instrumentation sequences. *Journal of Endodontics* **36**, 1226–9.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC (1997) A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of Endodontics* **23**, 503–7.
- Solaiman MSA-H, Fahad AA, Riyadh IA (2010) Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **36**, 305–7.
- Walia H, Brantley WA, Gerstein H (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics* **14**, 346–51.
- Williamson AE, Sandor AJ, Justman BC (2009) A comparison of three nickel titanium rotary systems, Endosequence, Protaper universal, and Profile GT, for canal-cleaning ability. *Journal of Endodontics* **35**, 107–9.
- Yared GM, Dagher FEB, Machtou P (1999) Cyclic fatigue of profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal* **32**, 115–19.
- Yared GM, Dagher FEB, Machtou P (2000) Cyclic fatigue of profile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal* **33**, 204–7.
- Ye J, Gao Y (2012) Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics* **38**, 105–7.
- Zhang L, Luo HX, Zhou XD, Tan H, Huang DM (2008) The shaping effect of the combination of two rotary nickel-titanium instruments in simulated s-shaped canals. *Journal of Endodontics* **34**, 456–8.

ARTÍCULO 3: Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion J Endod. 2013 Dec;39(12):1585-8. (3)

Basic Research—Technology

Cyclic Fatigue Resistance of K3, K3XF, and Twisted File Nickel-Titanium Files under Continuous Rotation or Reciprocating Motion

Juan José Pérez-Higueras, DDS, Ana Arias, DDS, PhD, and José C. de la Macorra, DDS, MS, PhD

Abstract

Introduction: New designs and alloys and different motions have been introduced to increase the cyclic fatigue (CF) resistance of nickel-titanium (NiTi) files. The aim of this study was to compare the CF resistance of K3 (SybronEndo, Orange, CA), K3XF (SybronEndo), and TF (SybronEndo) files under continuous rotation and reciprocating motion. **Methods:** A total of 210 files (30-tip diameter, 0.06 fixed taper), 60 K3, 60 K3XF, and 90 TF files, were divided into 7 groups (30 files each): K3-C, K3XF-C, and TF1-C were rotated at 300 rpm; TF2-C was rotated at 500 rpm; and K3-R, K3XF-R, and TF1-R were used in a reciprocating motion. CF resistance was tested in stainless steel, curved canals (60°, $r = 3$ mm) until fracture, and the time to fracture was recorded. The mean half-life, beta, and eta were calculated for each group and were compared with Weibull analysis. **Results:** The probability of a longer mean life was greater under reciprocating motion for all of the files (100% for K3, 87% for K3XF, and 99% for TF). Under continuous rotation, K3XF was more resistant than K3 and TF. TF lasted significantly longer than K3. TF was more resistant to CF when rotated at 300 rpm instead of 500 rpm. Under reciprocating motion, there were no significant differences between K3XF and TF mean lives, but both were significantly longer than the K3 mean life (78% for TF and 86% for K3XF). **Conclusions:** Reciprocating motion and R-phase increase CF resistance. (J Endod 2013;39:1585–1588)

Key Words

Cross-section, R-phase, reciprocation, rotational speed, Weibull analysis

Since 1988, when nickel-titanium (NiTi) was proposed for use in the manufacturing of endodontic instruments (1), NiTi rotary files have become popular (2) because of their greater flexibility, cutting ability, and more rapid and centered root canal preparation (3, 4). However, these files tend to break unexpectedly because of cyclic fatigue (CF), which is induced by the alternating tension-compression cycles to which they are subjected when flexed in the maximum curvature region of the canal and are rotated (5).

To improve the CF resistance of files, manufacturers have introduced different designs and improved alloys. R-phase is an intermediate phase with a rhombohedral distortion of the cubic austenite phase created by a process of heating and cooling in which the final shape of the file is achieved, and different series of cooling and heating then convert the wire back to the austenite crystalline structure (5–8).

K3, Twisted File (TF), and K3XF are different NiTi rotary files developed by SybronEndo (Orange, CA). K3 was the first file developed (2002), and it was manufactured with a traditional grinding process. TF was developed in 2008 with a different manufacturing process including 3 new methods: heat treatment (R-phase), twisting of the metal wire, and special surface conditioning (9). In 2011, K3XF was developed with the same R-phase heating and cooling protocol as TF, but instead of being twisted, it was ground like K3 (10).

On the one hand, K3 and K3XF are made of a different NiTi alloy (K3 is made of conventional NiTi alloy and K3XF of R-phase); however, they have the same cross-section (a modified triple U: 2 reduced radial lands with a reduced zone to minimize friction and a third complete radial land), they undergo the same manufacturing method (grinding), and the same protocol of use is recommended by the manufacturer (continuous rotation at 300–350 rpm) (11, 12). On the other hand, TF has a different cross-section (triangular), it undergoes a different manufacturing method (twisting), and the manufacturer recommends that it be rotated at 500 rpm (5). TF and K3XF are made of the same R-phase alloy.

The thermal treatment of NiTi (9, 13, 14), cross-section of files (15, 16), speed in continuous rotation (17, 18), and manufacturing methods (5, 9, 19, 20) are parameters that are known to influence the CF resistance of files. Testing the CF resistance of these 3 different systems allows for analysis of the relative importance of these parameters that supposedly influence the behavior of NiTi rotary files in clinical situations because each of these systems has characteristics that make it different from the others but, at the same time, somewhat comparable.

Debate continues regarding the best motion of action for NiTi rotary files. Clinicians and researchers have suggested reciprocating motions instead of continuous rotation (21, 22), and scientific studies have shown a greater CF resistance of files when they are used with reciprocating movements (23–27).

No studies have compared CF resistance using 2 different motions (continuous rotation and reciprocation) among these 3 types of files, which have similar morphologies but are made of different alloys and undergo different manufacturing methods. Therefore, the aim of this study was to compare the CF resistance of K3, K3XF, and TF files at 5 mm from the tip under continuous rotation or reciprocating motion.

From the Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Madrid, Spain.

Address requests for reprints to Dr José C. de la Macorra, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Plaza Ramón y Cajal s/n. Ciudad Universitaria, 28040 Madrid, Spain. E-mail address: macorra@ucm.es 0099-2399/S - see front matter

Copyright © 2013 American Association of Endodontists. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2013.07.020>

Basic Research—Technology

Materials and Methods

A sample of 210 new files (60 K3, 60 K3XF, and 90 TF) was used. All of the files had the same tip diameter (30) and a fixed taper (0.06). CF resistance was tested at 5 mm from the tip. The diameter at the tested length was 0.60 mm.

The files were divided into 7 groups (30 files each, Table 1). Continuous rotation at 300 rpm was used with the files in groups K3-C, K3XF-C, and TF1-C, and 500 rpm was used in group TF2-C. The files in groups K3-R, K3XF-R, and TF1-R were used with reciprocating motion in an ATR Tecnika Vision electric motor (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Clockwise and counterclockwise rotations were set at four tenths and two tenths of a circle (144° – 72°) as described by other authors (21–25).

The experiment was performed using a previously described device (28). The canal of 1-mm width was used because it was the width (to the nearest 0.1 mm) immediately beyond the diameter of the file at the entrance of the canal (0.9 mm) (Fig. 1B).

The device had a hardened stainless steel piece with 11 carved, open semicanals with 2 straight open portions joined by a 60° curvature with a 3-mm radius, with diameters ranging from 0.4–1.4 mm and a depth of 0.1 mm greater than each width. This piece was attached to a base that allowed for adjusting the positions of the files on the 3 axes of space (Fig. 1A). The x-axis held the dental handpiece and was approached or separated from a second platform, which held the stainless steel carved piece. This second platform adjusted the vertical (y-axis) and depth (z-axis) positions of the canals. A swiveling top face cover allowed for the visualization of the files and protected the operator (Fig. 1B).

Both the canal and the file were lubricated with synthetic oil (Singer All-Purpose Oil; Singer Sewing Company, Barcelona, Spain) to minimize friction. The motor and a 1/100-second chronometer were simultaneously activated, the file was monitored through the face cover until fracture, and the time (seconds) to fracture was registered.

Weibull analysis (Weibull++7; Reliasoft Corporation, Tucson AZ) was used to calculate different parameters and their 95% confidence intervals for each group including the following:

1. *Mean life (seconds)*: The expected or average time to failure
2. *Beta*: The slope or shape parameter (dimensionless), the values of which are equal to the slopes of the regressed lines in the Weibull probability plot and are particularly significant because they provide a clue to the physics of the failure
3. *Eta (seconds)*: Characteristic life or scale parameter. Eta is the typical time to failure in Weibull analysis related to the mean time to failure. It is defined as the expected time that 63.2% of the files will attain without breakage (ie, the probability of failure being 0.63 at this time point).

Comparison between the groups allowed for the determination of whether items from 1 set would outlast those of the others.

TABLE 1. Files and Conditions in the Study

Group	File	n	Speed (rpm)	Kinematics
K3-C	K3	30	300	Continuous rotation
K3XF-C	K3XF			
TF1-C	TF			
TF2-C	TF		500	Reciprocation
K3-R	K3		300	
K3XF-R	K3XF			
TF1-R	TF			

Results

The distribution of reliability versus time by group is shown in Figure 2. Table 2 presents the results and 95% confidence intervals for beta, eta, and mean life parameters.

Comparison of the datasets showed that mean life was significantly longer for all files when used with reciprocating motion compared with continuous rotation. The probability that the files used in reciprocating motion would last longer than the files used with continuous rotation was 100% for K3, 87% for K3XF, and 99% for TF.

When mean life was compared among the brands under continuous rotation (300 rpm), K3XF will last longer than K3, with a probability of 94%, and longer than TF, with a probability of 83%. In addition, TF will last longer than K3, with a probability of 93%.

When different rotational speeds were used, the probability that TF, rotated at 300 rpm, will last longer than if rotated at 500 rpm was 97%. Under reciprocating motion, there were no significant differences in mean life between K3XF and TF, but both will last longer than K3 (probability of 78% for TF and 86% for K3XF).

Discussion

The CF device and the statistical approach used in this study were previously discussed in a recent report (28). There are no standardized specifications to test the CF of rotary NiTi instruments—only to test the torsional load of .02 NiTi files used for hand instrumentation (29). An effort should be undertaken to minimize uncontrolled variables and to reproduce the same conditions when the CF resistance of files is tested (30).

This study tested static CF in a hardened steel canal. The design of the canals were not intended to simulate clinical conditions but rather to allow for precise testing of CF resistance at a given level of the file through the application of pure tension-compression cycles and excluding variables that cannot be reproduced in a tooth model.

Many studies have tested CF in metal devices with different designs including constricting the file into a curvature delimited by stainless steel pins (31, 32) or using different types of simulated canals (10, 14, 24, 33, 34). The device used in this study allowed for the selection of the exact point at which CF resistance was to be tested (5 mm). The device used different sizes of open-ended semicanals and provided a firm platform that allowed for the placement of the instrument in a curved and reproducible situation to test all of the files. All

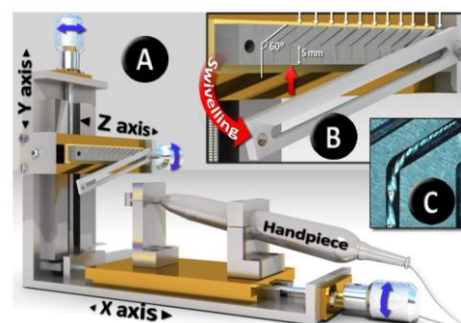


Figure 1. A cyclic fatigue testing device. A, A general view. Three axes are shown. B, The swiveling motion of grooved stainless steel top face cover and carved open semicanals (white arrows). A red arrow indicates the entrance of a canal. C, An image of the bending point of a file before testing.

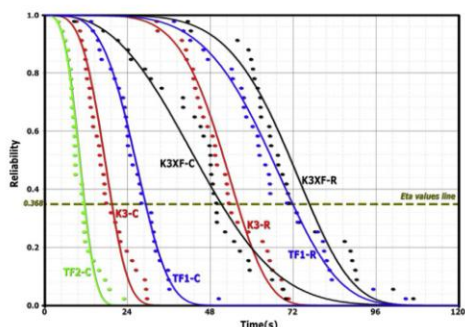


Figure 2. The distribution of reliability versus time by group. The horizontal green dotted line marks the eta parameter's values (ie, the time[s] at which 63.2% of the files would survive).

of the tested files had the same tip diameter and taper, so the diameters of all of the files were the same at the levels selected to be fatigued. Although 3 different instruments were tested in the present study, that they shared some characteristics allows for the discussion of the following 5 different factors: kinematics (rotation/reciprocation), manufacturing process (twisted/ground), alloy (NiTi/R-phase), cross-section (modified triple U/triangular), and rotational speed (300/500 rpm).

Kinematics

The results of this *in vitro* study showed that the CF resistance of the 3 tested files was significantly greater when the files were used in a reciprocating motion, rather than in continuous rotation, as in previous studies (24–26). These differences had not been analyzed for K3 and K3XF files. Some researchers have previously found that TF files were more resistant when submitted to reciprocation motion than under continuous rotation (23, 24) as in the present report.

Both TF and K3XF showed a significant longer mean life than K3 under reciprocating motion. Earlier studies have reported that thermal treatment of NiTi alloys resulted in greater CF resistance when used in continuous rotation (9, 34, 35), but until now this fact had not been tested under reciprocation.

The results of the present study showed that K3XF under continuous rotation showed a significantly longer mean life than TF and K3, whereas TF was better than K3. This finding suggests that the latest developments in files (through improvements in constituent alloys, in their design, and/or in their manufacturing processes) have produced more resistant instruments.

In addition, the beta parameter was significantly lower for K3XF than for K3 under continuous rotation; not only was K3XF more resistant

to CF, but the results were also more homogeneous for K3XF, suggesting that its behavior was more predictable. However, based on the results in Table 2, it is apparent that the beta parameter increased in the groups tested under reciprocation. CF resistance was significantly greater under reciprocation, but it was also less predictable, possibly because the files were manufactured to be used under continuous rotation.

Alloys

Considering that other factors were the same for K3XF and K3 files (design and manufacturing process), the better results for K3XF, in lasting longer than K3 (probability = 94%), suggest that R-phase is more resistant than conventional NiTi under continuous rotation. These results are consistent with those of other studies (10, 20, 36, 37).

Manufacturing Processes and Cross-sections

K3XF was significantly more resistant than TF to CF under continuous rotation. Hence, either the differences in cross-section or in the manufacturing process (grinding or twisting an R-phase alloy wire) affected their behavior. The limitation of not having 2 files with the same design and alloy but with different manufacturing process made it difficult to determine precisely whether or to what extent the improvements in CF resistance were related to the different design or the different manufacturing process.

The twisting manufacturing process has been claimed to enhance CF resistance, supposedly because it sidesteps the grinding process, which can introduce microfractures into the wire (5, 20). However, although the results of the present study were similar in that TF was more resistant than K3, TF is made of R-phase and K3 of a conventional NiTi alloy, and K3XF resisted significantly more than TF.

Rotational Speed

This study also compared the CF resistance of TF files at different speeds (300 rpm, to be comparable with other groups, and 500 rpm, the speed that the manufacturer recommends). TF was significantly more resistant to CF when it was used at 300 rpm. There has been no agreement in the literature regarding whether a lower CF resistance is related to a higher speed (17, 38).

Based on these results and bearing in mind the limitations of this *in vitro* study, we conclude that CF resistance was greater for all files when used under reciprocating motion although the roles that the other analyzed parameters play in CF resistance must be interpreted with caution because, surprisingly, the significant differences found in CF resistance between TF and K3XF when they were rotated were no longer present when they were reciprocated. This finding suggests that the connection that has been found between the cross-section of the file or the manufacturing process and the CF resistance when the file is rotating is not important, and when the file is used with a reciprocating motion, the different thermal treatment of the wire is the only variable that is relevant to CF when the files are used in a reciprocating motion.

Acknowledgments

All of the files in the study were kindly provided by SybronEndo. The authors deny any conflicts of interest related to this study.

References

1. Walla H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346–51.
2. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod* 2009;35:1193–7.

TABLE 2. Results and 95% Confidence Intervals for Beta, Eta, and Mean Life Parameters

Group	Mean life	Beta	Eta
K3-C	17.4 (15.3–19.7)	3.8 (2.9–5)	19.2 (17.2–21.3)
K3XF-C	44.7 (38.5–51.8)	2.7 (2–3.7)	50.2 (43.6–57.9)
TF1-C	26.1 (23.4–29.2)	4 (3.1–5.1)	28.8 (26.2–31.9)
TF2-C	10.1 (8.8–11.7)	3.3 (2.6–4.2)	11.3 (10–12.8)
K3-R	51.3 (47.5–55.4)	6 (4.5–7.8)	55.4 (51.9–59.1)
K3XF-R	70.9 (64.9–76.4)	5.8 (4.5–7.5)	76 (71–81.5)
TF1-R	65.3 (59.6–71.5)	5 (3.8–6.4)	71.1 (65.8–76.9)

Basic Research—Technology

- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, et al. A comparison of root-canal preparations using ni-ti hand, ni-ti engine-driven, and k-flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–51.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 1997;23:503–7.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–5.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, et al. Current challenges and concepts of the thermo-mechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39:163–72.
- Arapai SB, Brandley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1589–93.
- Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int End J* 2000;33:297–310.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, et al. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–3.
- Plotino G, Costanzo A, Grande NM, et al. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:222–5.
- K3 procedure pack. Orange, CA: SybronEndo; 2010.
- K3f technical card. Orange, CA: SybronEndo; 2012.
- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:716–20.
- Bouska J, Justman B, Williamson A, et al. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod* 2012;38:667–9.
- Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod* 2010;36:1394–8.
- Lee M-H, Versluis A, Kim B-M, et al. Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37:1152–7.
- Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, et al. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of Profile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1205–9.
- Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, et al. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1013–6.
- Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An *in vitro* cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:515–8.
- Gambarini G, Plotino G, Grande NM, et al. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int End J* 2011; 44:337–41.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int End J* 2008;41:339–44.
- Malentacca A, Lalli F. Rotazione alternata nell'uso degli strumenti in nichel-titanio. *Gior It End* 2002;16:79–84.
- Pedullà E, Grande NM, Plotino G, et al. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:258–61.
- Gambarini G, Gergi R, Naaman A, et al. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int End J* 2012;45:802–6.
- De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, et al. Extended cyclic fatigue life of F2 Protaper instruments used in reciprocating movement. *Int End J* 2010;43:1063–8.
- Varela-Patino P, Martín-Biedma B, Rodríguez-Nogueira J, et al. Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *End Pract Today* 2008;3:193–7.
- You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.
- 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: 1244–8.
- ADA. New American Dental Association specification no. 28 for endodontic files and reamers. Council on dental materials and devices. *JADA* 1976;93:813–7.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, et al. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:1469–76.
- Setzer FC, Böhme CP. Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:133–7.
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int End J* 2007;40:612–8.
- Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, et al. *In vitro* comparison of cyclic fatigue resistance of Protaper, WaveOne, and twisted files. *J Endod* 2012;38: 1521–4.
- Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, et al. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013;39:389–93.
- da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, et al. Flexural fatigue and torsional resistance of Profile GT and Profile GT Series X instruments. *J Endod* 2010;36: 741–4.
- 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 Path Oral Radiol Endod* 2011;112:390–5.
- Oh S-R, Chang S-W, Lee Y, 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 Path Oral Radiol Endod* 2010; 109:622–8.
- Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of Endosequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod* 2007;33:1469–72.

ARTÍCULO 4: 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 Sep;40(9):1477-81.(4)

Basic Research—Technology

Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels

Juan J. Pérez-Higueras, DDS,* Ana Arias, DDS, PhD,[†] José C. de la Macorra, DDS, MS, PhD,* and Ove A. Peters, DMD, MS, PhD[‡]

Abstract

Introduction: New designs and alloys have been developed to increase cyclic fatigue (CF) resistance of rotary files. The aim of this study was to compare CF resistance of ProTaper Universal (PTU; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) and ProTaper Next (PTN, Dentsply Tulsa Dental) instruments at different points of curvature.

Methods: A total of 420 files (240 PTU, S1, F1, F2, and F3 and 180 PTN, X1, X2, and X3) were divided in 14 groups of 30 instruments each. Instruments in groups S1–5, F1–5, X1–5, F2–5, X2–5, F3–5, and X3–5 were tested at 5 mm from the tip. Groups S1–12, X1–12, and F1–12 were tested at 12 mm from the tip because S1, X1, and F1 instruments have the same diameter at that level. Groups F2–8, X2–8, F3–8, and X3–8 were tested at 8 mm (F2/X2 and F3/X3, respectively, had the same diameter at 8 mm). All files were rotated at 300 rpm until fracture. CF resistance was tested in stainless steel curved canals (60°, r = 3 mm). Time to fracture was recorded. The mean half-life and beta and eta were calculated for each group and were compared with Weibull analysis. **Results:** PTN instruments will last significantly longer than PTU files with a probability higher than 98% at all tested levels except for S1, which was the significantly the most resistant instrument to CF at 5 mm from the tip. **Conclusions:** PTU S1 was significantly the most resistant instrument at 5 mm from the tip. PTN files were significantly more resistant to CF than PTU instruments at all the other tested levels. (*J Endod* 2014;40:1477–1481)

Key Words

Cyclic fatigue resistance, M-Wire, ProTaper Next, ProTaper Universal, Weibull analysis

From the *Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Madrid, Spain; and †Department of Endodontics, Arthur A. Dugoni School of Dentistry, University of the Pacific, San Francisco, California.

Address requests for reprints to Dr Ana Arias, Arthur A. Dugoni School of Dentistry, University of the Pacific, 2155 Webster Street, San Francisco, CA 94115. E-mail address: aa@ana-arias.com

0099-2399/\$ - see front matter

Copyright © 2014 American Association of Endodontists.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.025>

Nickel-titanium (NiTi) rotary files have become popular instruments to shape root canals (1) because of their elasticity, efficiency (2, 3), and cutting capacity (4). However, these instruments undergo repetitive strain excursions (5) rotating in curved canals and hence tend to unexpectedly break because of cyclic fatigue (CF) (6–8).

Many factors (eg, the radius and degree of the root canal curvature and the design of the instrument) are believed to have an influence on the CF resistance of files. However, manufacturers recently enhanced the fracture resistance of NiTi files by the improvement of manufacturing processes and the development of new alloys with superior mechanical properties when compared with conventional NiTi (5, 9, 10).

A novel thermomechanical process optimizes the microstructure of NiTi producing the so-called M-Wire alloy (Sportswire LLC, Langley, OK). Endodontic instruments manufactured with this alloy are expected to have an increased flexibility and higher strength and wear resistance than similar instruments made of conventional superelastic NiTi wires because of its unique nanocrystalline martensitic microstructure (11). In recent years, superior mechanical properties of files manufactured with M-Wire (12–14) have been shown.

Manufacturers have also introduced different designs to improve CF resistance of files. ProTaper Universal (PTU; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) is a well-described NiTi rotary system of instruments manufactured with progressive taper over the length of the cutting blades, convex triangular cross-sections, and noncutting tips. Recently, ProTaper Next (PTN, Dentsply Tulsa Dental) has been developed with the new M-Wire alloy; its design features include variable tapers and an off-centered rectangular cross-section.

As per directions for use, clinicians should take all instruments in both series, except ProTaper SX, passively to the working length after preparing a glide path (15, 16). However, although the basic sequence to shape curved root canals with PTU includes 6 instruments, 3 of them to prepare the coronal and middle third (SX, S1, and S2) and the other 3 to enlarge the apical third (F1, F2, and F3), PTN directions for use suggest the use of only 3 files to shape similarly sized canals (X1 is #17/.04, X2 is #25/.06, and X3 is #30/.075). The tip diameter of X1 is close to S1, but the increment in the taper throughout the active blades is closer to the F1 PTU instrument. The action of X1 could be the substitution of S1, S2, and F1 PTU files. M-Wire raw material has also shown an extended fatigue life beyond the conventional NiTi alloy (17, 18), which may allow getting the final desired shape with fewer instruments without increasing the risk of failure because of CF.

Currently, there are no reported data available on CF resistance of PTN files, and no studies have compared CF resistance of this new system of instruments and the predecessor PTU. Therefore, the aim of this study was to compare CF resistance of PTN and PTU files at different levels.

Materials and Methods

A total of 420 files (240 PTU and 180 PTN) were divided into 14 groups ($n = 30$ in each). In 7 groups (S1–5, F1–5, F2–5, F3–5, X1–5, X2–5, and X3–5), CF resistance was tested at a distance of 5 mm from the tip. In the other groups (S1–12, F1–12, F2–8, F3–8, X1–12, X2–8, and X3–8), CF resistance was tested at the level where the specific PTN and PTU instruments had the same diameter. The matching diameters of comparable instruments were at 12 mm from the tip for S1, X1, and F1; at 8 mm for F2 and

Basic Research—Technology

X2; and at 8 mm for X3 and F3. Therefore, the other tested level was at 12 mm from the tip for groups S1–12, X1–12, and F1–12 and at 8 mm for groups F2–8, X2–8, F3–8, and X3–8. The diameter of all instruments at 5 mm from the tip and at the other tested level is shown in Figure 1.

The experiment was performed in a device that was previously described in detail (19–21). In brief, this device consists of a hardened stainless steel form block with 11 carved open semicanals (2 straight opened portions are joined by a 60° curvature with a 3-mm radius) with diameters ranging from 0.4 to 1.4 mm and a depth 0.1 mm greater than each width. The hardened form block was attached to a base that allowed manual adjustment of its position in the 3 axes of space. The x-axis held the dental handpiece and could be approached or separated from a second platform that held the stainless steel carved piece. This second platform adjusted the vertical (y-axis) and depth (z-axis) positions of the canals. The final position of the files was controlled by visual inspection under an operative microscope. A swiveling top face cover allowed the visualization of the files and protected the operator. The immediately wider canal (to the nearest 0.1 mm) to the diameter of the instrument at the entrance of the canal, 5 mm short of the fatiguing point, was selected to test CF.

All instruments were rotated until fracture at the speed specified by the manufacturer (300 rpm). After positioning the instrument in the canal and lubricating with synthetic oil (Singer All-Purpose Oil; Singer Sewing Company, Barcelona, Spain) to minimize friction, the motor and a 1/100s chronometer were simultaneously activated. The instrument was monitored through the face cover during the test until fracture and time (seconds) to fracture were registered.

Weibull analysis (Weibull ++ 7; Reliasoft Corporation, Tucson, AZ) was used to calculate the following parameters and their 95% confidence intervals for each group:

1. Mean life (seconds), the expected or average time to failure.
2. Beta (β) (dimensionless), the slope or shape parameter: the values of which are equal to the slopes of the regressed lines in the Weibull probability plot and are particularly significant because they provide a clue to the physics of the failure.
3. Eta (η) (seconds), Weibull characteristic life or scale parameter: the typical time to failure in Weibull analysis related to the mean time to failure. It is defined as the time at which 63.2% of the files are expected to fail (ie, the probability of failure being 0.63 at this time point).

Comparison between groups allowed for the determination of whether items from 1 set would outlast those of the others.

Results

Weibull probability plots (unreliability, or the probability of failure, vs time) per group for comparable files are shown in Figure 2 (S1–5, F1–5, F2–5, F3–5, X1–5, X2–5, and X3–5 groups; S1–12, F1–12, and X1–2 groups; F2–8 and X2–8 groups; and F3–8 and X3–8 groups). Mean life and eta and beta parameters and their 95% confidence interval are shown in Figure 1.

PTN instruments will last significantly longer than PTU with a probability higher than 98% either at 5 mm from the tip or at the other tested levels except for S1, which was the significantly most resistant instrument to CF but only at 5 mm from the tip.

Although S1 had a 11.3% longer lifespan than X1 and 83% more than F1 on average at 5 mm from the tip, when compared at a level with the same diameter (12 mm from the tip), X1 resisted 46% more time

than F1 and 50% more time than S1. In fact, S1–5 showed the highest η value (69), whereas S1–12 showed the lowest (1.26).

For PTU instruments, S1 was the most resistant, F1 was significantly more resistant to cyclic fatigue than F2, and F2 was more resistant than F3. For PTN files, X1 was significantly more resistant to cyclic fatigue than X2, and X2 was more resistant than X3.

Beta values were higher than 4.3 in all groups, indicating a predictable behavior of all the instruments at both levels. This fact is also shown in the steep slope of all groups in Figure 2.

Discussion

CF resistance of files has been improved with the development of new alloys, but it is still a concern for endodontists, general practitioners, and patients. Two topics could be improved in research related to CF resistance of endodontic instruments. On the one hand, the absence of standardized specifications to test CF of rotary NiTi instruments makes well-designed studies necessary that try to minimize uncontrolled variables and to reproduce the same conditions (22, 23). On the other hand, a consensus between researchers should be reached in the correct statistical analysis of data derived from the mean life of instruments (24, 25).

To date, various methods have been developed to test CF resistance of files in metal devices simulating canals (26–28). However, others tried not to reproduce a complete canal but rather to have a reproducible situation (eg, the classic 3 stainless steel pins that constrained the instrument into a curvature) (29–31). An effort to minimize uncontrolled variables and to reproduce the same conditions to test CF resistance of instruments is desired. The device used in this study tried not to reproduce a clinical condition but rather to test files in a controlled and repeatable environment that excluded all possible confounding factors and in which results approached the intrinsic properties of tested instruments.

The benefit of this device is that the operator can decide the fulcrum point for the fatigue test because it included different sizes of open-ended hardened steel semicanals. Two different levels for all instruments were selected to test CF resistance: at 5 mm from the tip and at another level, the location of which depended on the taper and diameter of each instrument along their active blades. In each case, a level was chosen that was associated with the same cross-sectional diameter to facilitate comparisons; this way the test assessed the relevance of a particular design and alloy of the instruments and avoided confounding factors like the mass of metal.

Fatigue is a process in which damage accumulates because of the repetitive application of loads below the yield point (32). Quantitative accelerated life tests are designed to produce the data required for accelerated life data analysis, gathering life data obtained under accelerated conditions to foretell the behavior for the product under normal use conditions (33).

A conventional statistical approach is often used to analyze CF resistance of files although such methodology does not consider crack generation, buildup, or alteration of pre-existing defects of materials as accumulative. Measured along time, a single application of the load could possibly not produce any defect, so a conventional stress analysis might lead to the assumption of a safety that does not exist (34). Determining a Weibull distribution leads to a more accurate approximation (25, 35, 36). Weibull risk-of-rupture analysis is a widely accepted model for material and structural evaluation and is the leading method in the world for fitting and analyzing life data (37). The Weibull distribution is used to predict the failure times of products. A simple plot is drawn to visualize the observations in which the unreliability of the specimens is found on the ordinate and the observation time on the abscissa.

System	Instrument	Group	Tested level (mm from tip)	Diameter at tested level (mm)	Mean life (CI 95%)	β (CI 95%)	η (CI 95%)
PTU	S1	S1-5	5	0.37	63.6 (53.8 - 68.7)	5.4 (4 - 7.3)	69 (64.3 - 74)
		S1-12	12	0.98	1.2 (1.1 - 1.3)	7.8 (6.3 - 9.7)	1.26 (1.19 - 1.34)
	F1	F1-5	5	0.54	10.8 (9.8 - 11.8)	5.7 (4.1 - 8)	11.6 (10.7 - 12.6)
		F1-12	12	0.92	1.3 (1.2 - 1.4)	7 (5.5 - 9)	1.4 (1.3 - 1.5)
	F2	F2-5	5	0.62	7.4 (6.7 - 8)	6 (4.3 - 8.4)	7.9 (7.3 - 8.6)
		F2-8	8	0.78	4.3 (3.8 - 4.8)	4.4 (3.1 - 6.3)	4.7 (4.2 - 5.2)
	F3	F3-5	5	0.69	2.0 (1.9 - 2.2)	11.2 (8.6 - 14.7)	2.1 (2.0 - 2.2)
		F3-8	8	0.83	1.9 (1.7 - 2.1)	8.2 (6.3 - 10.6)	2 (1.9 - 2.2)
PTN	X1	X1-5	5	0.42	56.4 (51.3 - 62.1)	5.5 (3.9 - 7.7)	61.1 (56.2 - 66.5)
		X1-12	12	0.92	2.4 (1.6 - 3.5)	7.7 (3.3 - 17.8)	2.5 (1.8 - 3.6)
	X2	X2-5	5	0.56	29.1 (25.6 - 33)	4.3 (3.1 - 6)	32 (28.7 - 35.7)
		X2-8	8	0.77	9.8 (8.4 - 11.4)	4.6 (3.4 - 6.1)	10.7 (9.4 - 12.2)
	X3	X3-5	5	0.65	5.3 (4.6 - 6.1)	6.4 (4.8 - 8.7)	5.7 (5.1 - 6.4)
		X3-8	8	0.83	4.5 (4.1 - 4.9)	6.8 (5 - 9.2)	4.8 (4.5 - 5.2)

Figure 1. The diameter of instruments at tested levels and mean life (seconds) and beta (dimensionless) and eta (s) parameters (and 95% confidence interval). Note that PTN instruments had higher CF resistance than PTU at all tested lengths except for S1 instrument at 5 mm from the tip.

The double logarithmic scale of the ordinate of such a plot makes the Weibull cumulative distribution function appear as a straight line in which the β parameter is the slope of the line (38). The steeper the slope (β) of the plot, the smaller the variation in the time to failure and the more predictable the results will be (37).

In this report, CF resistance of PTN and PTU was tested at different levels. As expected, a higher mean life was found at apical than at coronal levels for all instruments. A possible explanation for this result might be the larger cross-sectional diameters that pro-

duced higher local strain rates (39). At the same time, defects such as pits, metal strips, longitudinal scratches, and milling grooves have been shown to be larger near the handle of the instrument than near the tip (40). A β value lower than 1 would have shown that failure rate is decreasing with time. Failures that occur at a relatively early time are caused by massive flaws; however, β values were higher than 4.3 for all groups in the present study, showing a predictable behavior of files at both levels, which is also shown in the steep slopes of all curves in Figure 2.

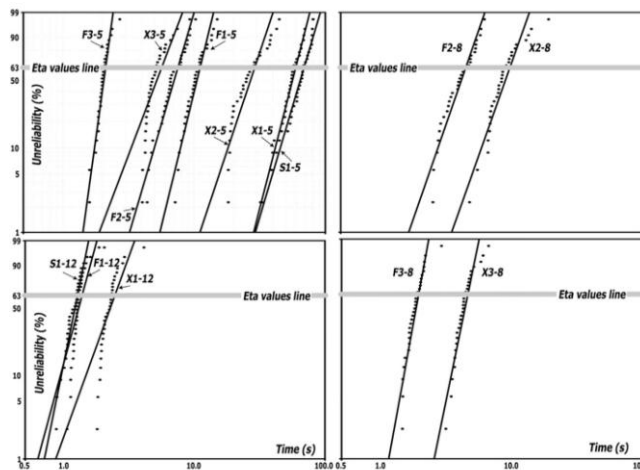


Figure 2. Weibull probability plots: unreliability versus time (both axes in logarithmic scale). The eta values line intersects with the time at which 63.2% of the instruments are expected to fail.

Basic Research—Technology

In addition, there is a negligible probability of failure during the use of an instrument when Weibull characteristic life or η is beyond the time that the instrument is expected to be active. The time that an instrument is working at a specific level when shaping a root canal normally in the clinic is lower than the η obtained in all groups even though the test curvature used in this study was strong.

In accordance with other studies, the results for both PTU and PTN showed a decrease in the resistance to CF with an increase in the instrument diameter (41). The results of the present study showed that PTN instruments had higher CF resistance than PTU at all tested lengths, apart from the S1 instrument, which has the smallest diameter (0.37 mm) at 5 mm from the tip. Two different characteristics of each rotary system could be responsible for the differences in CF resistance: both are made of a different NiTi alloy and have different cross-sections. PTU instruments are made of the conventional NiTi alloy and have a triangular cross-section, and PTN is made of M-Wire and has an off-centered rectangular cross-section.

It has been shown that cross-sectional design has an impact on the stress developed by an instrument under either tension or bending (42, 43); PTU instruments showed lower resistance to CF than other instruments in previous studies, and it was attributed to the stiffness of the instruments (44). However, recent studies claimed the superiority of M-wire (19, 45–47).

It has been also reported that static CF tests showed lower results compared with dynamic tests in which endodontic instruments are subjected to axial movements (48). The alternating compressive and tensile stresses are likely concentrated at the same area of the instrument in static tests, creating cumulative stresses and inducing microstructural changes in the metallic alloy (49). Therefore, higher CF resistance is expected in a clinical situation in which instruments are operated in a constant in and out motion that helps to avoid taper lock.

Within the limitations of this *in vitro* study, the results suggest that a higher resistance to CF is expected for the different instruments in PTN sequence when compared with PTU instruments except for S1 PTU at apical levels where the instrument is thinner than X1 PTN.

Acknowledgments

The authors thank Dentsply Maillefer for providing the instruments and files used in this study.

Ove Peters serves as a consultant to Dentsply Maillefer, Balgates, Switzerland.

The authors deny any conflicts of interest related to this study.

References

- Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the united states. *J Endod* 2009;35:1193–7.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 1997;23:503–7.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Del Rio CE. A comparison of root-canal preparations using Ni-Ti hand-, Ni-Ti engine-driven, and K-File endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–51.
- Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, et al. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J* 2014;47:505–13.
- Pelton AR, Fino-Decker J, Vien L, et al. Rotary-bending fatigue characteristics of medical-grade nitinol wire. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;27:19–32.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–5.
- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the american journal of dentistry. *Am J Dent* 2001;14:324–33.
- Young JM, Van Vliet KJ. Predicting *in vitro* failure of pseudoelastic NiTi devices under low cycle, high amplitude fatigue. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:17–26.
- Plotino G, Costanzo A, Grande NM, et al. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:222–5.
- Oh SR, Chang SW, Lee Y, 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;109:622–8.
- Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* 2012;38:105–7.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, et al. Current challenges and concepts of the thermo-mechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39:163–72.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1589–93.
- Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, et al. Mechanical behavior of m-wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater* 2013;29:e318–24.
- Tulsa Dental Specialties. Protaper universal. Directions for use. Available at: http://www.tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content_-_Endo_Access_Shaping/DFUPTNF_Rev1_10-12_ProTaperNext_DFU.sflb.aspx. Accessed November 16, 2013.
- Tulsa Dental Specialties. Protaper next. Directions for use. Available at: http://www.tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content_-_Endo_Access_Shaping/DFUPTNF_Rev1_10-12_ProTaperNext_DFU.sflb.aspx. Accessed November 16, 2013.
- 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;34:1406–9.
- Montenegro-Santillan R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Faus-Llacer V. An *in vitro* comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper universal and G1 series X files. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013;18:E533–6.
- Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and Twisted File nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod* 2013;39:1585–8.
- Arias A, Pérez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J* 2014;47:257–63.
- Arias A, Pérez-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;38:1244–8.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32:55–7.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, et al. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:1469–76.
- McCabe JF, Carrick TE. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater* 1986;2:139–42.
- Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010;26:135–47.
- Bouska J, Justman B, Williamson A, et al. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod* 2012;38:667–9.
- Grande NM, Plotino G, Pecci R, et al. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39:755–63.
- Gambarini G, Gergi R, Naaman A, et al. Cyclic fatigue analysis of Twisted File rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J* 2012;45:802–6.
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J* 2007;40:612–8.
- Setzer FC, Böhme CP. Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:133–7.
- Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of Profile 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35:379–89.
- Kaynak Y, Tobe H, Noebe RD, et al. The effects of machining on the microstructure and transformation behavior of NiTi. *Scr Mater* 2013. Epub ahead of print.
- Reliasoft Corp. Quantitative accelerated life testing data analysis. 2013 [cited]. Available at: <http://www.weibull.com/basics/accelerated.htm>. Accessed November 16, 2003.
- Roylance D. Mechanical properties of materials. Massachusetts Institute of Technology; 2008. Available at: <http://stuff.mit.edu/ats/athena/course/3/3.225/book.pdf>. Accessed November 16, 2013.
- Lesaffre E, Feine J, Leroux B, Declercq D, eds. *Statistical and Methodological Aspects of Oral Health Research*. Chichester, West Sussex, UK: Wiley; 2009.
- Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. *J Appl Mech* 1951;18:293–7.
- Abernethy RB. *The New Weibull Handbook. Reliability and Statistical Analysis for Predicting Life, Safety, Survivability, Risk, Cost and Warranty Claims*, 4th ed. North Palm Beach, FL: Robert B. Abernethy; 2000.

Basic Research—Technology

38. Szymnck J, Bal FD. Weibull analysis using r , in a nutshell. In: The XVI-th International Scientific Conference "TEHNOMUS" "Stefan cel Mare" University of Suceava - Romania; May 13–14, 2011.
39. 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;100:249–55.
40. Pirani C, Girulli PP, Chersoni S, et al. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37:1013–6.
41. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31:183–6.
42. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: A numerical analysis. *J Endod* 2010;36:1394–8.
43. Cheung GS, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J* 2011; 44:357–61.
44. Lee MH, Versluis A, Kim BM, et al. Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37:1152–7.
45. Al-Hadlaq SM. Evaluation of cyclic flexural fatigue resistance of 25/0.04 and 25/0.06 Twisted File rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Aust Endod J* 2013;39: 62–5.
46. da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, et al. Flexural fatigue and torsional resistance of profile GT and Profile GT series X instruments. *J Endod* 2010;36: 741–4.
47. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–3.
48. Li UM, Lee BS, Shih CT, et al. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28:448–51.
49. Lopes HP, Brito IM, Elias CN, et al. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:401–4.

8. RESÚMENES DE LOS ARTÍCULOS

ARTÍCULO 1. Arias A, Pérez-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. (1)

La instrumentación mecánica rotatoria con instrumental de Níquel-Titanio (NiTi) se considera la técnica de elección para el tratamiento de los conductos radiculares. Las nuevas aleaciones (M-Wire), los nuevos movimientos propuestos (concretamente el movimiento recíprocante) y las nuevas filosofías de uso (*One single file - lima única* para el tratamiento completo de los conductos) podrían suponer una mejora en la resistencia de los instrumentos a la fractura por FCF. Dos sistemas de instrumentación reúnen estas tres mejoras: el sistema WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) y el sistema Reciproc (VDW GmbH, Munich, Germany).

El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la fatiga cíclica de las nuevas limas recíprocantes de aleación MWire, WaveOne y Reciproc a diferentes altura del instrumento.

Material y Métodos:

Se analizaron 60 limas WaveOne (Primary) y 60 limas Reciproc (R25) en un dispositivo de fatiga cíclica que consta de 11 canales curvos labrados en acero templado con una curvatura de 60° y 3 mm de radio de curvatura. Treinta limas de cada tipo fueron testadas a nivel apical (a 5 mm de la punta) y las otras 30 restantes a nivel coronal (a 13 milímetros de la punta). De esta manera se crearon 4 grupos experimentales: R-5 (Reciproc fatigada a 5 mm de la punta), WO-5 (WaveOne fatigada a 5 mm de la punta), R-13 (Reciproc fatigada a 13 mm de la punta), WO-13 (WaveOne a 13 mm de la punta).

Cada lima fue fijada en el dispositivo y accionada hasta la fractura por un motor específico para movimiento recíprocante usando el programa predeterminado por el fabricante para cada instrumento. Se registró el tiempo en movimiento hasta la fractura. Se calcularon los parámetros de vida media (tiempo medio en movimiento hasta la fractura), Beta (variabilidad) y Eta (tiempo en el que el 62,3% de las limas se ha fracturado) y se compararon mediante el análisis de Weibull.

Resultados:

Tabla 2: Resultados obtenidos en la experimentación del Artículo 1.

GRUPO	BETA (min-max)	ETA (min-max)(s)	VIDA MEDIA (min-max)(s)
R (5mm)	9,63(7,43-12,47)	5,85(5,6-6,12)	5,56(5,26-5,87)
R (13mm)	5,37(4,09-7,04)	5,21(4,85-5,6)	4,81(4,42-5,22)
WO(5mm)	6,38(5,07-8,02)	5,56(5,19-5,95)	5,17(4,77-5,61)
WO(13mm)	5,1(3,99-6,53)	1,37(1,26-1,48)	1,25(1,14-1,38)

La probabilidad de que las limas Reciproc duren más en movimiento que las limas Waveone fue del 62.4% (no estadísticamente significativo) a 5 mm de la punta y del 99.9% (estadísticamente significativo) a 13 mm de la punta. Cuando se compara la vida media a diferentes distancias de la punta de la lima, en ambos sistemas de instrumentación la probabilidad de que a 5 mm de la punta el instrumento dure más en movimiento fue del 72.6% para Reciproc (estadísticamente significativo) y del 99.9% para WaveOne (estadísticamente significativo).

Conclusión:

Las limas Reciproc fueron más resistentes a la FCF que las limas WaveOne en ambos puntos testados. Ambos sistemas presentan una mayor resistencia a la fatiga cíclica a 5 milímetros de la punta que a 13 mm.

ARTÍCULO 2. Arias A, Pérez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014 Mar;47(3):257-63.(2)

Los fabricantes han mejorado los instrumentos endodónticos de NiTi cambiando el diseño de la sección de las limas y sus características geométricas y empleando nuevas aleaciones en su fabricación. Los nuevos procesos de fabricación han conseguido optimizar la microestructura del NiTi. Así ha aparecido una nueva aleación: MWire (Sportswire LLC, Langley, OK, USA) con una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica flexural respecto al NiTi convencional debido a su nanoestructura cristalina martensítica. Las limas GT series X (GTX) son una evolución de los instrumentos GT ya que incorporan una variación de la anchura del apoyo radial a lo largo de la parte activa del instrumento y están fabricadas con la aleación MWire.

Además de factores descritos como factores anatómicos del conducto (radio y ángulo de curvatura) y factores propios del diseño del instrumento, está demostrado que el uso clínico reduce la resistencia a la fatiga cíclica flexural de las limas de endodoncia. Por ello consideramos interesante analizar cómo influye el uso clínico en la resistencia a la fatiga cíclica flexural de los nuevos instrumentos fabricados en MWire.

El objetivo del estudio fue comparar la resistencia a la FCF de limas GT y GTX nuevas, esterilizadas y usadas clínicamente.

Material y Métodos:

Se utilizaron 160 limas (80 GTX y 80 GT) divididas en un total de 8 grupos experimentales. Todas las limas utilizadas tenían diámetro apical 30 y 6% de conicidad. Se analizaron 4 grupos control; uno de ellos con limas nuevas y otro con limas esterilizadas (GT-C1, GT-C2, GTX-C1 y GTX-C2 respectivamente) y otros 4 grupos experimentales con limas usadas clínicamente en tres molares (GT1 y GTX1) o cuatro molares (GT2 y GTX2).

El protocolo de instrumentación para las limas testadas de los grupos experimentales fue instrumentación manual hasta K-Flexofile #20, PTU S1, PTU S2, 20.06 GT/GTX y 30.06 GT/GTX (todas llevadas a longitud de trabajo). Las limas fueron fatigadas en un dispositivo fabricado en acero inoxidable con canales curvos (60°, r=3mm). Cada lima fue rotada hasta la fractura

(300rpm, 2Ncm de torque). El tiempo de rotación hasta la fractura se registró y fue sometido al análisis estadístico de Weibull.

Resultados:

Tabla 3. Resultados obtenidos del Artículo 2.

GRUPO	Canales instrumentados (media (SD))	BETA (max-min)	ETA (max-min) (s)	VIDA MEDIA (max-min) (s)
GT1	11.5 (0.8)	2.5 (1.9 - 3.3)	5.3 (4.3 – 6.5)	4.7 (3.7 – 5.9)
GT2	13.6 (0.7)	3.8 (2.9 – 5.1)	4.3 (3.8 – 4.9)	3.9 (3.3 – 4.5)
GTX1	10.8 (0.7)	4.4 (3.1 – 6.3)	3.6 (3.3 – 4.0)	3.3 (3.0 – 3.7)
GTX2	13.6 (1)	4.5 (3.3 – 6.2)	3.5 (3.2 – 3.9)	3.2 (2.9 – 3.6)

La probabilidad de que las limas GT nuevas o esterilizadas duren más que las limas GT tras su uso clínico está por encima del 98% (estadísticamente significativo). La probabilidad de que las limas GTX nuevas o esterilizadas duren más que las limas GTX tras su uso clínico es del 100% (estadísticamente significativo). La esterilización aumenta la resistencia a la FCF de limas usadas para el sistema GT con una probabilidad del 66%.

La probabilidad de que una lima utilizada en 3 molares dure más que una lima usada en 4 molares es del 62% para GT (estadísticamente significativo) y del 52% para GTX (no estadísticamente significativo). Tras su uso clínico las limas GT duraron más que las limas GTX con un 72% de probabilidad (estadísticamente significativo) para 3 molares y con un 68% de probabilidad (estadísticamente significativo) para 4 molares.

Conclusiones:

Las limas GTX tienen una mayor resistencia a la FCF que las limas GT cuando las limas son nuevas o están esterilizadas, pero las limas GT fueron más resistentes de forma estadísticamente significativa que las limas GTX a 3 mm de la punta tras su uso clínico en 3 o 4 molares. La esterilización de las limas GT aumenta su resistencia a la FCF. El uso clínico disminuye la resistencia a la FCF.

ARTÍCULO 3: Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion J Endod. 2013 Dec;39(12):1585-8. (3)

Con el objetivo de mejorar la resistencia de los instrumentos a la FCF de los instrumentos endodónticos de Níquel-Titanio (NiTi) se han introducido nuevos movimientos, nuevos diseños y nuevas aleaciones.

Las limas K3XF (SybronEndo, Orange, CA) poseen el mismo diseño que las limas K3 (SybronEndo) pero incorporan la nueva aleación tratada mediante un tratamiento termomecánico RPhase. Las limas TF (SybronEndo) incorporan, además de la nueva aleación RPhase un proceso único de fabricación que consiste en el *enrollamiento* de la lima en vez del *tallado* de la misma. Además TF posee sección triangular respecto a la sección en triple U modificada de K3 y K3XF. Los fabricantes recomiendan utilizar una velocidad de 500rpm al utilizar las limas TF al contrario de la recomendaciones de 300rpm para el resto de sistemas rotatorios. De esta manera, comparando limas entre sí podremos aislar los factores diferenciales entre ellas y valorar cómo afectan a la FC.

Hasta el momento no existen estudios publicados de cómo diferentes tipos de movimiento (rotación continua y movimiento recíprocante) influyen en éstos tres tipos de limas.

El objetivo de éste estudio es comparar la resistencia a la FC de las limas K3, K3XF y TF bajo rotación continua y movimiento recíprocante.

Material y Métodos:

Un total de 210 limas (diámetro apical 30 y 6 % de conicidad fija), 60 K3, 60 K3XF, 90 TF, divididas en 7 grupos experimentales de 30 cada uno. Los grupos experimentales K3-C, K3XF-C y TF1-C fueron rotadas a 300 rpm. El grupo experimental TF2-C fue rotada a 500 rpm. Los grupos experimentales K3-R, K3XF-R y TF-R fueron testadas en movimiento recíprocante gracias a un motor ATR técnica programado en 144° horarios y 72° antihorarios (cómo Yared propuso en 2008).

Todas las limas fueron fatigadas a 5 mm de la punta. Se utilizó un dispositivo de fatiga cíclica fabricado en acero templado labrado con canales curvos (60°, r=3mm).

Se registró el tiempo hasta la fractura y se aplicó el test estadístico de Weibull usando los parámetros: Vida media, Eta y Beta.

Resultados:

Tabla 4. Resultados obtenidos en el artículo 3.

Movimiento	GRUPO	BETA (min-max)	ETA(min-max)(s)	VIDA MEDIA (min-max)(s)
ROTACION CONTINUA	K3-C	3,8(2,9 – 5)	19,2(17,2 – 21,3)	17,4(15,3 - 19,7)
	K3XF-C	2,7(2 – 3,7)	50,2(43,6 – 57,9)	44,7(38,5 - 51,8)
	TF1-C	4(3,1 – 5,1)	28,8(26,2 – 31,9)	26,1(23,4 - 29,2)
	TF2-C	3,3(2,6 – 4,2)	11,3(10 – 12,8)	10,1(8,8 – 11,7)
RECIPROCANTE	K3-R	6(4,5 – 7,8)	55,4(51,9 – 59,1)	51,3(47,5 – 55,4)
	K3XF-R	5,8(4,5 – 7,5)	76(71 – 81,5)	70,9(64,9 – 76,4)
	TF-R	5(3,8 – 6,4)	71,1(65,8 – 76,9)	65,3(59,6 – 71,5)

La vida media fue mayor para todas las limas bajo movimiento recíprocante que bajo rotación continua (100% para K3, 87% para K3XF, 99% para TF).

Bajo rotación continua, K3XF tiene mayor resistencia a la FCF de forma estadísticamente significativa que K3 y TF. Las limas del sistema TF duraron más en rotación que las del sistema K3. TF fue más resistente a la FCF en rotación continua a 300rpm respecto de rotación a 500rpm.

Bajo movimiento recíprocante no hay diferencias entre K3XF y TF pero ambas demostraron una mayor resistencia a la FCF que K3 (78% para TF y 86% para K3XF).

Conclusiones:

El movimiento recíprocante y la aleación RPhase aumentan la resistencia a la FCF.

ARTÍCULO 4. 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 Sep;40(9):1477-81.(4)

La instrumentación mecánica rotatoria se ha convertido en los últimos años en el estándar para la conformación de los conductos radiculares. Sin embargo existe una tendencia de dichos instrumentos a fracturarse de forma inesperada en el interior de los conductos radiculares.

Las nuevas aleaciones (MWire) y los nuevos diseños de las limas van enfocados a mejorar el comportamiento del instrumento en el conducto radicular, entre otros factores a mejorar la resistencia a la FCF.

El sistema ProTaper Next (PTN, Tulsa Dental Specialities, OK, USA), evolución del sistema ProTaper Universal (PTU, Tulsa Dental Specialities, OK, USA) incorpora la nueva aleación MWire y un nuevo diseño que incluye una sección rectangular descentrada respecto al eje del conducto. Respecto del sistema PTU, el número de instrumentos se reduce de 6 a 3. Los instrumentos se denominan X1(#17.04), X2(#25.06), X3(#30.07). La acción de la lima X1 podría ser la sustitución de S1, S2 y F1 del sistema PTU.

Hasta el momento no hay datos publicados sobre la resistencia a la FCF de las limas PTN, ni estudios comparando éstas limas con el sistema PTU.

El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la fatiga cíclica(FC) flexural de las limas PTU y PTN en diferentes puntos de la parte activa.

Material y Métodos:

Un total de 420 limas (240 PTU, S1, F1, F2 y F3 y 180 PTN, X1, X2 y X3) se utilizaron en éste estudio. Fueron divididas en 14 grupos experimentales de 30 limas cada uno. Los grupos S1-5, F1-5, F2-5, F3-5, X1-5, X2-5 y X3-5 fueron testadas a 5 mm de la punta. Los grupos S1-12, X1-12, y F1-12 fueron testados a 12 mm de la punta ya que los instrumentos S1, X1 y F1 tienen el mismo diámetro a ese nivel. Los grupos F2-8, X2-8, F3-8 y X3-8 fueron testados a 8 mm (F2/X2 y F3/X3 tienen el mismo diámetro a ese nivel). Es decir, todas las limas fueron testadas a 5 mm de la punta y en otro punto en el que el diámetro sea el mismo para limas equivalentes de diferentes sistemas.

Las limas fueron rotadas hasta la fractura en un dispositivo con canales curvos labrados en acero templado ($60^\circ, r=3\text{mm}$). El tiempo de rotación hasta la fractura fue registrado y sometido al análisis estadístico de Weibull mediante los parámetros vida media, beta y eta.

Resultados:

Tabla 5. Resultados de los grupos experimentales del artículo 4.

GRUPO	Eta (min-max)(s)	Beta (min-max) (s)	Vida Media (min-max) (s)
S1-5	63.6 (53.8 – 68.7)	5.4 (4 – 7.3)	69 (64.3 - 74)
S1-12	1.2 (1.1 – 1.3)	7.8 (6.3 – 9.7)	1.26 (1.19 - 1.34)
F1-5	10.8 (9.8 – 11.8)	5.7 (4.1 - 8)	11.6 (10.7 - 12.6)
F1-12	1.3 (1.2 – 1.4)	7 (5.5 - 9)	1.4 (1.3 - 1.5)
F2-5	7.4 (6.7 – 8)	6 (4.3 - 8.4)	7.9 (7.3 - 8.6)
F2-8	4.3 (3.8 – 4.8)	4.4 (3.1 - 6.3)	4.7 (4.2 - 5.2)
F3-5	2.0 (1.9 – 2.2)	11.2 (8.6 - 14.7)	2.1 (2.0 - 2.2)
F3-8	1.9 (1.7 – 2.1)	8.2 (6.3 - 10.6)	2 (1.9 - 2.2)
X1-5	56.4 (51.3 - 62.1)	5.5 (3.9 - 7.7)	61.1 (56.2 - 66.5)
X1-12	2.4 (1.6 - 3.5)	7.7 (3.3 - 17.8)	2.5 (1.8 - 3.6)
X2-5	29.1 (25.6 - 33)	4.3 (3.1 - 6)	32 (28.7 - 35.7)
X2-8	9.8 (8.4 - 11.4)	4.6 (3.4 - 6.1)	10.7 (9.4 - 12.2)
X3-5	5.3 (4.6 - 6.1)	6.4 (4.8 - 8.7)	5.7 (5.1 - 6.4)
X3-8	4.5 (4.1 - 4.9)	6.8 (5 - 9.2)	4.8 (4.5 - 5.2)

Los instrumentos del sistema PTN duraron más en rotación de forma estadísticamente significativa que las limas del sistema PTU con una probabilidad mayor al 98% en todos los niveles testados, salvo para la lima S1 de PTU, la cual fue la más resistente de forma estadísticamente significativa a 5 mm de la punta. Para todos los instrumentos, la resistencia fue mayor a 5 mm de la punta que en el otro punto de fatiga más alejado de la punta.

Conclusión:

S1 (PTU) fue significativamente el instrumento más resistente testado a 5 mm de la punta. Para el resto de niveles testados, PTN fue significativamente más resistente a la FCF que los instrumentos PTU testados.

9. DISCUSIÓN

Dividimos la sección de discusión en los siguientes apartados: discusión del método y discusión de los resultados.

9.1 EL MÉTODO DE TRABAJO

Los aspectos diferenciales a considerar de nuestros trabajos de investigación respecto al resto de trabajos publicados son principalmente dos: el dispositivo de fatiga utilizado y el análisis de los datos obtenidos.

Dispositivo de fatiga:

Como ya se explicó anteriormente, algunos autores han utilizado dispositivos de metal simulando conductos (51, 52) con el objetivo de reproducir *in vitro* una situación clínica. Otros autores, por el contrario, no han intentado reproducir un conducto como tal sino crear una situación que sea reproducible (utilizando, por ejemplo, 3 pins de acero que hacen que el instrumento tome una determinada curvatura) (56). Bien empleando unos métodos u otros, el objetivo de estos métodos es minimizar la influencia de las variables confundidoras y crear situaciones en las que se produzca una FCF del instrumento en condiciones que puedan ser reproducibles en estudios posteriores.

El dispositivo usado en la presente Tesis Doctoral no intenta reproducir una situación clínica, sino establecer una metodología reproducible y controlable que excluya todas las variables confundidoras y cuyos resultados reflejen las propiedades intrínsecas de los materiales y los diseños de los instrumentos testados. Las ventajas de éste dispositivo son:

- El operador puede decidir el punto donde se va a aplicar la fatiga ya que dispone de canales semicirculares abiertos por ambos lados. Hasta ahora era el dispositivo el que determinaba en el punto en el que se fatigaba la lima, y no el operador.
- El amplio número (once) de canales de diferentes diámetros permite analizar limas de diferentes grosores en condiciones similares permitiendo siempre la misma adaptación de la lima al canal. A pesar de ser canales estándar, disponer de una serie de ellos con incrementos de 0.1 mm de anchura permite que cualquier lima vaya a poder adaptarse de manera similar, independientemente de su grosor. Por ello consideramos que

aunque mejorable, y a la espera de que las agencias de estandarización establezcan pautas para éste tipo de ensayo in vitro, el dispositivo utilizado mejora muchos aspectos de los dispositivos previamente publicados.

- El mecanismo de sujeción permite que durante todo el proceso la lima rote libremente en el canal, pero sin variar su posición y sus parámetros de radio y ángulo de curvatura. De este modo se pueden testar de forma fiable todos los puntos de la lima desde 3 mm de la punta del instrumento hasta el final de su parte activa.

La fatiga es un proceso en el cual los defectos se acumulan por la aplicación repetitiva de cargas en el punto de flexión (86). Los *tests cuantitativos de vida acelerada* están diseñados para obtener unos datos de respuesta a la fatiga acelerando artificialmente los procesos a fin de predecir el comportamiento del material cuando vaya a ser sometido a condiciones de uso normales.

Análisis estadístico:

Hasta ahora, los diferentes estudios relativos a FCF de los instrumentos para endodoncia analizaban los resultados obtenidos en los test de fatiga mediante la estadística descriptiva e inferencial convencional. A pesar de ser tests ampliamente utilizados, no consideran algo fundamental para el estudio de FCF: el que las fracturas se inician siempre en defectos o cracks, sean estos inducidos por la prueba o estén presentes previamente en el instrumento. Además, los test estadísticos convencionales no consideran los datos obtenidos de éste tipo de estudios como datos de un proceso acumulativo. El empleo de estadística convencional para esta situación podría, por tanto, conducir a conclusiones que no se ajustan completamente a la situación real al no tener en cuenta estas limitaciones (87).

La distribución de Weibull, sin embargo, permite una aproximación más real al proceso (88-90). El análisis de la fatiga mediante la distribución de Weibull está ampliamente aceptado para la evaluación de materiales y estructuras en otras disciplinas y es el método principal a nivel mundial para analizar datos de vida (91). Esta distribución se usa para predecir los tiempos de fallo de productos. Con los datos obtenidos se pueden crear gráficos sencillos para visualizar los resultados, en los cuales la desconfiabilidad (probabilidad de fallo) de los especímenes se establece en el eje de ordenadas y el tiempo de observación en el eje de abscisas.

9.2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Para discutir los resultados de una forma clara vamos a dividir esta sección en función de los parámetros que pueden influir en la resistencia a la FCF. Esos parámetros son la aleación, la velocidad, el tipo de movimiento, la sección transversal, los procesos de fabricación y el uso clínico.

9.2.1 ALEACIÓN

Respecto al papel de la aleación en la resistencia a la FCF, los resultados obtenidos en nuestros trabajos de investigación indican que las aleaciones de NiTi con tratamiento térmico muestran una mayor resistencia a la FCF que las aleaciones de NiTi convencional cuando se prueban limas nuevas. Así, las limas K3XF y TF (aleación RPhase) tienen una mayor resistencia a la FCF que las limas K3 (NiTi convencional) (3). Lo mismo ocurre con las limas GTX(MWire) respecto a las limas GT (NiTi convencional) (2) y a las limas ProTaper Next (MWire) respecto a ProTaper Universal (NiTi Convencional) (4).

Esta superioridad de las aleaciones tratadas térmicamente ha sido ampliamente reseñada en otros trabajos, en consonancia con los resultados obtenidos por nuestro grupo (92-98)

De los trabajos de investigación incluidos en esta Tesis Doctoral, solamente uno aísla de forma total el factor *aleación* en el estudio de la resistencia a la FCF (3). Esto es debido a que actualmente no existen sistemas de instrumentación en los que factores como el diseño del instrumento (sección, espira...), el tipo de movimiento o el proceso de fabricación sean exactamente los mismos, siendo así que todos estos factores han demostrado influir en la resistencia a FCF de las limas (99). Ni siquiera las limas GTX, evolución de las limas GT, tienen el mismo diseño que sus predecesoras. Solamente los sistemas K3 y K3XF (ambos de la casa Sybron Endo) son exactamente iguales en todos los aspectos que pueden hacer variar los resultados de resistencia a la FCF y el único factor que los diferencia es la aleación con la que están fabricadas. No obstante, aunque el resto de trabajos comparen limas que además de la aleación tengan otros factores diferenciales, la mayor parte de los trabajos publicados destacan la superioridad de las nuevas aleaciones. Peixoto y cols. publicaron en 2010 un trabajo en el que compararon la resistencia a la fatiga de limas GT y GTX y tras indicar la superioridad de las limas GTX (MWire), los mismos autores indican que de todos los factores

diferenciales entre ambas limas, es el factor *aleación* el que más peso tiene a la hora de mejorar los resultados de resistencia a la FCF (100).

Ya en 2007 Zinelis y cols. (72) publicaron un trabajo en el que aplican un tratamiento térmico controlado, a diferentes temperaturas, a instrumentos de NiTi convencional y los someten a un test de fatiga cíclica. Sus resultados indican que la exposición a una fuente de calor a determinadas temperaturas puede aumentar de forma estadísticamente significativa los ciclos de rotación hasta el momento de fractura de los instrumentos. Concretamente la resistencia a la FCF va aumentando según aumenta la temperatura a la que se somete hasta los 430 grados. Un tratamiento a mayor temperatura implica que la resistencia a la FCF comienza a disminuir progresivamente.

Desde el punto de vista metalúrgico el tratamiento térmico controlado podría influir en la aleación de dos formas.

- Por un lado, se podría variar el RTT haciendo que parte de la aleación esté ya en disposición microestructural martensítica. Alapati y cols. afirman que tras un tratamiento térmico controlado a 400, 500 y 600 grados, los instrumentos ProFile varían su RTT mediante el aumento de la temperatura Af hasta los 45-50 grados (101). Otros trabajos también encontraron resultados similares (67).

- Por otro lado, algunos procesos de fabricación han optimizado la estructura de los alambres de NiTi empleados para la fabricación de limas para producir alambres superelásticos que contengan una determinada cantidad de martensita estable en condiciones clínicas (9) desarrollándose así una nueva generación de instrumentos endodónticos.

Sea de un modo u otro, la presencia de una mayor o menor cantidad de aleación en estructura martensítica en los nuevos instrumentos mejora su comportamiento al aumentar su resistencia a la FCF y su flexibilidad (40, 56, 62-66). La razón parece ser que las estructuras híbridas (austenita más martensita), tienen más interfases entre cristales de la aleación. Si, como hemos descrito anteriormente, cualquier proceso de fractura se podría dividir en tres etapas (crack inicial, progresión del crack y fractura dúctil catastrófica), la presencia de más interfases dificulta la progresión del crack (segunda fase de la fractura) ya que parte de la energía se disipará en las zonas de interfase formándose así un mayor número de cracks secundarios, enlenteciendo la progresión del crack inicial y retrasando el proceso de fractura (96, 102)

De este modo podríamos afirmar que cualquier instrumento fabricado con una aleación de NiTi que incluya en su composición parte de la aleación en estado martensítico (por ejemplo MWire) presentará una mayor resistencia a la FCF. En consonancia con estos hallazgos las nuevas aleaciones que han ido apareciendo tras la publicación de los artículos de investigación incluidos en esta Tesis Doctoral tales como aleaciones Gold o Blue Wire, también sometidas a tratamientos térmicos controlados y resultando por tanto en una composición híbrida Austenítica-Martensítica, presentan una mayor resistencia a la FCF respecto del NiTi convencional (76).

Del mismo modo Ha y cols. observaron mediante microscopía electrónica como las limas fabricadas con aleación RPhase presentan más microporos que las limas de NiTi convencional, los cuales además de aumentar la flexibilidad de los instrumentos, podrían detener o enlentecer la propagación de los cracks retrasando así el proceso de fractura (103).

9.2.2 VELOCIDAD

La velocidad de rotación también ha sido estudiada por diferentes autores como factor determinante de la rotura por fatiga cíclica. Concretamente, se ha estudiado comparando limas TF rotadas a 500 rpm (la recomendada por el fabricante para este sistema rotatorio) y limas TF rotadas a 300 rpm (la recomendada por la mayor parte de los fabricantes para el resto de sistemas de instrumentos). Nuestros resultados indican que una menor velocidad de rotación se asocia con una mayor resistencia a la FCF. Esto ocurre no solamente si observamos la variable *tiempo*, sino que si transformamos esa variable en *ciclos hasta la fractura* el análisis estadístico confirma la mayor resistencia a menor velocidad.

No parece haber consenso en este aspecto en la literatura científica. En consonancia con nuestros resultados, autores como Martin y cols. encuentran una correlación directa entre la velocidad de rotación y el riesgo de fractura (104, 105). Sin embargo, otros autores han concluido que la velocidad de rotación no afecta a la resistencia a la FCF al menos en las velocidades a las que los instrumentos han sido testados (63, 106, 107). Incluso hay autores que han encontrado una correlación inversa entre dichos factores, pues que una mayor velocidad de rotación implicaría un menor riesgo de fractura (55). Quizás la diferencia en las metodologías empleadas y en el diseño del estudio a la hora de establecer los grupos experimentales haga que no exista un consenso en los resultados. Podría suceder que si la diferencia entre las velocidades de prueba no es suficiente, no aparezcan diferencias estadísticamente significativas. Por otro lado, los test de significación empleados podrían no

discriminar una diferencia estadísticamente significativa que el análisis de Weibull sí pudiera determinar.

9.2.3 TIPO DE MOVIMIENTO

Desde que Yared publicó en 2008 el primer artículo aplicando el movimiento recíprocante para la instrumentación de conductos (81) se han publicado numerosos artículos analizando este aspecto. En los artículos que incluye esta Tesis Doctoral, esto se ha analizado de dos formas diferentes:

- Por un lado, hemos estudiado la influencia del movimiento recíprocante en limas inicialmente diseñadas para rotación continua. Concretamente se ha analizado como influye éste factor en limas K3, K3XF y TF (3).
- Por otro lado, se ha comparado la resistencia a la FCF de sistemas de los instrumentación diseñados específicamente para funcionar con movimiento recíprocante WaveOne y Reciproc (1).

Si nos centramos en el movimiento recíprocante en sí, todos los autores consultados afirman que éste prolonga la resistencia a la fractura por FCF de los instrumentos. Sean cuales sean los grados de rotación horarios-antihorarios empleados en los distintos estudios, los estudios han demostrado una mayor resistencia a la FCF si los instrumentos son accionados con este tipo de movimiento (82, 108). Por ejemplo De Deus y cols. utilizaron una rotación de 144° en sentido horario (H) seguida de 72° en sentido antihorario (AH) (105). Gambarini y cols. utilizan 150°H-30°AH y 30°H-150°AH (109) y Pedulla y cols. emplearon los programas de movimiento recíprocante específico para limas Reciproc y WaveOne (110). En todos los casos el movimiento recíprocante demuestra una mayor resistencia a la FCF en comparación con la rotación continua. Coincidiendo con estos estudios, en nuestro trabajo con un movimiento recíprocante 144°H-72°AH, encontramos que mejoró la resistencia a la FCF de todos los instrumentos testados.

Cuando comparamos los sistemas diseñados específicamente para ser accionados mediante movimiento recíprocante, WaveOne y Reciproc, siguiendo las recomendaciones del fabricante para su uso, no encontramos diferencias en la resistencia a la FCF a 5 mm de la punta entre ellos. Sin embargo Reciproc mostró una mayor resistencia a la FCF que los instrumentos WaveOne a nivel coronal, a 13 mm de la punta. Otros estudios publicados van en consonancia con nuestros resultados (106, 111-113).

Los sistemas WaveOne y Reciproc tienen muchas características en común tales como la aleación, el tipo de movimiento y las conicidad. Sin embargo ciertos factores diferencian ambos sistemas y podrían explicar los resultados obtenidos. Estos factores son por un lado los grados de rotación en sentidos horario y antihorario del programa preestablecido específico para cada sistema (programas *WAVEONE ALL* y *RECIPROC ALL*) y por otro lado el diseño del instrumento. Pedulla y cols. observaron con diferentes sistemas de limas utilizados con programas de instrumentación *WAVEONE ALL*, *RECIPROC ALL* y rotación continua, que no hay diferencias entre los programas de movimiento recíprocante a la hora de favorecer o evitar la fractura por FCF (110). Por tanto, descartado el factor del movimiento del instrumento, el factor que podría marcar la diferencia entre ambos sistemas respecto de su resistencia a la FCF podría ser el diseño del instrumento. WaveOne tiene una sección triangular convexa modificada cerca de la punta del instrumento que varía a triangular convexa en la parte coronal, manteniendo durante toda la parte activa tres bordes cortantes. Reciproc sin embargo tiene una sección fija en forma de S con dos bordes cortantes lo que implica una menor masa del instrumento lo que podría hacer al mismo más flexible y más resistente a la FCF.

Los sistemas WaveOne y Reciproc también han sido comparados en estudios con otros sistemas monolima. Tal es el caso de OneShape, instrumento fabricado en NiTi convencional con sección que varía de Triangular modificada (3 bordes cortantes) en la punta del instrumento a sección en S en la parte coronal (2 bordes cortantes) y que se acciona en rotación continua. Dagna y cols. compararon estos tres sistemas y los resultados obtenidos indicaron una mayor resistencia a la FCF para los sistemas recíprocantes fabricados en MWire (112).

9.2.4 DISEÑO DE LA SECCIÓN Y PROCESOS DE FABRICACIÓN

Otros de los aspectos en los que se han centrado los trabajos incluidos en la presente Tesis Doctoral son el estudio de la influencia del diseño de la sección y el proceso de fabricación. Concretamente nuestros resultados confirman que el diseño de la sección del instrumento puede influir en la resistencia a la FCF. En uno de nuestros trabajos (3), al comparar la resistencia a la FCF de instrumentos fabricados con la misma aleación por la misma casa comercial TF y K3XF, observamos que para el mismo diámetro la sección de las limas K3XF es superior al de las TF al menos en rotación continua. Sin embargo en este caso es difícil discernir cuál es el factor que realmente está condicionando los resultados de resistencia a la FCF si el diseño de la sección o el proceso de fabricación (torneado para K3XF o enrollado

para TF). Además esta superioridad no se reafirma en la segunda parte del estudio en la que se someten a los instrumentos a movimiento recíprocante. Es también difícil determinar la influencia del diseño de la sección en los resultados de resistencia FCF en base a la literatura publicada. No existe bibliografía suficiente, ni el diseño de los estudios, en muchas ocasiones, aísla el factor "sección transversal" completamente. Sin embargo parece lógico pensar que para un mismo diámetro, una sección que implique mayor masa del instrumento se traducirá en una reducción en la resistencia a la fatiga cíclica (34).

De esta manera, como ya hemos descrito anteriormente, otro trabajo de nuestro grupo de investigación (1) que compara dos limas de sistemas monolima Reciproc y WaveOne muestra la superioridad de la sección del sistema Reciproc (que tiene una menor masa) respecto del sistema WaveOne (mayor masa). Sin embargo en nuestro trabajo se accionan los instrumentos según el programa predeterminado por el fabricante, hecho que también puede influir en los resultados, ya que la velocidad y los grados de rotación antihorarios-horarios es diferente.

Sea como fuere, y sin poder realizar afirmaciones categóricas, el diseño del instrumento influye en la resistencia a la FCF. Esto es lo que se desprende de un estudio publicado en 2016 (114) en el que se compara la resistencia de instrumentos similares de Protaper Next y MTwo a 5 mm de la punta del instrumento siendo rotados con y sin interrupción. Se establecen 5 supuestos de rotación-interrupción para éstos instrumentos y en todos ellos el instrumento MTwo es superior al instrumento de ProTaper Next. Por ello, pese a estar fabricado con una aleación que está documentada de forma amplia como superior en términos de resistencia a la FCF, el instrumento ProTaper Next es incapaz de mejorar los resultados obtenidos por Mtwo.

El proceso de fabricación también podría influir en los resultados a la FCF. Aunque nuestras investigaciones no han indicado que el procedimiento de enrollado de los instrumentos mejore la resistencia a la FCF, otros estudios sí que afirman que los instrumentos fabricados con este procedimiento muestran una mayor resistencia a la FCF. Un estudio realizado por Kim y cols. compara los sistemas TF, Race, Helix y la lima F1 del sistema ProTaper Universal (115). Se observó una mayor resistencia para los instrumentos TF. Los autores justificaron estos resultados indicando que los surcos del mecanizado podrían aumentar el riesgo de fractura de los instrumentos ya que pueden ser punto de partida para el inicio de cracks o generarlos directamente durante la fabricación. Los mismos resultados se obtienen en un trabajo publicado por Rodrigues y cols. (116) que compara los instrumentos Race y TF resultando en una mayor resistencia para los instrumentos fabricados mediante el proceso de

enrollado. Bhagabati y cols. en 2012 publican un trabajo para comparar la resistencia a la FCF de los instrumentos TF, PF, Mtwo y K3. Los resultados mostraron de nuevo una mayor resistencia a la FCF para los instrumentos TF (117). A pesar de estos resultados, al ser las limas TF las únicas que tienen el proceso de enrollamiento, es imposible comparar éste factor de forma aislada.

Un trabajo publicado por Gambarini en 2008 (118) compara las limas TF con limas torneadas de NiTi con tratamiento térmico (GT series X), concluyendo que el proceso de fabricación de enrollado es mejor que el torneado a la hora de enfrentarse a la instrumentación de un conducto radicular curvo y resistir la FCF. El problema de este estudio es que la aleación de ambas limas, a pesar de ser NiTi tratado térmicamente no es exactamente la misma lo que podría confundir las conclusiones del estudio.

9.2.5 USO CLÍNICO

Los estudios publicados coinciden en afirmar que el uso clínico influye en la resistencia a la FCF de los instrumentos. De manera esperable, los instrumentos nuevos tienen una mayor resistencia a la FCF que los instrumentos usados (119-121). Parece aceptado que el uso prolongado de los instrumentos de NiTi afecta substancialmente, disminuyéndola, a la resistencia a la FCF (122, 123). Es por ello que para prevenir fracturas es necesario controlar el número de uso de las limas. Yared (124) mediante estudios de resistencia a la FCF de limas de NiTi (ProFile) afirmó que el uso podría ser seguro para este tipo de limas hasta su cuarto uso en un molar. Desde entonces no se han publicado pautas basadas en evidencia científica que determinen (mas allá de las recomendaciones de cada fabricante) cuánto se podría extender de forma segura el uso de los instrumentos a pesar de haberse introducido mejoras en ellos que podrían alargar la vida útil de los mismos.

El uso clínico de los instrumentos no sólo implica el trabajo del propio instrumento en el interior del conducto durante la conformación, sino que también existen dos factores relacionados con su uso repetido que también han sido ampliamente estudiados:

- El contacto con agentes irrigantes en el interior del sistema de conductos, como el hipoclorito sódico (NaOCl).
- Los ciclos de esterilización en autoclave a los que los instrumentos son sometidos antes de ser reutilizados.

Ambos factores han sido descritos en la literatura como factores que influyen en la resistencia de los instrumentos a la FCF.

La presente Tesis Doctoral incluye un artículo que analiza la influencia del uso clínico en la resistencia de los instrumentos a la FCF (2). El protocolo de estudio fue diseñado también para analizar el efecto de la esterilización en autoclave en la resistencia de los instrumentos. Se analizaron dos tipos de instrumentos: ProFile GT (NiTi convencional) y ProFile GT series X (NiTi térmico) incluyendo grupos control (instrumentos nuevos e instrumentos nuevos esterilizados con tres ciclos de autoclave) y grupos experimentales (diferente número de usos en molares). Los resultados de este trabajo muestran que los ciclos de autoclave no afectan a la resistencia a la fatiga cíclica en limas GTX. Sin embargo, aumentan la resistencia en limas GT. Estudios previos (11) mostraron que el proceso de esterilización no afecta a la resistencia a la FCF de limas GT series X pero aumenta la resistencia de limas K3XF (92), aunque se reduce la resistencia torsional de forma significativa para limas GTX (125). Esta diferencia en el comportamiento de los grupos de GT y GTX sugiere que el proceso de esterilización en autoclave no mejora las propiedades de la aleación si ésta ya ha sido tratada previamente con calor (MWire) pero que probablemente dicho proceso sí que puede afectar al NiTi convencional que no ha recibido dicho tratamiento.

Respecto al uso clínico, nuestros resultados indican que las limas GTX son más resistentes a la FCF que las limas GT cuando hablamos de instrumentos nuevos, lo cual coincide con la mayoría de artículos consultados (100, 126). Sin embargo, tras la instrumentación de tres o cuatro molares, la resistencia a la FCF es mayor para los instrumentos GT que para los GTX. A día de hoy aún no es entendido porqué una nueva aleación mucho más resistente en principio puede perder esa superioridad durante el uso clínico.

Respecto a la irrigación con NaOCl y su influencia en la resistencia a la FCF de los instrumentos los resultados publicados se contradicen. Peters y cols. (127) sumergieron limas ProFile y Race durante una o dos horas a 21°C y 60°C encontrando una reducción estadísticamente significativa en la resistencia a la FCF, produciéndose incluso fracturas espontáneas en 28 de las 160 limas utilizadas. Sin embargo, Berutti y cols. (128) sumergieron en NaOCl al 5% a 50°C instrumentos durante 5 minutos, encontrando sólo una reducción de la resistencia a la FCF si lo que era sumergido no era solo la parte activa de la lima sino también el mango de la misma, justificando esta diferencia por fenómenos de galvanismo que podrían producirse al sumergir dos metales diferentes en el mismo medio. Otros trabajos de

investigación indican que la inmersión de limas de NiTi en NaOCl al 2,5% no altera la resistencia a la fatiga cíclica (129)

Por todo ello, parece lógico afirmar que, de los factores implicados en el envejecimiento por el uso clínico, es el propio trabajo en el conducto el factor que más determina la drástica reducción de la resistencia a la FCF de instrumentos tanto de instrumentos de NiTi como de aquellos de NiTi sometido a tratamientos térmico.

10. CONCLUSIONES

10.1. GENERALES DE LA TESIS:

Las aleaciones de NiTi martensítico (MWire y RPhase) han demostrado ser superiores en resistencia a la FCF en limas nuevas.

El movimiento recíprocante mejora la resistencia a la fractura por FCF respecto a la rotación continua. Los grados de rotación antihoraria-horaria podrían influir en los resultados de los tests de resistencia a la FCF.

El uso clínico disminuye la resistencia a la FCF de los instrumentos endodónticos. Pese a la superioridad inicial de los instrumentos de NiTi martensítico (MWire) la resistencia a la FCF de los instrumentos tras su uso en 3 o 4 molares es inferior a los instrumentos de NiTi convencional usados en las mismas condiciones.

La esterilización aumenta la resistencia a la FCF de los instrumentos de NiTi convencional, pero no la de las aleaciones tratadas térmicamente.

10.2. ESPECÍFICAS DE LOS ARTÍCULOS:

- Artículo 1: Las limas Reciproc fueron más resistente a la FC que las limas WaveOne en ambos puntos testados. Ambos sistemas presentan una mayor resistencia a la fatiga cíclica a 5 milímetros de la punta que a 13 mm.

- Artículo 2: Las limas GTX tienen una mayor resistencia a la FCF que las limas GT cuando las limas son nuevas o están esterilizadas, pero las limas GT fueron más resistentes de forma estadísticamente significativa que las limas GTX a 3 mm de la punta tras su uso clínico en 3 o 4 molares. La esterilización de las limas GT aumenta su resistencia a la FCF. El uso clínico disminuye la resistencia a la fatiga cíclica.

- Artículo 3: El movimiento recíprocante y la aleación RPhase aumenta la resistencia a la FC. Y por ello el instrumento K3XF accionado en movimiento recíprocante fue el más resistente.

- Artículo 4: La lima S1 (PTU) fue significativamente el instrumento más resistente testado a 5 mm de la punta. Para el resto de niveles testados, PTN fue significativamente más resistente a la FCF que los instrumentos PTU testados.

BIBLIOGRAFÍA

1. 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. *Journal of endodontics*. 2012;38(9):1244-8.
2. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International endodontic journal*. 2014;47(3):257-63.
3. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of endodontics*. 2013;39(12):1585-8.
4. Perez-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. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1477-81.
5. Buehler W, Gilfrich J, Weiley K. Superelasticity in TiNi alloy. *Journal of applied physics*. 1963;34:1467-9.
6. Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS. Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *Journal of biomedical materials research*. 1988;22(6):573-88.
7. Serene TP AJ, Saxena A. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. St Louis, Mo, USA: Ishiyaku Euro America Inc.; 1995.
8. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000;33(4):297-310.
9. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):163-72.
10. 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. *Journal of endodontics*. 2003;29(1):15-9.
11. 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. *Journal of endodontics*. 2011;37(1):72-4.
12. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(3):376-80.
13. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(8):567-72.

14. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *American journal of orthodontics*. 1978;73(2):142-51.
15. Andreasen G, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temperature. *The Angle orthodontist*. 1985;55(2):120-6.
16. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*. 1988;14(7):346-51.
17. Civjan S HE, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of dental research*. 1975;54(1):89-96.
18. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endodontics & dental traumatology*. 1997;13(2):51-64.
19. Krupp JD, Brantley WA, Gerstein H. An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *Journal of endodontics*. 1984;10(8):372-80.
20. Lutz F. [Lightspeed--a new mechanical root canal preparation method. A report on 2 continuing education courses of the Clinic for Preventive Dentistry, Periodontology and Cariology, the Center for Dentistry, Oral Medicine and Orthodontics on 16, 17 and 18 June 1994 in Zurich]. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 1994;104(11):1423, 53-4.
21. 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. *Journal of endodontics*. 1995;21(3):146-51.
22. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK. Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *International endodontic journal*. 1996;29(2):113-7.
23. Marshall F, Pappin J. *A Crown-Down Pressureless Preparation Root Canal Enlargement Technique [manual]*. Portland, Ore: Oregon Health Sciences University; 1980.
24. Bryant ST, Thompson SA, al-Omari MA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. *International endodontic journal*. 1998;31(4):282-9.
25. Bryant ST, Thompson SA, al-Omari MA, Dummer PM. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 1. *International endodontic journal*. 1998;31(4):275-81.
26. Schafer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic journal*. 2003;36(3):199-207.
27. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry today*. 2001;20(10):60-7.

28. Ruddle CJ. The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dentistry today*. 2001;20(11):58-64, 6-8.
29. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, et al. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2004;37(12):832-9.
30. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *Journal of endodontics*. 2009;35(9):1193-7.
31. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of endodontics*. 1997;23(8):503-7.
32. 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. *Journal of endodontics*. 2013;39(3):385-8.
33. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2008;105(6):798-800.
34. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. 2000;26(3):161-5.
35. 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. *International endodontic journal*. 2012;45(2):113-28.
36. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):1013-6.
37. Plotino G, Al-Sudani D, Pulino S, Grande NM, Marcoli PA, Pizzi S, et al. Cyclic fatigue resistance of Mtwo NiTi rotary instruments used by experienced and novice operators--an in vivo and in vitro study. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*. 2012;18(6):Mt41-5.
38. Best S, Watson P, Pilliar R, Kulkarni GG, Yared G. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 ProFile rotary instrument. *International endodontic journal*. 2004;37(6):370-3.
39. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2009;35(3):404-7.
40. Hull D. *Fractography: Observing, Measuring and Interpreting Fracture Surface Topography*. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1999.
41. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International endodontic journal*. 2005;38(11):802-9.

42. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
43. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1971;32(2):271-5.
44. Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1494-7.
45. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1469-76.
46. 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. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1048-52.
47. Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *International endodontic journal*. 2004;37(4):249-59.
48. Hülsmann M. Research that matters - canal preparation, retreatment and working length studies. . *International endodontic journal*. 2013;46(4):293-5.
49. ISO 3630–3631:2008. Dentistry – Root canal instruments – Part 1: General requirements and test methods.
50. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Recipro versus WaveOne. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):541-4.
51. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1212-6.
52. Barbosa FO, Gomes JA, de Araujo MC. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2008;34(12):1533-6.
53. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1998;24(12):843-7.
54. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):448-51.
55. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of endodontics*. 2007;33(12):1469-72.
56. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *Journal of endodontics*. 2007;33(12):1433-7.

57. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1217-21.
58. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1999;25(6):434-40.
59. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International endodontic journal*. 2006;39(9):716-23.
60. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics*. 2006;32(1):55-7.
61. Davis J. *ASM Specialty Handbook: Nickel, Cobalt, and Their Alloys*. Materials Park, OH ASM International; 2000.
62. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schafer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International endodontic journal*. 2010;43(10):866-73.
63. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(7):1205-9.
64. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
65. 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. *Journal of endodontics*. 2012;38(3):398-401.
66. 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. *Journal of endodontics*. 2012;38(11):1535-40.
67. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(10):716-20.
68. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of endodontics*. 2001;27(8):516-20.
69. 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. *International endodontic journal*. 2007;40(4):247-53.
70. 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. *International endodontic journal*. 2009;42(7):621-6.

71. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1589-93.
72. 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 surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2007;103(6):843-7.
73. www.tfwithrphase.com/images/3987_TF_Brochure.pdf. [
74. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1451-3.
75. Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of endodontics*. 2015;41(1):67-71.
76. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of endodontics*. 2015;41(7):1134-8.
77. Karatas E, Ersoy I, Gunduz HA, Uygun AD, Kol E, Cakici F. Influence of Instruments Used in Root Canal Preparation on Amount of Apically Extruded Debris. *Artificial organs*. 2016.
78. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2011;44(3):253-8.
79. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics*. 2012;38(1):105-7.
80. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics*. 1985;11(5):203-11.
81. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008;41(4):339-44.
82. Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):157-9.
83. Lee W, Hwang YJ, You SY, Kim HC. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2013;39(3):146-50.
84. Griffith AA, "The Phenomena of Rupture and Flow in Solids," *Philosophical Transactions, Series A*, Vol. 221, pp. 163-198, 1920.
85. Mecholsky JJ, Jr. Fracture mechanics principles. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1995;11(2):111-2.

86. Kaynak Y, Tobe H, Noebe R, Karacab H, Jawahirb I. The effects of machining on the microstructure and transformation behavior of NiTi. *Scripta Materialia* 2014;74:60-3.
87. Roylance D. *Mechanical properties of materials*. : Massachusetts Institute of Technology; 2008.
88. Lesaffre E FJ, Leroux B, Declerck D, eds. In: Wiley, editor. *Statistical and Methodological Aspects of Oral Health Research*. Chichester, West Sussex, UK.2009.
89. Quinn JB QG. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental materials journal*.26:135-47.
90. Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. *Journal of applied mechanics*. 1951;18:293-7.
91. Abernethy R. *Reliability and Statistical Analysis for Predicting Life, Safety, Survivability, Risk, Cost and Warranty Claims*. In: Abernethy RB, editor. *The New Weibull Handbook* North Palm Beach, FL.2000.
92. 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. *Journal of endodontics*. 2012;38(2):222-5.
93. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International endodontic journal*. 2011;44(4):337-41.
94. Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The effects of dentin debris on the cyclic fatigue resistance of several nickel titanium rotary systems. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2011;112(3):390-5.
95. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2015;41(1):24-8.
96. Braga LC, Magalhaes RR, Nakagawa RK, Puente CG, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*. 2013;46(5):458-65.
97. Ha JH, Kim SK, Cheung GS, Jeong SH, Bae YC, Kim HC. Effect of alloy type on the life-time of torsion-preloaded nickel-titanium endodontic instruments. *Scanning*. 2015;37(3):172-8.
98. Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of endodontics*. 2013;39(3):389-93.
99. Pedulla E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of endodontics*. 2016;42(1):156-9.

100. da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(4):741-4.
101. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Schricker SR, Nusstein JM, Li UM, et al. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(10):1221-9.
102. Hornbogen H. Fatigue of copper-based shape memory alloys. In: Duerig TW, Melton KN, Stöckel D, Wayman CM, eds. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. London: Butterworth-Heinemann; 1990:267–82.
103. Ha JH, Lee CJ, Kwak SW, El Abed R, Ha D, Kim HC. Geometric Optimization for Development of Glide Path Preparation Nickel-Titanium Rotary Instrument. *Journal of endodontics*. 2015;41(6):916-9.
104. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2003;36(4):262-6.
105. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International endodontic journal*. 2010;43(12):1063-8.
106. De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(4):575-9.
107. Kitchens GG, Jr., Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(1):52-4.
108. Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International endodontic journal*. 2014;47(5):430-6.
109. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *International endodontic journal*. 2012;45(9):802-6.
110. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):258-61.
111. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic Fatigue Resistance of 3 Different Nickel-Titanium Reciprocating Instruments in Artificial Canals. *Journal of endodontics*. 2015;41(6):913-5.
112. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2014;17(3):250-4.

113. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):527-30.
114. Pedulla E, Lizio A, Scibilia M, Grande NM, Plotino G, Boninelli S, et al. Cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments in interrupted rotation. *International endodontic journal*. 2016;Epub ahead of print.
115. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):147-52.
116. 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. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1553-7.
117. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):515-8.
118. 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. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):1003-5.
119. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *Journal of endodontics*. 2001;27(12):772-4.
120. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*. 2001;34(5):386-9.
121. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2005;100(2):249-55.
122. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2004;97(2):251-6.
123. Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2010;109(3):e131-4.
124. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International endodontic journal*. 2000;33(3):204-7.
125. King JB, Roberts HW, Bergeron BE, Mayerchak MJ. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *International endodontic journal*. 2012;45(2):156-61.
126. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(3):401-3.
127. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(5):589-93.

128. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International endodontic journal*. 2006;39(9):693-9.
129. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2011;37(8):1139-42.