TESE DE DOUTORAMENTO

CLAVES EN INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA. RELACIÓN ENTRE LA EXPERIENCIA DEL OPERADOR Y EL MOVIMIENTO.

Ana Belén Dablanca Blanco

ESCOLA DE DOUTORAMENTO INTERNACIONAL DA UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

PROGRAMA DE DOUTORAMENTO EN CIENCIAS ODONTOLÓXICAS

SANTIAGO DE COMPOSTELA

2021

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

D./Dna. **Ana Belén Dablanca Blanco**

Título da tese: **Claves en instrumentación rotatoria. Relación entre la experiencia del operador y el movimiento.**

Presento a miña tese, seguindo o procedemento axeitado ao Regulamento, e declaro que:

1) A tese abarca os resultados da elaboración do meu traballo
2) De ser o caso, na tese faise referencia ás colaboración que tivo este traballo.
3) Confirmo que a tese non incorre en ningún tipo de plaxio doutros autores nin de traballlos presentados por min para a obtención doutros títulos
4) A tese é a versión definitiva presentada para a súa defensa e coincide a versión impresa coa presentada en formato electrónico.

E comprométome a presentar o Compromiso Documental de Supervisión no caso de que o orixinal non este na Escola.

En **Santiago de Compostela, 15 de Novembro de 2021.**

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

AUTORIZACIÓN DO DIRECTOR / TITOR DA TESE

Claves en instrumentación rotatoria. Relación entre la experiencia del operador y el movimiento.

D. Benjamín Martín Biedma e D. Pablo Castelo Baz

INFORMA/N:

Que a presente tese, correspóndese co traballo realizado por Dna. Ana Belén Dablanca Blanco, baixo a miña dirección/titorización, e autorizo a súa presentación, considerando que reúne os requisitos esixidos no Regulamento de Estudos de Doutoramento da USC, e que como director desta non incorre nas causas de abstención establecidas na Lei 40/2015.

De acordo co indicado no Regulamento de Estudos de Doutoramento, declara tamén que a presente tese de doutoramento é idónea para ser defendida en base á modalidade de Monográfica con reproducción de publicacións, nos que a participación do/a doutorando/a foi decisiva para a súa elaboración e as publicacións se axustan ao Plan de Investigación.

En Santiago de Compostela, 15 de Novembro de 2021

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

D. /Dna, **Benjamín Martín Biedma**

En condición de **Titor e director**

Título da tese: **Claves en instrumentación rotatoria. Relación entre la experiencia del operador y el movimiento.**

INFORMA:

Que a presente tese, correspóndese co traballo realizado por Dna Ana Belén Dablanca Blanco baixo a miña dirección e titorización, e autorizo a súa presentación, considerando que reúne os requisitos esixidos no Regulamento de Doutoramento da USC, e que como director e titor desta non incorre nas causas de abstención establecidas na Lei 40/2015.

En Santiago, 25 de Outubro de 2021

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

D. /Dna, **Pablo Castelo Baz**

En condición de **Director**

Título da tese: **Claves en instrumentación rotatoria. Relación entre la experiencia del operador y el movimiento.**

INFORMA:

Que a presente tese, correspóndese co traballo realizado por Dna Ana Belén Dablanca Blanco baixo a miña dirección, e autorizo a súa presentación, considerando que reúne os requisitos esixidos no Regulamento de Doutoramento da USC, e que como director e titor desta non incorre nas causas de abstención establecidas na Lei 40/2015.

En Santiago, 25 de Outubro de 2021

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

DECLARACIONES DE LA AUTORA

Ana Belén Dablanca Blanco, autora de la presente tesis, declara que no existe ningún conflicto de interés en relación con la misma.

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

Dedicatoria

A mis padres, Pepe y Ana, por su amor y apoyo, incondicional e infinito, en todos los aspectos de mi vida. A ellos les debo todo lo que soy.

A mis hermanos, María y Gonzalo, por ser los mejores referentes de vida. Gracias por estar siempre cerca, por vuestro cariño constante y confianza mutua.

A Carmen, por no dejar que me rindiera. Sin su apoyo, paciencia, amor y comprensión, esto no hubiera sido posible.

A toda mi familia y amigos, que, de una forma indirecta e inconsciente, también forman parte de todo esto.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

"Ama y haz lo que quieras"

San Agustín de Hipona

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

Agradecimientos:

Quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que de una forma u otra me han ayudado a llevar a cabo la elaboración de este trabajo. De forma especial me gustaría dar las gracias:

Al Dr. Pablo Castelo Baz, motor incansable de este proyecto. Gracias por confiar en mí desde el principio, por tu ayuda constante y desinteresada, por transmitirme y enseñarme la pasión por la endodoncia. Gracias por hacer siempre fácil lo difícil, y por todo tu tiempo.

Al Dr. Benjamín Martín Biedma, por su apoyo y cariño. Gracias por animarme siempre, confiar en mí y brindarme esta gran oportunidad.

A la Dra. Ana Arias, por su disponibilidad, su amabilidad y toda su ayuda desinteresada. Sin todas sus aportaciones, este trabajo no sería posible.

Al Dr. Joao Carlo Ramos, por acogerme en su casa y por contagiar toda esa pasión por la odontología.

A la Dra. Varela Patiño quién me inició, confió en mí, y me enseñó a disfrutar de esta especialidad.

A todo el equipo del Máster Endore de la Universidad de Santiago de Compostela, por tan buenos momentos juntos. En especial a mi eterno compañero y amigo Juan Chapela, por todo lo compartido.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

RESUMEN:

El objetivo de este trabajo es ayudar a los profesionales a seleccionar el tipo de rotación adecuada a la hora de hacer un tratamiento endodóntico, de acuerdo con su nivel de experiencia. Tanto en la fase de *glide path*, como en la instrumentación completa del conducto, tanto en términos de fractura del instrumento como en el tiempo de preparación.

Para ello, se realizó un estudio *in vitro,* en el cual se instrumentaron un total de 160 conductos curvos. El tiempo de preparación y el número de instrumentos fracturados se registraron y compararon estadísticamente. Se encontró que el uso de movimientos recíprocos permitió a los operadores no expertos evitar la fractura del instrumento durante la fase de *glide path*, y preparar los conductos radiculares más rápidamente. En el caso de los operadores expertos fueron más rápidos con rotación alterna en la preparación del *glide path* e igual de efectivos en la instrumentación del conducto con ambos movimientos. En todos los casos rompieron menos instrumentos de rotación alterna, y fracturaron menos limas los expertos.

Por lo tanto, la experiencia del operador es un factor clave en el proceso de instrumentación del conducto radicular durante el tratamiento endodóntico, y en el caso de ser un operador inexperto conviene decantarse por los movimientos alternantes.

PALABRAS CLAVE: Rotación continua; rotación alterna; tiempo de instrumentación; fractura.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

RESUMO:

O obxectivo de este traballo é axudar ós profesionais a seleccionar o tipo de rotación adecuada á hora de facer un tratamento endodóntico, de acordo co seu nivel de experiencia. Tanto na fase de *glide path*, coma na instrumentación completa do conducto, tanto en términos de fractura do instrumento coma no tempo de preparación.

Para isto, realizouse un estudo *in vitro,* no cal se instrumentaron un total de 160 conductos curvos. O tempo de preparación e o número de instrumentos fracturados rexistráronse e compararonse estadísticamente. Atopouse que o uso de movementos recíprocos permitiu ós operadores non expertos evitar a fractura do instrumento durante a fase de *glide path*, e preparar os conductos radiculares máis rápidamente. No caso dos operadores expertos foron máis rápidos con rotación alterna na preparación do *glide path* e igual de efectivos na instrumentación do conducto con ambos movementos. En todos os casos, romperon menos instrumentos de rotación alterna, e fracturaron menos limas os expertos.

Polo tanto, a experiencia do operador é un factor clave no proceso de instrumentación do conducto radicular durante o tratamento endodóntico, e no caso de ser un operador inexperto convén decantarse por movementos alternantes.

PALABRAS CHAVE: rotación continua; rotación alterna; tempo de instrumentación; fractura.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

ABSTRACT:

The aim of this research is to help professionals to, according to their own level of expertise, select the appropriate type of motion when performing endodontic treatment in the glide path phase and the complete instrumentation of the canal, as well as in terms of instrument fracture and preparation time.

To that end, an in vitro study was carried out, where a total of 160 curved canals were instrumented. The preparation time and the number of fractured instruments were recorded and statistically compared. The findings show that the use of reciprocating motion allowed non-expert operators to avoid instrument fracture during the glide path phase and prepare the root canals more quickly. Furthermore, the expert operators were faster with reciprocating motion in the preparation of the glide path and equally efficient with both movements in the instrumentation of the canal. In all cases fewer reciprocating instruments were broken, and fewer files were fractured by the experts.

Therefore, the expertise of the operator is a key factor in the process of instrumentation of the root canal during endodontic treatment and, in the case of an non-expert operator, it is advisable to opt for reciprocating motion.

KEY WORDS: continuous rotation; reciprocating rotation; instrumentation time; fracture.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ÍNDICE:

1.- INTRODUCCIÓN ……. 1

1.1.- MARCO TEÓRICO …..……... 3

1.2.- MORFOLOGÍA DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO..... 4

1.2.1.-Conicidad……..... 5

1.2.2.- Diámetro ……... 5

1.2.3.- Sección transversal……..... 6

1.2.4.- Borde…… 6

1.2.5.- Apoyo radial…….. 6

1.2.6.- Surcos o estrías…….. 7

1.2.7.- Ángulo helicoidal …….. 8

1.2.8.- Ángulo de ataque ……... 8

1.2.9.- Pitch …….. 9

1.3.- NÍQUEL-TITANIO ……...……. 9

1.3.1.- Características de las aleaciones de níquel-titanio convencionales…… 9

1.3.1.1.- Cambio de fase por temperatura. Memoria de forma.……... 12

1.3.1.2.- Cambio de fase por estrés mecánico. Superelasticidad.…… 14

1.3.2.- Ventajas de la aleación de NiTi en endodoncia…..…….. 16

1.3.3.- Desventajas de la utilización del NiTi en endodoncia…..…… 16

1.4.- AVANCES EN LOS SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN……... 17

1.4.1.- Avances en la aleación de NiTi……... 17

1.4.1.1.- Modificaciones en la composición de la aleación de NiTi…..……. 18

1.4.1.2.- Implantación ……...…… 19

1.4.1.3.- Electropulido ……...…… 19

1.4.1.4.- Tratamiento térmico …… 20

1.4.1.4.1.- M-Wire ……..…… 20

1.4.1.4.2.- Fase R ...…… 21

1.4.1.4.3.- CM-Wire ……... 22

1.4.1.4.4.- Blue ……... 23

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.4.1.4.5.- Gold …….. 25
1.4.1.4.6.- Hyflex EDM …….. 25
1.4.1.4.7.- MAXWire …….. 26

1.4.2.- Diseños ……... 27

1.4.3.- Rotación: Continua VS Alterna …….. 30

1.4.3.1.- Evolución histórica de la instrumentación rotatoria ……... 30

1.4.3.2.- Principales diferencias entre rotación continua y alterna…… 32

1.4.3.2.1.- Resistencia a la fatiga cíclica …… 32

1.4.3.2.2.- Resistencia a la fatiga torsional …… 32

1.4.3.2.3.- Transporte del conducto …… 32

1.4.3.2.4.- Extrusión apical de detritus …….. 32

1.4.3.2.5.- Defectos dentinarios o cracks …..…… 33

1.4.4.- SECUENCIA Y FILOSOFÍA DE USO……...… 33

1.5.- FRACTURA DE LIMAS ……..…….. 34

1.5.1.- Tipos de fracturas ……34

1.5.1.1.- Torsión ……...……. 34

1.5.1.2.- Fractura por fatiga cíclica o por flexión ……. 35

1.5.2.- Factores que influyen en la fractura de las limas de endodoncia ……..……. 35

1.5.2.1.- Factores propios de la anatomía del conducto …… 36

1.5.2.2.- Factores propios del instrumento …… 36

1.5.2.2.1.- Proceso de fabricación ……...…….. 36
1.5.2.2.2.- Aleaciones ……. 37
1.5.2.2.3.- Área del instrumento ……...……. 37

1.5.2.3.- Formas de uso ……. 38

1.5.2.3.1.- Dinámica …….. 38
1.5.2.3.2.- Técnicas …… 38
1.5.2.3.3.- Habilidades/experiencia del operador y tiempo de preparación del conducto……...…… 39

1.5.2.4.- Otros ……..……. 40

1.5.2.4.1.- Esterilización …… 40

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.5.2.4.2.- Irrigantes ……..…… 41
1.5.2.4.3.- Número de usos ……. 41

1.6.- SISTEMAS ROTATORIOS UTILIZADOS EN ESTE ESTUDIO …….. 42

1.6.1.- Sistemas de *glide path* ……. 42

1.6.1.1.- ProGlider (Dentsply – Maillefer) ……. 42
1.6.1.2.- WaveOne Gold Glider …….. 43

1.6.2.- Sistemas de instrumentación …… 43

1.6.2.1.- Protaper Next …… 43
1.6.2.2.- WaveOne Gold Primary ……... 44

2.-JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS DE TRABAJO ……. 46

3.- OBJETIVOS ……..... 51

4.- MATERIAL Y MÉTODOS …… 55

5.- RESULTADOS …….. 65

6.- DISCUSIÓN …… 80

7.- CONCLUSIONES ……. 87

8.- BIBLIOGRAFÍA …… 92

9.- ANEXOS ……..……... 113

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

1. INTRODUCCIÓN

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- MARCO TEÓRICO:

Para alcanzar el éxito en el tratamiento endodóntico se necesita: un adecuado diagnóstico, una desinfección de los conductos eficaz, y su correcta obturación tridimensional con el fin de evitar una nueva recontaminación bacteriana (Desplazes *et al.*, 2001). El irrigante más utilizado para la desinfección del sistema de conductos es el hipoclorito de sodio, gracias a sus características antimicrobianas y a su capacidad para la disolución de tejido orgánico (Siqueira *et al*., 2000). A su vez, la conformación de los conductos radiculares elimina el tejido orgánico y ayuda a crear espacio para que los irrigantes cumplan su función. Para esto, se utilizan las limas endodónticas, que se encargan de eliminar las bacterias y el tejido orgánico del conducto respetando la anatomía radicular.

Hasta la década de los años 60, las limas de acero eran las más utilizadas, fue en ese momento cuando se descubrió la aleación de Níquel-Titanio (NiTi), en el laboratorio estadounidense de artillería naval, mientras buscaban un material resistente a la sal y al agua (Buehler *et al.,* 1963).

Civjan, en el año 1975, propuso la utilización de alambres de NiTi para hacer instrumentos endodónticos, ya que la resistencia, las propiedades mecánicas y el módulo de elasticidad eran mejores, es decir con este nuevo material las limas serían más flexibles (Andreasen y Morrow, 1978; Andreasen *et al.,* 1985; Walia *et al.,* 1988; Civjan y DeSimon, 1975). El fin era mejorar la conformación de conductos curvos, porque las limas de NiTi al ser más elásticas, respetarían más la anatomía dental al no deformarse de forma perenne tan fácilmente como el acero (Schafer, 1997).

Pasarían bastantes años hasta aparecer la primera publicación de instrumentos de NiTi, de mano de Walia *et al.* (1988). En este trabajo de investigación, se centraron en analizar dos propiedades de dicha aleación: la flexibilidad y la resistencia a la torsión (antihoraria y horaria) (Walia *et al.,* 1988). Para lograrlo, elaboraron un prototipo de limas manuales, y las confeccionaron en acero y en NiTi de sección triangular y 0.15mm de diámetro. Ambos tipos de instrumentos fueron sometidos a 3 movimientos: flexión en cantiléver (hasta 90º), rotación horaria y rotación antihoraria, todo ello utilizando la metodología de Krupp (Krupp *et al.*, 1984). Todas las pruebas fueron realizadas a 3 mm de la punta. Se realizaron imágenes de microscopía electrónica de barrido de las muestras. Se obtuvo que las limas de NiTi necesitaban menos fuerza para flexionarlas hasta los 90º comparándolos con las limas de acero inoxidable. Con respeto a la torsión, las limas de NiTi rotaban 900º en sentido horario hasta la fractura, mientras que las de acero solo 630º. En el caso de sentido antihorario, los instrumentos de NiTi rotaban

450º mientras que los de acero 270º. Al observarse al microscopio, la superficie de fractura de ambas aleaciones mostraba las mismas características.

Las conclusiones obtenidas fueron:

- Los instrumentos fabricados en NiTi, son entre dos y tres veces más flexibles que los instrumentos de acero.
- Con respecto a la resistencia a la fractura torsional en ambos sentidos, en mayor en el caso del NiTi que en el caso del acero.
- Las limas de NiTi no necesitan precurvarse como es el caso de las limas de acero.
- La gran flexibilidad de estos instrumentos es consecuencia de un módulo de elasticidad menor en tensión y torsión si se compara con las limas de acero.

Con la introducción en el mercado del movimiento accionado mecánicamente, los instrumentos rotatorios de NiTi acortaban el tiempo de trabajo ya que la capacidad de corte de la lima era mejor, así se eliminaba más tejido en menos tiempo. Además eran instrumentos con mayor conicidad, lo cual ayudaría a la posterior obturación tridimensional (Walia *et al*., 1988; Petars *et al*., 2014). Por la tanto, con la introducción del NiTi, aparecerían limas más flexibles y con mejor resistencia a la fractura (Pongione *et al.*, 2012). Por todo esto, décadas más tarde, los instrumentos de NiTi continúan siendo los de elección para la instrumentación endodóntica (Bird *et al.*, 2009).

LightSpeed (LightSpeed Tecnoly Inc.) fue el primer sistema de NiTi de rotación mecánica (Glossen *et al.*, 1995), Estos instrumentos eran la evolución de Canal Master U (Brasseler USA), que eran limas manuales fabricadas con NiTi. Las primeras investigaciones sobre estas limas mostraron la capacidad para disminuir el tiempo de trabajo y para reducir el transporte apical (Glossen *et al.*, 1995; Knowles *et al.*, 1996). A partir de entonces, la evolución de las limas de NiTi dio lugar a la aparición de multitud de sistemas de rotación distintos.

Actualmente, las limas de NiTi son el gold estádar para la conformación de los conductos radiculares (Bird *et al.* 2009), y esto se debe, a las ventajas que proporcionan si se comparan con la instrumentación manual.

1.2.- MORFOLOGÍA DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO:

Pese a que la fabricación de instrumentos endodónticos manuales de acero está estandarizada, los instrumentos rotatorios de Ni-Ti no tienen una normativa única por la que regirse, de manera que los fabricantes realizan los diseños de la geometría de la parte activa del instrumento de forma no estandarizada. Estos buscan aportar ventajas en la instrumentación de los conductos radiculares, sin embargo, la amplia variedad de sistemas en el mercado puede llegar a considerarse una desventaja. El principal problema para decidir qué lima usar en cada caso, es con frecuencia, que no se conoce qué buscar y el porqué. Es fundamental conocer la morfología del instrumento rotatorio para poder entender su funcionamiento y su elección.

1.2.1.-Conicidad:

Es la cantidad de diámetro del instrumento que aumenta a lo largo de la superficie de la lima, desde la punta hasta el mango (Cohen y Hargreaves, 2011) (Fig.1). Por ejemplo, una lima de tamaño 25 con una conicidad de 0,2 tendría un diámetro de 0,27 a 1 mm de la punta, de 0,29 a 2 mm de la punta y de 0,31 a 3 mm de la punta. Algunos fabricantes describen la conicidad en tantos por ciento (p. ej., una conicidad de 0,2 corresponde a un 2%). Históricamente, según las normas ISO, las limas se estriaban y ahusaban al 2% a lo largo de los 16 mm de la parte activa, pero, actualmente, las limas tienen muchas conicidades a lo largo de sus superficies de trabajo.

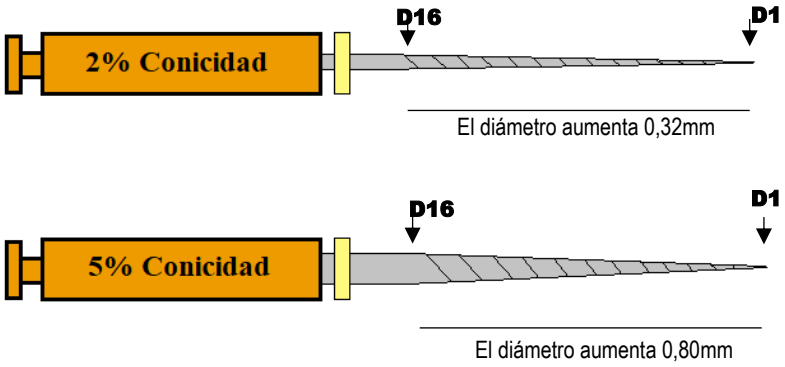


Figura 1.- Relación entre la conicidad y el diámetro de la lima en una lima del 2 y 5% de conicidad.

En el mercado existen diferencias en la conicidad desde el 1 al 20%, existiendo limas con conicidad constante, variable y sin conicidad. La conicidad mejora la entrada de la solución irrigadora en el conducto y la entrada del material de obturación en el tercio apical, pero a su vez, hace que las limas sean más rígidas y eliminan mayor cantidad de dentina radicular.

1.2.2.- Diámetro

El diámetro se define como la línea recta que une dos puntos de una circunferencia (en este caso la sección transversal de la lima), pasando por su centro. El diámetro en las limas de endodoncia, puede variar a lo largo de la longitud de toda la lima, puesto que tienen una forma cónica. Para hacer referencia a un punto concreto del instrumento, se divide en milímetros, en el que D0 es el diámetro de la punta de la lima y cada milímetro por encima será D1, D2, D3, etc. Existen variaciones en este orden pues hay quien considera el primer milímetro como D0, aunque lo más intuitivo es denominar D0 a la punta de la lima y D1 al primer milímetro. Saber el diámetro transversal de la lima en un punto concreto proporciona al profesional conocer el tamaño que tiene la lima en el punto de curvatura, y por lo tanto, conocer la tensión relativa que se ejerce sobre la lima (Cohen y Hargreaves, 2011).

Podemos decir que las limas tienen dos diámetros: el diámetro de la circunferencia más periférica que dibujan las hojas de la lima y que es el que utilizamos para clasificarlas; y el diámetro del núcleo, que sería la circunferencia que dibuja el cuerpo de la lima si le eliminásemos sus hojas y que influye mucho en su rigidez (Fig. 2). Como el diámetro va creciendo desde la punta hasta el mango, las estrías se vuelven más profundas, y por tanto la conicidad y el diámetro del núcleo, son diferentes de la conicidad externa.

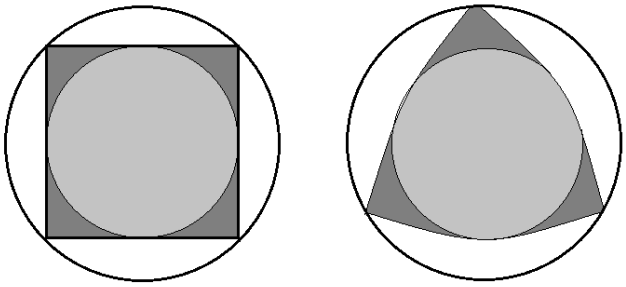


Figura 2.- Sección transversal de dos limas rotatorias, con la marca del diámetro externo (negro) y del diámetro interno (gris).

1.2.3.- Sección transversal:

Es la forma geométrica que presenta la lima cuando se secciona perpendicularmente al eje longitudinal. Nos va a indicar sobre todo la relación del instrumento con las paredes dentinarias. Puede ser simétrica o asimétrica, birradial o trirradial, robusta o ligera, y puede variar a lo largo de lima. La forma de la sección transversal de la lima condiciona la cantidad de masa y, por lo tanto, nos aporta información del comportamiento del instrumento.

1.2.4.- Borde:

Es la parte de la lima en contacto con la dentina, siendo la cúspide de unión entre dos surcos (Fig.3)

1.2.5.- Apoyo radial (*radial land*):

Si en lugar de un borde cortante, lo que se forma es un plano, se obtiene un apoyo radial o *radial land* (Fig.3). Los apoyos radiales fueron concebidos para disminuir las fuerzas de atornillamiento, mantener el instrumento centrado en el conducto, dar resistencia a la propagación de fracturas o limitar la profundidad de corte. Este diseño hace que la lima abrasione en lugar de cortar, necesitando más tiempo de trabajo y más torque para que sea eficaz.

Existe una evolución de los *radial lands*, en los que el borde no es totalmente plano, sino que decae progresivamente desde la hoja hasta el surco, formando una zona de alivio. De esta forma, no toda la superficie contacta con la dentina por lo que genera menos fricción. Las limas Mtwo o Hero son ejemplos de este tipo radial land.

1.2.6.- Surcos o estrías:

Es la parte de la lima encargada de alojar los detritus que se van eliminando de las paredes del conducto (Fig. 3). La eficacia de las estrías dependerá de su anchura, profundidad, acabado de la superficie y configuración (Cohen y Hargreaves, 2011). Juega un papel importante en la eficacia de corte: surcos grandes permitirán más corte que surcos pequeños porque tardarán más en saturarse. La profundidad del surco junto con el pitch determina el llamado volumen de surco del instrumento. En el caso de que este volumen esté completamente lleno con la dentina eliminada, puede ser imposible la separación de más detritus y, por lo tanto, reducir la eficiencia de corte.

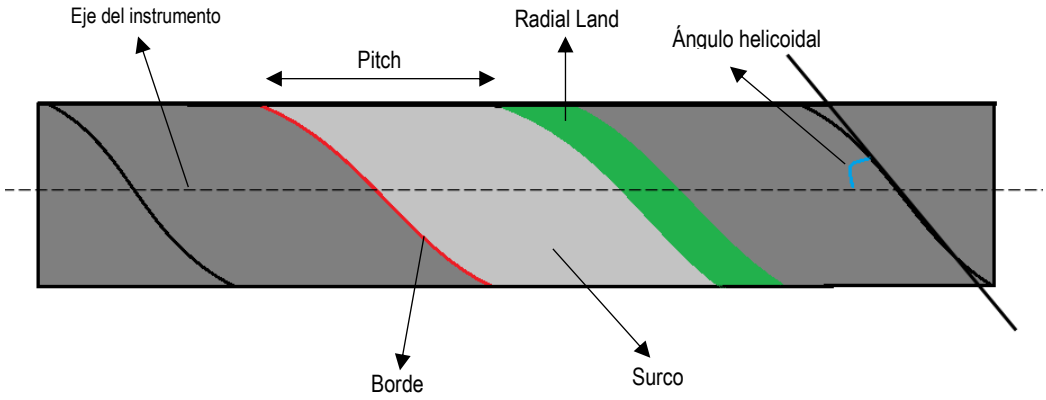


Figura 3.- Esquema de las partes de la lima.

1.2.7.- Ángulo helicoidal:

Es el ángulo que forma el borde cortante con el eje longitudinal de la lima (Fig. 3). Es el responsable de que la lima corte por rotación o por tracción y se encarga de evacuar los detritus alojados en los surcos. Puede ser constante o variable, influyendo en el grado de atornillamiento de la lima.

USC
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

Al disminuir el ángulo helicoidal aumenta la distancia entre las hojas de la lima. El ángulo helicoidal es importante ya que las estrías cortantes del instrumento determinarán un ángulo que aumentará la torsión de la lima.

1.2.8.- Ángulo de ataque (*rake angle*):

En la sección transversal, es el ángulo que forma la hoja de la lima con la superficie dentinaria. Si el ángulo de ataque es obtuso, el ángulo de ataque será positivo o cortante, es decir cortará dentina. Si el ángulo es agudo, tendrá un ángulo de ataque negativo o desgarrador y su acción será de raspado o abrasionado.

1.2.9.- Pitch:

O distancia entre espiras de la lima, es la distancia entre dos puntos del borde guía en los que se repite el mismo patrón (Fig. 3). Cuanto menor es el pitch, mayor será el ángulo helicoidal y más espirales tendrá la lima. La mayoría de limas tiene un pitch variable que se va modificando a lo largo de la superficie de trabajo.

1.3.- NÍQUEL-TITANIO:

1.3.1.- Características de las aleaciones de níquel-titanio convecionales:

La aleación fue denominada *Nitinol*, por ser un acrónimo de los elementos que la forma, *ni* para el Níquel, *ti* para el Titanio y *nol* para *Naval Ordenance Laboratory*. La composición química de la mayoría del NiTi corresponde al *55-Nitinol*, al cual lo forma un 56% en peso de Ni y un 44% en peso de Ti (Thompson, 2000). La relación de estos dos componentes es equiatómica (relación 1:1). El porcentaje en peso de Ni es más grande que el de Ti ya que los átomos de Ni (número atómico=28, peso atómico=58,69) más grandes que los átomos de Ti (número atómico=22, peso atómico=47,86).

En el caso del nitinol, los átomos de Ni y de Ti pueden distribuirse en diferentes formas espaciales. Estas disposiciones distintas se llaman fases cristalográficas o fases microestructurales de la aleación. Principalmente existen dos (Thompson, 2000; Shen *et al*., 2013; Berutti *et al*., 2003):

a) **Fase Austenítica:** denominada fase madre o fase de alta temperatura. La disposición de los átomos sigue una distribución B2 cúbica. A temperatura ambiente la aleación de NiTi está en esta fase(Shen *et al.*, 2013). Se ha denominado como fase "fuerte" o "dura" y en esta fase el NiTi tiene un comportamiento elástico, es decir, tras parar la fuerza que lo está deformando el material es capaz de volver a su forma inicial.
El NiTi puede alcanzar un 8% de deformación y luego retomar su disposición original, por lo que se considera que tiene propiedades de superelasticidad. Sin embargo, otras aleaciones como el acero solo se pueden deformar un 1% (Thompson, 2000; Shen Y *et al*., 2013).

b) **Fase Martensítica:** también llamada de baja temperatura. Los átomos se distribuyen en una disposición B19´monoclinica. El NiTi está en esta fase cuando está a baja temperatura (Shen *et al.*, 2013 También se denomina como fase "dúctil" o "blanda" ya que al detenerse la fuerza que lo deforma, la aleación preserva esa deformación, es decir, tiene un comportamiento plástico, (Shen Y *et al*., 2013).

Se ha descrito otra fase microestrucutural para la aleación de NiTi que recibe el nomrbe de **Fase R** o **pre-martensítica.** La disposición de los átomos es romboidal en esta fase (Shen *et al.* 2013; Hilfer *et al.* 2011; Shen *et al.* 2012). Esta fase precede a la transformación martensítica y dado que es una transformación de fase termoelástica, también puede originar un efecto de superelasticidad y de memoria de forma. Sin embargo, la amplitud de su histéresis es mucho menor si se compara con la transformación martensítica. Por este motivo, cuando se necesita un ancho de histéresis menor, es interesante potenciar su aparición.

La aleación de NiTi va a tener diferentes características según en la fase en la que esté, por lo que es fundamental conocer sus diferentes fases microestructurales. (Brantley *et al.*, 2002). Además, se puede pasar de una fase a otra si la aleación se ve sometida a una variación en la temperatura o a un estrés mecánico (Thompson, 2000). Esta variabilidad de cambiar de una fase a otra es lo que le otorga a la aleación sus dos características fundamentales: la **memoria de forma** y la **superelasticidad.**

1.3.1.1.- Cambio de fase por temperatura. Memoria de forma.

El NiTi a alta temperatura (100º), se encuentra en fase austenítica (Thompson, 2000, Shen *et al*., 2013). Si la temperatura desciende, llega un punto que los cristales cambian su disposición microestructural cambiando de austenita a martensita gradualmente, hasta que toda la aleación se transforma completamente en fase martensítica. La temperatura inicial en la que empieza esta transformación se llama temperatura *Ms* (*Martensitic trasformation start).* La temperatura en la que toda la aleación se ha transformado a fase martensítica se denomina temperatura *Mf (Martensitic transformation finish).*

De la misma manera, pero en sentido contrario, si se empieza a temperatura baja con la aleación en fase martensítica, a medida que la aleación se calienta, llega un punto que los cristales martensíticos cambian a fase austenítica. En este caso, la temperatura en la que empieza esta transformación de martensítica a austenítica se denomina *As (Austenitic transformation start)* mientras que la temperatura en la que termina la transformación se llama *Af (Austenitic transformation finish)* (Buehler *et al.*, 1963; Thompson, 2000; Shen *et al*., 2013) (Fig. 11). Por lo tanto, la aleación no se transforma toda a la vez, sino que hay un rango de temperaturas en las cuales el NiTi está cambiando, y no está ni en fase martensítica completamente, ni en fase austenítica completamente, si no que es una combinación de las dos. El rango de temperaturas en el que ocurre esto se llama *rango de temperaturas de transición* o RTT o el *rango de temperaturas de transición reverso* o RTTR, según hablemos de uno u otro sentido. En este intervalo de temperaturas de transición y en un rango muy pequeño estaría la llamada fase R.

Además, las temperaturas de inicio y fin de estas transformaciones no suelen ser las mismas, es decir, la Ms y la Af no coinciden al igual que la Mf y la As. A esto se le denomina situación de histéresis, ya que es imposible saber la disposición microestructural exacta de la aleación una temperatura determinada si no se sabe el sentido en el que se está transformando.

Esta transformación microestructural producida en el NiTi debido a los cambios de temperatura, es debida a un deslizamiento de los átomos. A nivel macroscópico no se observan cambios mientras ocurre la transformación, sin embargo, si el NiTi está en fase martensítica y lo sometemos a una fuerza, se deformará fácilmente mediante un proceso que se denomina deparejamiento de átomos, y dará lugar a una martensita de-parejada.

La deformación puede recuperarse calentando la aleación por encima de la RTT (o el rango de temperatura de reverso de transformación RTTR) y como consecuencia las propiedades de la aleación también se recuperan: vuelve a la estructura austenítica y a la orientación cúbica de sus cristales. De esta forma, la transformación martensítica por **variación en la temperatura**, aporta al NiTi su característica de **memoria de forma** (Kuhn *et al*., 2001), es decir, la capacidad de revertir cualquier deformación cuando se calienta por encima de una temperatura determinada, que según Thompson et al. sería superior a 125ºC (Thompson, 2000).

El RTT nominal para cada aleación de NiTi depende de su composición, ya que depende del número de electrones que estén disponibles para uniones, el cual es constante para una composición de NiTi concreta. Especificamente el RTT del 55-nitinol de relación 1:1 (equiatómica) se sitúa en el rango entre -50 y 100ºC.

El RTT puede ser cambiado de diferentes formas:

- En la fase de fabricación: con tratamiento en frío y tratamiento térmico.
- Cambiando la composición de la aleación subiendo el porcentaje de Ni. Esto puede originar formación de una fase secundaria NiTi3.

- Cambiando el Ni por Co. El Co tiene un electrón menos que el Ni, por lo que disminuye el número total de uniones por electrones, lo cual provoca que disminuya la RTT.

1.3.1.2.- Cambio de fase por estrés mecánico. Superelasticidad.

El cambio de fase de austenita a martensita puede ser una consecuencia de la aplicación de **estrés mecánico** como el que reciben las limas durante la instrumentación de conductos. Gran parte de los metales, cuando reciben una fuerza externa produce un deslizamiento de átomos, que provoca una deformación perenne. Mientras que en el caso de la aleación de NiTi, en lugar de este deslizamiento se produce una transformación martensítica.

La gráfica tensión-deformación representa el comportamiento del NiTi cuando se ve sometido a estrés. Existen tres zonas diferentes:

1.- Fase austenítica, en la que ocurre una deformación elástica proporcional.

2.- Transición de austenita a martensita, en la que ocurre una deformación proporcional, pero la pendiente de esta zona es considerablemente menor, por lo que el NiTi sufre una gran deformación sin necesitar un gran incremento de estrés.

3.- Fase martensítica, en la que existe un comportamiento tensión-deformación normal, es decir, existe una zona lineal elástica, un límite elástico y el punto de fractura.

El comportamiento superelástico del NiTi viene determinado por el hecho del cambio de fase de austenita a martensita durante la deformación. La superelasticidad de la aleación de NiTi permite una deformación de un 8% y que ésta sea capaz de volver a su forma original, lo cual se volvería imposible de no existir el cambio de fase. Otras aleaciones como Níque-Nibio, Oro-Cadmio, Cobre-Aluminio, Cobre-Zinc, también presentan características de superelasticidad (Buehler *et al.* 1965).

Por lo tanto, la superelasticidad y la memoria de forma, que son las dos características primordiales de la aleación de NiTi, son consecuencia de los cambios de fase microestructurales. El esquema siguiente presenta la transición entre fases a través del estrés mecánico y la temperatura.

1.3.2.- Ventajas de la aleación de NiTi en endodoncia:

Hoy en día, los sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi ofrecen ventajas con respecto a las limas manuales de acero inoxidable:

- Flexibilidad, ya que el módulo elástico del NiTi es menor que el del acero (Walia *et al.*, 1988).

- Capacidad de corte: ya que las limas de NiTi muestran mejor capacidad para intrumentar el conducto y lo hacen además más rápidamente (Glossen *et al.*, 1995).
- Centrabilidad: puesto que son capaces de preparar el conducto de una forma centrada respecto a su eje (Glossen *et al.*, 1995; Shor *et al.*, 1997, Zhao *et al.*, 2013). Lo cual respeta la anatomía original del sistema de conductos.
- Las limas no necesitan precurvarse (Walia *et al.*, 1988; Gambarini *et al.*, 2008).
- Menor tiempo de trabajo (Walia *et al.*, 1988).

1.3.3.- Desventajas de la utilización del NiTi en endodoncia.

Aún con todas sus ventajas, los sistemas rotatorios de NiTi también tienen ciertos inconvenientes:

1.- La flexibilidad que tienen los sistemas rotatorios de NiTi dejan que los instrumentos se adapten a la forma del conducto, respetándolo. Por otra parte, en estado austenítico la aleación es elástica lo que hace que tienda a recuperar la forma inicial de la lima tras ser deformada (Thompson, 2000). Cuando un cuerpo elástico se deforma absorbe una cantidad de energía determinada que posteriormente liberará si vuelve a su forma inicial. Esto hay que tenerlo en cuenta ya que, la misma fuerza que la lima requiere para ser deformada va a ser la fuerza que el instrumento va a hacer sobre la pared del conducto al intentar enderezarse (tercera ley de Newton, principio de acción-reacción). Esto podría originar zonas de transporte del foramen apical, sobreinstrumentación o enderezamiento de los conductos radiculares.

2.- La gran variabilidad de los sistemas de instrumentación y de su forma de uso podría ser considerada como ya se ha mencionado, un problema puesto que necesita un período previo de entrenamiento con cada uno de sistemas del mercado, cada uno con su propia técnica.

3.- Pero la principal desventaja de los sistemas rotatorios de NiTi es la posibilidad de fracturarse durante la instrumentación del conducto, permaneciendo el fragmento dentro del conducto. Por lo tanto, es fundamental conocer el funcionamiento y la resistencia de sistemas rotatorios endodónticos (Sattapan *et al.*, 2000).

1.4.- AVANCES EN LOS SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN:

1.4.1.- Avances en la aleación niti:

La introducción de las aleaciones de NiTi, seguida de la instrumentación mecánica, fueron los primeros pasos hacia una nueva era en endodoncia. Estos cambios dieron paso a un progreso cada vez mayor, con investigaciones centradas en el desarrollo de instrumentos capaces de preparar el conducto preservando al máximo su forma anatómica original en el menor tiempo posible. Pero, sin duda el desafío más importante es lograr un instrumento resistente a la fractura

en todo tipo de conductos, puesto que sigue siendo un problema vigente y que condiciona el resultado del tratamiento.

Las mejoras aplicadas a la aleación del NiTi, han supuesto una revolución en los últimos años. Desde los inicios del NiTi convencional hasta las nuevas aleaciones CM Wire, Gold o Blue, existen grandes avances en las propiedades mecánicas de las limas que se consigue o bien mediante el tratamiento térmico de la aleación o bien mediante pequeños cambios en la proporción de sus elementos (Shen *et al*., 2013).

Convencionalmente, para obtener la aleación de NiTi, se lleva a cabo un proceso metalúrgico por medio de la fusión de ambos materiales. Las técnicas de fusión pueden ser: fusión por inducción al vació, fusión por arco de vacío, y molde por inyección de metal (Novak *et al.*, 2015). Estos procesos térmicos y mecánicos juegan un papel importante porque buscan obtener una aleación libre de contaminantes, homogénea y uniforme. Es importante que durante la fabricación de la aleación níquel titanio, se lleve el control de la proporción de los metales y la temperatura, ya que sobrepasarse, o presentarse un déficit en sus componentes genera una aleación distinta. Luego de la producción de los lingotes de níquel titanio, según cuál será su función biomédica, se pueden realizar tratamientos posteriores cuando se fabrican limas de níquel titanio. Normalmente se lleva a cabo un proceso de recocido (*annealing* hasta alcanzar una sección transversal con el diámetro adecuado y un procedimiento de fresado (*grinding*) para darle la forma deseada (Thompson, 2000). Algunos sistemas que se han fabricado mediante este proceso (con aleación convencional o SE Wire) son: EndoSequence, RaCe (FKG Dentaire), K3 (SybronEndo, Orange, CA, EEUU), Protaper Universal (Dentsply Maillefer), Lightspeed o ProFile GT (Dentsply Maillefer Baillaigues, Switzerland) (Thompson, 2000, Al-Hadlaq *et al*., 2010).

Estos procesos producían irregularidades de superficie a la lima y provocaban una tensión residual en la estructura del metal, lo cual ayudaba a la creación de cracks y al enroscamiento de espiras (Walia *et al.*, 1988; Kunh *et al.*, 2001, Sattapan *et al*., 2000), por lo que se convertían en puntos iniciales de fractura. Procedimientos como el electropulido o la implantación iónica se utilizaron para tratar de borrar las irregularidades y ayudar a la resistencia a la fractura (Alapati *et al.*, 2009[(1)]).

Tendrían que pasar bastantes años para dar un enfoque diferente a la fabricación de los instrumentos de NiTi. Esto ocurrió con el desarrollo de los tratamientos térmicos para ajustar las temperaturas de transición de las aleaciones, lo cual permitía controlar las características de la aleación en cada fase y, por lo tanto, influir sobre su comportamiento (Shen *et al*., 2013; Gutmann y Gao, 2012).

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

La herramienta fundamental para que los fabricantes cambien la composición de fase y, por lo tanto, las propiedades mecánicas de la aleación, es cambiar las temperaturas de transformación (Ms, Mf, As, Af) de la aleación NiTi, que puede lograrse mediante tratamiento térmico y mecánico durante la fabricación, o mediante la variación de la composición química (Alapati *et al*., 2009[(1)]). Una composición de fase modificada debido a las temperaturas de

transformación cambiadas, es la principal diferencia entre la aleación de NiTi tratada termomecánicamente y la convencional. Mientras que la aleación convencional de NiTi está en fase austenítica durante el uso clínico (Thompson, 2000), las aleaciones de NiTi tratadas termomecánicamente contienen cantidades variables en fase R y en fase martensítica en condiciones clínicas (Pereira *et al.,* 2012). Estas modificaciones conducen a las limas endodónticas a ser más flexibles, con una resistencia alta a la fractura.

Por lo tanto, actualmente las limas mecanizadas son fabricadas a partir de un vástago de NiTi y ese vástago puede ser de aleación convencional o presentar algún tipo de tratamiento térmico o de superficie, antes o después de ser diseñados.

1.4.1.1.- Modificaciones en la composición de la aleación de NiTi.

Se puede cambiar la composición para obtener una aleación con características distintas, ya sea para lograr más superelasticidad o para tener más memoria de forma (Thompson, 2000; Testarelli *et al*., 2011). Las diferencias fundamentales entre una aleación u otra estarán en la cantidad de níquel que tengan o bien las temperaturas de transición. Por ejemplo, le Nitinol 60 se caracteriza por tener un 60% de níquel (en peso) en su composición. En este caso, la memoria de forma es menor pero la posibilidad de ser tratada térmicamente es mayor, con respecto al Nitinol 55. Ambas aleaciones son mas resistentes, más resilientes y tienen un módulo de elasticidad menor que otras como Cromo-Níquel (Cr-Ni), Cromo-Cobalto (Cr-Co) o el acero (Thompson, 2000). Otra alternativa es cambiar un poco de níquel (menos del 2%) por otra aleación como el cobalto para modificar las propiedades (Thompson, 2000). Sin embargo, algunos autores (Zinelis *et al*., 2010), defienden que el hecho de cambiar la composición no afecta tanto a las propiedades mecánicas como el tratamiento térmico en sí, el cual tiene un efecto mucho mayor en la resistencia final del instrumento.

1.4.1.2.- Implantación

En un intento de aumentar la dureza de superficie, la flexibilidad, la resistencia a la fatiga cíclica y la eficiencia de corte, múltiples estudios han llevado a cabo la implantación de argón (Ar) (Lee *et al*., 1996), boro (B) (Wolle *et al.,* 2009) y nitrógeno (N) (Gavini *et al.,* 2010) entre otros métodos. La implantación de iones Ar y B dio resultados prometedores con instrumentos seleccionados y el nitruro de nitrógeno y titanio (TiN) dio resultados mixtos, aunque estudios recientes han sido bastante favorables (Gavini *et al.,* 2010). Sin embargo, desde el punto de vista clínico, la esterilización parece disminuir la eficiencia de corte del instrumento, aumentar la profundidad de las irregularidades e iniciación y propagación de grietas (Alexandrou *et al.,* 2006)

1.4.1.3.-Electropulido:

El electropulido es un método utilizado para el acabado superficial final de piezas metálicas. Este tratamiento altera la composición y textura de la superficie del instrumento y produce una capa de óxido que es más homogénea, la cual funciona como una película protectora con menos defectos y menos tensión superficial residual que, a simple vista, se traduce en un acabado más liso y con más brillo (Gutmann y Gao, 2012). El electropulido se usa para eliminar irregularidades de superficie, grietas y tensiones residuales causadas en el proceso de fabricación, lo cual debería mejorar la resistencia a la fractura, la eficacia de corte y la resistencia a la corrosión (Zupanc *et al*., 2018). Anderson *et al*. (2007), investigaron el efecto del electropulido sobre la fatiga cíclica y la resistencia a la torsión de 3 instrumentos de NiTi de diferentes fabricantes comparándolos con instrumentos no electropulidos del mismo tipo. Los instrumentos electropulidos obtuvieron significativamente mejores resultados que los instrumentos no electropulidos en las pruebas de fatiga cíclica y en menor medida en la carga torsional. Llegaron a la conclusión de que los beneficios podrían ser debidos a la reducción de las irregularidades de superficie que sirven como puntos para la concentración de tensión y el inicio de la grieta.

1.4.1.4.-Tratamiento térmico:

Los instrumentos de NiTi convencional, fabricados a través de recocido o fresado del metal, poseen una temperatura Af igual o menor a la temperatura ambiente (20ºC) (Brantley *et al.*, 2002). El tratamiento térmico consiste en calentar un material a una temperatura dada y enfriarlo bajo condiciones controladas, después de un período de tiempo establecido para obtener unas propiedades de superelasticidad y memoria de forma específicas.

Aumentando las temperaturas de recocido del metal durante su fabricación, puede aumentar las temperaturas de transición (Thompson, 2000). Alapati *et al*. (Alapati *et al.*, 2009[(1)]) determinaron que la temperatura Af de las limas Profile aumentaba a 45-50ºC, si se incrementaban las temperaturas de fabricación a 400-500-600ºC. Sin embargo, si el tratamiento térmico llegaba a los 850ºC, ocurría la pérdida de comportamiento superelástico y la falta de recristalización de la microestructura conseguida. Esto se confirmó posteriormente con otros estudios (Hieawy *et al.*, 2015; Kuhn y Jordan, 2002).

Para obtener las propiedades de memoria de forma y superelasticidad y conseguir un correcto equilibrio de sus propiedades mecánicas, los tratamientos térmicos se realizan en hornos de aire con atmósfera inerte (Zinelis *et al.*, 2007). La temperatura Af de los instrumentos tratados térmicamente no son siempre las mismas, y las limas que posee una Af superior de la temperatura corporal (37º) van a estar en fase martensítica primordialmente, o bien una mezcla de fase premartensítica, austenítica y fase R durante su uso clínico, por que presentarán memoria de forma (Shen *et al.*, 2013).

Son varias las aleaciones que han ido surgiendo a lo largo de los años gracias al tratamiento térmico del NiTi:

1.4.1.4.1.- M- Wire (Memory-Wire):

En 2007 se patentó está nueva aleación que se elaboró a raíz del Nitinol SE508 (NiTiNOL Devices & Components, Inc, Fremont, CA). Sometían a la aleación a un tratamiento termomecánico en el que los alambres puros se estiraban a diferentes tensiones y temperaturas, a partir de lo cual se obtenía un material en fase austenítica, pero también con fase R premartensítica y fase martensítica, y por lo tanto, dando superelasticidad a la aleación (Gutmann y Gao, 2012; Alapati *et al.*, 2009[(2)]; Pereira *et al.* 2013). Por tanto, al poseer estas tres fases en su composición a temperatura ambiente, el módulo de elasticidad es más bajo, se presenta en un estado superelastico, y al observarlo en la curva de tensión deformación (cantidad de estrés necesario para la transformación de fase), se requiere menos tensión para su transformación de austenita final a martensita inicial (Zupanc *et al.*, 2018). La temperatura Af de M-Wire es de alrededor de 43-50ºC (Braga *et al.*, 2014) y, por lo tanto, muy por encima de la Af del NiTi convencional y de la temperatura corporal, lo cual indica que M-Wire no está completamente compuesto de fase austenita en condiciones clínicas, si no que tiene pequeñas cantidades de martensita y fase R (Gao *et al*., 2012). M- Wire exhibe mayor flexibilidad, mayor resistencia a la fatiga cíclica y mejores propiedades mecánicas en comparación con el NiTi convecional (Gao *et al.*, 2012; Gambarini *et al*., 2011).

Arias *et al.* (2014) obtuvieron que los instrumentos GTX fabricados en aleación M-Wire tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica que sus homólogos GT, que tienen aleación SE-Wire. Pérez-Higueras *et al.* (2014) compararon los instrumento Protaper Universal fabricados en SE-Wire y Protaper Next fabricados en M-Wire, y obtuvieron que los instrumentos fabricados en M-Wire tienen mejor resistencia a la fatiga cíclica, tanto a nivel coronal como apical. Johnson *et al.* (2008) realizaron por primera vez un estudio que se centra únicamente en la aleación, ya que utilizaron limas con idéntico diseño (Profile 25.04) pero con aleaciones distintas. Se obtuvo que la aleación M-Wire poseía un 390% más de resistencia a la fatiga cíclica que la aleación Nitinol SE508 (Johnson *et al.*, 2008).

Sin embargo, varios estudios (Gao *et al*., 2010; Kramkowski y Bahcall, 2009) obtienen que no hay diferencias significativas con respecto a la fatiga cíclica en instrumentos fabricados en SE-Wire o M-Wire. Estos resultados pueden obtenerse por otros factores, como pueden ser las dimensiones de la lima o su diseño, ya que normalmente se comparan instrumentos de diferentes marcas, o bien por la variedad metodológica a la hora de realizar el estudio, que puede provocar dificultades a la hora de medir el efecto de una sola variable como puede ser la aleación con respecto a la resistencia a la fatiga (Shen *et al*., 2013).

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Sistemas fabricados en esta aleación son ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), ProFile GT series X, o ProFile Vortex (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza).

1.4.1.4.2.- FASE R:

Un año después, en 2008, SybronEndo (Orange, CA, EEUU), desarrolló otro proceso de fabricación, la aleación R-Fase para crear un nuevo sistema llamado Twisted File (TF). El proceso de fabricación de Twisted File incluye 3 métodos: tratamiento térmico en fase R, torsión del alambre de metal (*twisting*) (en un intento por evitar marcas por fresado del instrumento) y un acondicionamiento especial de la superficie (Larsen *et al.*, 2009). Es decir, el NiTi austenítico se transforma en fase R mediante un proceso térmico, en este momento se enrolla, y se somete a otro proceso térmico para mantener su forma nueva, es decir se devuelve a fase austenítica (Hou *et al*., 2011). De esta manera, cuando se ve estresado, por ejemplo, durante la preparación de un conducto curvo, muestra sus características de superelasticidad (Shen *et al.*, 2013; Hou *et al.*, 2011).

Como el módulo de elasticidad de la fase austenita y martensita es mayor que el de la fase R, una lima con una aleación en fase R será más flexible que una lima de NiTi convencional (Hou *et al.*, 2011). Por el mismo motivo, la fase R requiere menos tensión para causar una deformación plástica lo cual permite el proceso de torsión de las limas durante su fabricación (Hou *et al.*, 2011; Cheung *et al*., 2007). Además, según Cheung *et al.* (2007) la histéresis por estrés es mayor para los instrumentos de NiTi convencional que para las limas Twisted File. Esto ocurre porque la estructura de la fase R necesita menos estrés que la austenita para transformarse, por lo que se puede transformar a martensita más cantidad cuando se ve sometida a estrés. Por lo que es lógico, que los sistemas fabricados en fase R como Twisted file tengan más resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos fabricados en NiTi convencional (Aminsobhani *et al.*, 2015; Shen *et al.*, 2013). La temperatura Af de los instrumentos de fase R es alrededor de 18-25ºC, por lo que los instrumentos contienen principalmente austenita superelástica en el entorno oral (Hou *et al.*, 2011).

Posteriormente salieron otros sistemas con este tratamiento térmico como Twisted File Adaptive o K3X3, aunque este último se fabrica mediante un proceso de mecanizado tradicional con un posterior tratamiento térmico de fase R. Hay estudios, como el de Kim *et al.* (2010), que encuentran que las limas Twisted File tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica que las limas fabricadas mediante procesos como el fresado, como son las limas RaCe, ProTaper o Helix (DiaDent, Chongiu, Korea). Del mismo modo, otros autores que comparan las limas Twisted File con limas fabricadas mediante fresado (K3) y limas fabricadas con aleación M-Wire (GTX) (Gabarini, Grande *et al.* 2008), concluyen que las Twisted File son significativamente más resistentes a fatiga cíclica con respeto a K3, pero no con respecto a GTX (Gambarini, Grande *et al.* 2008). Otros estudios, encuentran más resistencia de los instrumentos fabricados mediante enroscado que las limas fresadas (Oh *et al.* (2010); Rodrigues *et al.* (2011); Bhagabati *et al*. (2012).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.4.1.4.3.- <u>CM-WIRE (CONTROL MEMORY-WIRE):</u>

En 2010, DS Dental (Johnson City, TN, EE.UU) introdujo los instrumentos fabricados con tecnología CM-Wire. Se trata de un proceso de calentamiento y enfriamiento después del mecanizado del Nitinol SE508, que le da a la aleación un control sobre el efecto de memoria de forma. Estos instrumentos también contienen menos níquel (52%) que las aleaciones convencionales (54-57%), lo cual mejora las propiedades mecánicas de la aleación. Uno de los sistemas fabricados con este tipo de aleación es Hyflex CMTM (Coltène Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, EEUU). La temperatura final Af de los instrumentos HyFlex CM es de alrededor de 45- 47º (Shen *et al*., 2013), lo cual sugiere que a temperatura ambiente el instrumento es una mezcla de martensita y austenita en fase R (Shen *et al.,* 2013). La fase martensítica del NiTi tiene una alta resistencia a la fatiga y las limas en este estado pueden ser fácilmente deformadas, pero recuperan su forma al calentarlas por encima de la temperatura de transformación. El calor transforma el metal temporalmente en fase austenítica y lo hace superelástico, lo cual le permite a la lima volver a su forma original antes de enfriarse de nuevo. El estrés crítico para la reordenación martensítica de CM-Wire a temperatura ambiente, es más bajo (128-251MPa) que el de los alambres convencionales (490-582MPa) (Zhou *et al.,* 2012). La resistencia a la tracción para CM-Wire (1094MPa) es más alta que para el NiTi convencional (1415Mpa). Sin embargo, la máxima tensión de CM-Wire antes de la fractura es más alta (58-84%) frente al NiTi convencional (16-27%) (Shen, Zhou, Zheng *et al.,* 2013). Todo esto indica que el CM-Wire es fácilmente deformable bajo estrés mecánico, pero recuperará su forma original tras el calentamiento en autoclave, hasta el límite que se produzca una deformación invertida en el que continuará deformado tras la esterilización, lo cual indicará que debe desecharse. Por lo tanto, se ha encontrado que los instrumentos CM-Wire tienen mayor flexibilidad (Soares *et al.,* 2017) y una resistencia a la fatiga significativamente mejorado en comparación con la aleación M-Wire y NiTi convencionales (Soares *et al.,* 2017; Aishwaimi, 2018).

Por lo tanto, los tratamientos térmicos tienen un papel fundamental en la mayor flexibilidad de las limas Hyflex CM en comparación con los fabricados de forma tradicional (Testarelli *et al.,* 2011). Pese a que los fabricantes no describen de forma clara los procesos termomecánicos, se conoce que su principal objetivo es obtener instrumentos con fase martensítica en condiciones clínicas (Shen, Zhou, Zheng *et al.,* 2013). Esto es lo que ocurre con CM-Wire, aumenta la estructura en fase martensítica, por lo que las propiedades mecánicas son mejores y tienen mayor deformación plástica previa a la fractura (Plotino *et al.,* 2014). A pesar de la mayor flexibilidad, que se considera que afecta negativamente a la eficacia de corte, los instrumentos Hyflex CM tienen una mayor eficacia de corte en la acción lateral en comparación con los instrumentos de NiTi electropulidos y convencionales (Peters *et al.,* 2012).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.4.1.4.4.- Blue

En 2011, Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, EE.UU.), presentó ProFile Vortex Blue, que fue el primer instrumento endodóntico con una aleación de color azul. Más tarde, en

2016, sale al mercado. Reciproco Blue (VDW, Munich, Alemania). El azul distintivo de estas aleaciones es debido a que tras el tratamiento térmico de la aleación una capa de óxido de titanio queda recubriendo la superficie del instrumento. El espesor de la capa de óxido de titanio en la aleación Blue es de 60-80nm (Otsuka y Ren, 2005).

Estos instrumentos también muestran memoria controlada y pueden deformarse (Plotino, Testarelli *et al.,* 2014). La principal diferencia entre CM-Wire y los instrumentos de tratamiento térmico Blue y Gold, es que estos instrumentos, se mecanizan antes de pasar por el tratamiento térmico (Pereira *et al.,* 2013). La temperatura Af para Vortex Blue es de alrededor a la temperatura corporal (38.5ºC) (Shen *et al.,* 2015), mientras que la Af para la aleación Gold es de alrededor a los 50º (Hieawy *et al.,* 2015), lo cual indica que ambas aleaciones contienen principalmente fase martensítica o fase R en condiciones clínicas. Todas las limas con tratamiento térmico tanto Gold como Blue demostraron una mayor resistencia y flexibilidad a la fatiga frente al NiTi convencional y a la aleación M-Wire (Hiewy *et al*., 2015; Topçuoğlu *et al*., 2017).

Si se comparan las limas Protaper Next (M-Wire), Protaper Universal (SE-Wire) y Vortex Blue (Blue-Wire), se obtuvo que Vortex Blue son más resistentes a la fatiga cíclica y que Vortes y Protaper Next, son más resistentes que Protaper Universal. (Nguyen *et al.* 2014). Si se comparan ProFile Vortex (M-Wire) y Vortex Blue, las cuales tienen el mismo diseño, conicidad y tamaño en punta, pero difieren en la forma de fabricación y la aleación, se observa que Vortex Blue tiene más resistencia a la fatiga cíclica (Plotino, Grande *et al.* 2014).

Si se compara con aleaciones con memoria de forma como CM-Wire, éstas últimas tienen mejor resistencia a la fatiga cíclica. En un estudio de De Vasconcelos *et al.* (2016), se comparan diferentes marcas de limas, con diferentes aleaciones, a temperatura corporal y temperatura ambiente, y se realiza un análisis de Calorimetría Diferencial (DSC). En este caso se obtuvo que todos los instrumentos tienen más resistencia a temperatura ambiente que a temperatura corporal, siendo las más resistentes las limas Hyflex CM. Si estudiamos las temperaturas de transición, la Af de estos instrumentos es de 44ºC, por lo que a temperatura corporal será una mezcla de fase R y fase austenítica. Vortex Blue en cambio, cuya Af está a 38º, hace que presente menor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que Hyflex CM (De Vasconcelos *et al.,* 2016).

Reciproc Blue (VDW, Munich, Alemania) es la evolución de sus predecesoras Reciproc, de aleación M-Wire y lima única (Gundogar y Ozyurek, 2017). Su fabricación consiste en alterar la estructura molecular mediante el tratamiento térmico para aumentar el doble la resistencia a la fatiga cíclica de Reciproc, según el fabricante (VDW, 2016). En un estudio que comparan Reciproc y Reciproc Blue se concluyó que las limas Blue eran más dúctiles y suaves, y tenían mejor flexibilidad y resistencia (De Deus *et al.* 2017). Esto confirma resultados previos que comparaban otras limas, pero las mismas aleaciones (Gao *et al.,* 2012).

1.4.1.4.5.- Gold

En 2015, surge la aleación Gold, siendo su representante principal las limas ProTaper Gold (Dentsply, Maillefer) y WaveOne Gold (Dentsply Maillefer). El espesor de la capa de óxido de titanio en la aleación Gold es de 100-140nm, lo cual le da su color dorado característico (Otsuka y Ren, 2005). En el caso de Protaper Gold, su diseño es el mismo que el de ProTaper Universal, pero cambia la aleación, la cual, gracias a los tratamientos térmicos, mejora su resistencia a la fatiga cíclica y su flexibilidad (Hieawy *et al*., 2015; Plotino *et al.*, 2017). Existen numerosos estudios que reflejan la mejor resistencia a la fatiga cíclica de ProTaper Gold frente a Protaper Universal (Hieawy *et al.*, 2015; Elnaghy y Elsaka, 2016; Plotino *et al.*, 2017; Grande *et al.*, 2017), lo cual puede estar relacionado con el proceso de fabricación de los instrumentos, los cuales están unidos a las temperaturas de transformación (Elnaghy y Elsaka, 2016). El sistema ProTaper Gold durante el uso clínico está en fase martensítica, por lo que se trata de unas limas dúctiles, suaves y deformables, comparadas con sus predecesoras, las cuales está en fase austenítica, por lo que son duras y fuertes (Plotino *et al.*, 2017).

Otro sistema fabricado con la aleación Gold son las limas WaveOne Gold, que son la evolución de sus predecesoras WaveOne. Solo tienen en común el movimiento reciprocante, ya que la sección transversal, la geometría y sus dimensiones son diferentes, siendo su diseño más parecido a ProTaper Next (Gundogar y Ozyurek, 2017). Estas nuevas limas, según su fabricante, tienen mejor resistencia a la fatiga cíclica que WaveOne (Dentsply, 2015). Existen estudios que lo confirman (Ozyurek, 2016), aunque cuando se compara WaveOne Gold con otros sistemas de diferente aleación y diseño, éstas no son las más resistentes, siendo superadas por otras como Hyflex EDM (Gundogar y Ozyurek, 2017) o Reciproc Blue (Keskin *et al.*, 2017).

1.4.1.4.6.- EDM Hyflex:

Coltene años más tarde, en 2016, sacó al mercado otro sistema rotatorio de NiTi fabricado a partir de CM Wire. Hyflex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Suiza) es un sistema de lima única de nueva generación con movimiento continuo. Están fabricadas con la aleación CM-Wire pero utilizando un nuevo procedimiento de mecanizado por descarga eléctrica (EDM) (Gundogar y Ozyurek, 2017). EDM, que significa en inglés Electrical Discharge Machining, consiste en una erosión térmica que se emplea con materiales eléctricamente conductores. Proporcionan descargas eléctricas de alta frecuencia, pero de forma controlada, entre la pieza de trabajo dentro de un fluido dieléctrico y un electrodo, produciendo la evaporación de partes pequeñas de material que proporcionan al instrumento un acabado de superficie crateriforme (Pirani *et al*., 2016). Está tecnología está muy estudiada en ingeniería de materiales (Daneshmand *et al*., 2013) y se ha utilizado en aleaciones de NiTi para aplicaciones quirúrgicas, aunque el sistema Hyflex EDM es el primer sistema rotatorio fabricado así. Según su fabricante, se obtienen propiedades mecánicas mejoradas porque se

realiza de una forma más controlada, y afirma que puede aumentar el 700% la resistencia a la fatiga cíclica con respecto a Hyflex CM (Coltene, 2016).

HyFlex EDM muestra una resistencia a la fatiga significativamente mayor frente a Hyflex CM, M-Wire y Niti convencional (Goo *et al.*, 2017; Iacono *et al.*, 2017), mientras que la flexibilidad sigue siendo similar a instrumentos de CM-Wire (Goo *et al.,* 2017, Iacono *et al.*, 2017). Un estudio de la literatura muestra que las limas Hyflex EDM son más resistentes que Hyflex CM, pudiendo aumentar su resistencia hasta un 700% cuando se compara con instrumentos del mismo tamaño y conicidad (Pirani *et al.* 2016). En otro trabajo de investigación en el que se compara Hyflex EDM con ProTaper Gold y ProTaper Universal, se concluye que Hyflex EDM son las limas más resistentes a la fatiga cíclica (Kaval *et al.* 2016). Sin embargo, se encuentra que ProTaper Gold es más resistente a la fractura por torsión, por lo que se recomienda utilizar un sistema de limas u otro dependiendo de cada caso concreto. Si se compara con las generaciones de limas más actuales, como WaveOne Gold o Reciproc Blue, Hyflex EDM sigue obteniendo mejores resultados con respecto a la resistencia a la fatiga cíclica (Gundogar y Ozyurek, 2017). Se achacan estos resultados a los distintos tratamientos térmicos que recibe la aleación y a su proceso de fabricación (Gundogar y Ozyurek, 2017).

1.4.1.4.7.- Maxwire

En 2016, FKG introdujo otra aleación de NiTi tratada termomecánicamente llamada MaxWire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX), que es la primera aleación de NiTi que combina el efecto de memoria de forma y de superelasticidad en la aplicación clínica endodóntica. Son instrumentos en estado martensítico a temperatura ambiente que cambian a una forma curva cuando se exponen a la temperatura intraconducto debido a que se transforma a fase austenítica. Es decir, presenta las dos fases cristalográficas de la aleación, austenita y martensita. También es innovador con respecto a su diseño. Los instrumentos conocidos como Max Wire son las limas XP ENDO, con dos presentaciones: una para ser utilizada en la preparación del sistema de conductos (XP Endo Shaper) y otro para la activación del irrigante (XP Endo Finisher). Estas se presentan en fase martensítica a temperatura ambiente con cierta capacidad de maleabilidad, y al ingresar en el conducto debido a la temperatura corporal, cambia a fase austenita, y gracias a la memoria de forma aumenta su conicidad en su conjunto. Una vez fuera del conducto, puede volver a su forma martensita original. Gracias a esas características de superelasticidad y memoria de forma, el instrumento puede distenderse y contraerse dentro del conducto, dependiendo de la temperatura y así llegar a tocar el máximo de paredes del sistema de conductos, sin grandes modificaciones en la anatomía radicular (Zumpanc *et al*., 2018).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Su forma curva permite preparar conductos complejos con el potencial de adaptarse a las irregularidades del conducto. Su acción mecánica junto con la agitación del irrigante, promueve una mayor reducción bacteriana y eliminación de biopelículas (Bao *et al.,* 2017).

1.4.2- Diseños:

Como ya hemos mencionado, la sección transversal es la forma geométrica que presenta la lima cuando es seccionada perpendicularmente al eje longitudinal. Nos va a indicar sobre todo la relación del instrumento con las paredes dentinarias. La sección de la lima aporta información acerca de su diseño y éstos han ido evolucionando con el paso de los años, hasta tal punto que en la actualidad pueden variar su forma a lo largo de la lima.

La geometría de la sección transversal está directamente relacionada con la masa del instrumento y por tanto con su resistencia a la fatiga cíclica. Una estrategia para mejorar la resistencia de las limas es minimizar el núcleo de la lima. Con los avances tecnológicos, los diseños de las limas han ido cambiando, han surgido dos bordes cortantes en vez de 3, como tenían antes la mayoría de las limas, se han disminuido los *radial lands*, y han aparecido sistemas con el eje de rotación descentrado. Frecuentemente, el objetivo se centra en disminuir el alma de la lima para aumentar la flexibilidad del instrumento y la resistencia a la fatiga cíclica. Esto es porque la resistencia a la fatiga cíclica está directamente relacionada con la masa del instrumento: a mayor masa, más riesgo de fractura (Turpin *et al.*, 2000). Se ha observado que, si el tamaño o la geometría del instrumento cambia, el comportamiento mecánico se verá afectado (Arbab-Chirani *et al.*, 2011). Por lo tanto, la sección transversal del instrumento es muy importante, ya que influye directamente en las propiedades de torsión y flexión (Camps *et al.*, 1995).

Sin embargo, la masa del instrumento no es el único factor que influye sobre el comportamiento de los sistemas rotatorios. Si nos fijamos en la geometría de la sección transversal de las primeras generaciones de limas rotatorias, en general, tenían tierras radiales y corte pasivo (Ruddle *et al.* 2013), para promover el centrado de la lima y evitar el efecto de atornillamiento. Esta generación de limas, tenían una conicidad fija entre el 4 o el 6% y requería muchos instrumentos para lograr la preparación del conducto, un ejemplo son las limas GT (DENTSPLY Tulsa Dental Specialties). Sin embargo, posteriormente se observó que los instrumentos que incorporan tierras radiales en su sección transversal, generan tensiones muy altas, no solo en el filo sino también en el centro del instrumento (Turpin *et al.*, 2000). Estas tensiones son mayores que las que ejerce una triple hélice del mismo tamaño y diámetro, pero sin tierras radiales (Berutti *et al*., 2003), por lo que fueron disminuyéndose con el paso del tiempo. Las tierras radiales pasivas, en algunos casos se aliviaron, y en otros pasaron a ser filos de corte activos, los cuales requieren menos instrumentos para completar la preparación del conducto. Sin embargo, si los bordes son afilados, penetran en la dentina produciendo altas tensiones tanto en el instrumento como en la raíz. Aunque esta fuerza es esencial para lograr el corte de la dentina, esto puede causar una fuerza motriz apical que es lo que conocemos como efecto de atornillamiento. Se trata de una sensación táctil de que la lima gira en el interior del conducto en dirección apical, lo cual puede provocar la sobreextensión involuntaria del instrumento más allá del foramen apical (Ha y Park, 2012). Esta preparación accidental del

foramen puede debilitar la raíz y condicionar el éxito del tratamiento. Además, puede conducir a un bloqueo del instrumento en el interior del conducto, lo que provocaría un aumento instantáneo del estrés torsional de la lima, con su consiguiente riesgo de fractura (Park, 2001).

Por lo tanto, dentro del diseño del instrumento vamos a tener varios parámetros que condicionen su comportamiento mecánico:

- MASA: en el estudio de Turpin *et al.* (2000), calcularon el área de superficie de la sección transversal de las limas Hero (triple hélice) y Profile (triple U) y compararon las tensiones generadas en fuerzas de flexión. Siendo los diámetros de ambas limas iguales, el área de los instrumentos Hero era aproximadamente un 30% mayor que la de Profile. Esta mayor sección determinó una menor flexibilidad de Hero frente a Profile, lo que explicaría en parte, su menor resistencia a la fatiga cíclica (Tripi *et al*., 2006). Por lo tanto, la mínima cantidad de núcleo que tienen los instrumentos Profile, es lo que mejora su flexibilidad y, por tanto, la resistencia a la fatiga cíclica. Sin embargo, Turpin *et al.* (2000), también observó que los instrumentos Hero de triple hélice, y mayor masa, eran más resistentes a la torsión, lo cual también debemos tener en cuenta. Por lo tanto, la utilización de un instrumento u otro dependerá de las características clínicas: si se trata de un conducto recto pero muy estrecho, en el que necesitamos aplicar un poco de presión al instrumento para que avance, necesitaremos una lima resistente a la torsión, como en este caso Hero. Sin embargo, si el conducto es muy curvo y el riesgo no está en la presión que ejerzamos sobre la lima si no en la curva y en la gran flexión que va a sufrir el instrumento, necesitaremos una lima se caracterice por su flexibilidad para minimizar el riesgo de que se fracture.

- GEOMETRÍA: el área de la sección transversal no es el único factor que afecta a la flexibilidad de las limas y, por lo tanto, a su resistencia, si no que su geometría, con presencia o ausencia de radial lands o bordes cortantes, también influirá. Beruttí *et al.* (2003), hizo un estudio similar al anterior, pero en este caso comparaba los instrumentos Profile y Protaper. Observaron que, teniendo el mismo diámetro, el área de la sección transversal de Protaper era entorno al 30% mayor que la de Profile. Lo cual quiere decir que el instrumento Profile tiene menos masa que Protaper y por lo tanto va a ser más elástico. Sin embargo, aun siendo más flexible, la distribución de las tensiones era mucho más irregular en Profile que en Protaper, acumulando picos de alta tensión en los surcos entre los radial lands. Incluso observaron que, el NiTi pierde las características superelásticas en los surcos de los instrumentos Profile donde se han acumulado altas tensiones y se crean áreas de menor resistencia. Por lo tanto, el instrumento Protaper pese a tener más masa y ser menos elástico, es capaz de distribuir las tensiones más uniformemente a lo largo de toda la lima, gracias entre otras cosas a la geometría de su sección transversal, lo cual permite una fase de transformación del metal más alta, funcionando de manera superelástica con altas cargas sin acumular tensiones peligrosas.

- NÚMERO DE ESPIRAS: un tercer aspecto que puede influir en la flexibilidad es el número de espiras o el pitch. Cuanto mayor es el pitch o menos espirales tiene el

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

instrumento, más flexible será, pero a su vez, disminuirá el ángulo helicoidal y la lima tendrá menor capacidad de corte por lo que necesitará más rotaciones para ser efectiva. Por ejemplo, el instrumento Mtwo tiene una sección transversal en S itálica, con dos bordes cortantes y una gran ranura entre ellos. Este tipo de geometría pretende disminuir la masa del núcleo y con ello aumentar su flexibilidad. Sin embargo, presenta un número de espiras menor por unidad de longitud lo que puede dar lugar a que Turpin *et al.* (2000), encuentren que sea menos resistente que K3 o Profile aunque el área de sección de estos últimos sea mayor.

- CONICIDAD: La llegada del sistema ProTaper (DENTSPLY Tulsa Dental Specialties) al mercado, supuso una revolución por su conicidad variable a lo largo de la lima, lo cual hace trabajar a cada lima en una parte específica del conducto y ofrece una secuencia de limas más corta. Este tipo de diseño sirve para minimizar el contacto de la lima con el conducto, disminuyendo la posibilidad de que surja un bloque cónico o el efecto de tornillo, al mismo tiempo que aumenta su eficacia. Además, mejora estratégicamente la flexibilidad y es más conservadora con la dentina coronal que si tuviera una conicidad fija.

- EJE DE ROTACIÓN: En la mayoría de las limas convencionales de NiTi, el eje de rotación se corresponde con el centro geométrico de la sección transversal, sin embargo, uno de los últimos avances en el diseño de las limas ha sido la introducción de un diseño transversal descentrado. Fue sacado al mercado por primera vez por Micro-Mega (Besanc¸on, Francia), con las limas Revo-S, y más recientemente, en 2013, se introdujo también el sistema ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). En estos instrumentos, el centro geométrico de la sección transversal no coincide con el centro de rotación. Con esta idea, los fabricantes afirman que se reduce las tensiones durante la rotación junto con las fuerzas de atornillamiento, ya que se disminuyen los contactos del instrumento con el diente y a su vez, se aumenta el espacio para la remoción de detritus (Arias *et al.,* 2014; Pasqualini *et al.,* 2015). Estas limas con sección descentrada, crean un movimiento giratorio asimétrico o serpenteante porque el instrumento no toca las paredes del conducto de forma constante. Además, dicho movimiento, genera una onda mecánica análoga a la oscilación observada. Es decir, una lima con estas características es capaz de cortar más dentina que una lima de tamaño similar, pero con una sección transversal simétrica y centrada en el eje de rotación. La ventaja clínica de esto es que una lima de menor tamaño y, por tanto, más flexible puede cortar la misma cantidad de diente que otra más grande y rígida.

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.4.3.- Rotación: Continua VS Alterna

1.4.3.1.- Evolución histórica de la instrumentación rotatoria

Según Hulsmann *et al.* (2005), la primera referencia a la instrumentación rotatoria fue hecha por Oltramare en 1892, quién utilizaba agujas finas con secciones transversales

rectangulares que se podían unir a una pieza de mano dental. Rollins en 1899 desarrolló la primera pieza de mano endodóntica para la instrumentación del conducto radicular y en 1964 nació Giromatic (MicroMega) como primera pieza de mano reciprocante endodóntica. Con el tiempo, éste perdió popularidad porque producía mayores errores de procedimiento que la instrumentación manual (Weine *et al.*, 1976). Pero no fue hasta 1988, año en el que Walia *et al.* (1988) introdujeron los instrumentos rotarios de NiTi, cuando se produjo la verdadera revolución en este campo. Surgieron variedad de nuevos sistemas que se desarrollaron todos para trabajar con movimiento horario continuo.

No fue hasta 2008, cuando Yared (2008) propuso por primera vez un nuevo enfoque en el que utilizaba un solo instrumento de NiTi con movimiento alterno. La rotación alterna es una evolución de la técnica de las fuerzas balanceadas de Roane *et al.* (1985), el cual, utilizando instrumentación manual, demostró mantener la curvatura de conductos con una distorsión mínima de su forma original, aplicando movimientos horarios y antihorarios de diferente amplitud. Yared (2008) utilizó un instrumento ProTaper F2 con movimiento alterno, es decir con giro horario y antihorario, más concretamente en este caso giraba primero 144º en sentido horario (movimiento de corte) y regresaba 72º en sentido antihorario (movimiento de liberación). Por lo tanto, esta lima requería cinco rotaciones para completar una rotación completa de 360º. La velocidad de trabajo era 400 revoluciones por minuto (rpm) en un motor ATR Visión y utilizaba movimiento de picoteo y ligera presión apical hasta encontrar resistencia. Así describe esta nueva técnica es su artículo de 2008 (Yared, 2008).

Dos años después De-Deus *et al.* (2010), basándose en el principio de Yared, analizaron la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos F2 de Protaper Universal, utilizándolos en rotación continua a 250 y 400 rpm y en movimiento reciprocante (144º sentido horario y 72º en sentido antihorario). Concluyeron que el movimiento reciprocante alarga la vida de los instrumentos, así como la velocidad a la cual se utilizan es un determinante en el tiempo de fractura. En función de la cinemática aplicada, el número de ciclos hasta la fractura del instrumento fue diferente. A 250 rpm el número de rotaciones fue 160, a 400 rpm fue de 120, y en el movimiento reciprocante, la fractura se produjo después de un promedio de 126 rotaciones completas, lo cual se traduce en 630 ciclos. El tiempo medio de fractura en los instrumentos utilizados en rotación continua a 250 rpm fue de 45 segundos, a 400 rpm fue de 25 segundos, y con movimiento reciprocante fue de 95 segundos.

A partir de aquí, son muchos los autores que estudiaron este tipo de rotación. Inicialmente, se introdujeron dos sistemas de rotación alterna en el mercado. Un sistema era Reciproc (VDW, Munich, Alemania) y otro era WaveOne (Dentsply Maillefer), los cuales ambos incorporaban la aleación M-Wire y eran sistemas de lima única. La principal diferencia de estos instrumentos es que tienen una dirección de corte antihoraria, por lo que cortan de forma activa si la rotación antihoraria es mayor que la horaria (Çapar y Arslan, 2016). Esto es debido al diseño de su sección transversal, en el que el ángulo de corte con las paredes del conducto es negativo y se vuelve positivo si el giro de la lima es antihorario. Sin embargo, a excepción de estos instrumentos, todos los instrumentos están diseñados para cortar en sentido horario, es decir

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO

tienen un ángulo de corte positivo. Por lo tanto, todos los instrumentos diseñados para rotación horaria continua, puede trabajar también con movimiento reciprocante, siempre y cuando en ese movimiento la rotación horaria sea más amplia que la antihoraria.

En el mercado existen multitud de motores, y los hay que incluyen la opción de movimiento alterno y los que no. Dentro de los motores con la opción de rotación reciprocante, existen de dos tipos (Çapar y Arslan, 2016):

- Abiertos: que permiten modificar los ángulos de rotación horaria y antihoraria, y su velocidad, como, por ejemplo: ATR Vision (ATR, Pistoia, Italy), iEndo Dual (Acteon, Merignac, Francia), Sistema SAF pro (ReDent-Nova, Ra´nana, Israel), entre otros.
- Cerrados: los cuales vienen programados y no permiten ninguna modificación. Por lo tanto, en estos motores no podremos utilizar limas de corte horario con movimiento alterno, puesto que el instrumento no cortará ni penetrará en el conducto. En estos motores si queremos utilizar la opción reciprocante, tendremos que utilizar limas diseñadas específicamente para cortar de manera antihoraria, no servirá cualquier tipo de lima. Algunos ejemplos pueden ser: WaveOne (Dentsply, Maillefer), VDW Silver Reciroc (VDW, Munich, Germany), Elements motor (SybronEndo), ATR Technika (ATR, Pistoia, Italy).

Como ya hemos mencionado, existen dos modelos de motores ATR, el ATR Technika (cerrado) y el ATR Vision (abierto). En el primer estudio sobre reciprocidad realizado por Yared (2008), se utilizó un motor ATR Visión con los ángulos elegidos descritos (144º-72º). Sin embargo, la mayoría de los estudios posteriores (De-Deus *et al.*, 2010; Varela Patiño *et al.*, 2010; You *et al*., 2010; Stern *et al.*, 2012; Kansal *et al.*, 2014) fueron llevados a cabo con el motor ATR Technika, en los que no se describió la cinemática específica o se hizo de forma insuficiente o poco clara. Debido a que existe una cinemática claramente diferente entre ambos motores, los resultados de los estudios basados en una suposición errónea de la cinemática podrían tener una validez limitada (Fidler, 2014).

1.4.3.2.- Principales diferencias entre rotación continua y alterna:

Las principales características de estos dos tipos de rotación son, con respecto a:

1.4.3.2.1.- <u>RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA:</u>

Son muchos los autores que han comparado ambos tipos de rotación, como el citado De-Deus *et al.* (2010). Gambarini *et al*. (2012), Gomes *et al.* (2021), Kiefner *et al*. (2014), Pedull *et al.* (2013), Pérez-Higueras *et al*. (2013), o Vadhana *et al.* (2014), son algunos de los autores que usaron el mismo sistema de limas aplicando diferentes cinemáticas para evaluar únicamente el efecto del movimiento, de esta forma se pueden comparar sin otras variables de influencia. Todos ellos concluyeron que el movimiento alterno tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica de forma estadísticamente significativa. Por lo tanto, a partir de

estos estudios, se puede afirmar que la cinemática influye en la fatiga cíclica y que el movimiento recíproco tiene mayor resistencia.

1.4.3.2.2.- RESISTENCIA A LA FATIGA TORSIONAL:

La literatura también respalda que la rotación alterna es más resistente a la fatiga torsional que la rotación continua (Tokita *et al.*, 2017; Varghese *et al.*, 2016). Sin embargo, hay que tener en cuenta que no sólo la cinemática influye en este aspecto, si no que también el diseño de la sección transversal y el tipo de aleación juegan un papel fundamental (Varghese *et al.*, 2016). Xu *et al.* (2006) encontró que, a mayor diámetro del núcleo central del instrumento, mayor será la resistencia a la tensión torsional.

1.4.3.2.3.- TRANSPORTE DEL CONDUCTO:

En este caso existe más controversia. Existen artículos favorables tanto en un tipo de movimiento como en otro. Aun así, la revisión sistemática de Ahn *et al.* (2016), concluye que debido a que los instrumentos de rotación continua, utilizan una secuencia gradual de limas, mientras que los de movimiento alterno solo usan un instrumento para preparar la totalidad del conducto, los primeros pueden mostrar una mejor capacidad de centrado que los segundos (Giuliani *et al.* 2016).

1.4.3.2.4.- EXTRUSIÓN APICAL DE DETRITUS:

Los desechos generados en la instrumentación, y extruidos apicalmente contienen dentina, tejido pulpar y bacterias y son la principal causa de inflamación del ligamento periodontal (Siqueira *et al.*, 2003). Sin embargo, en la literatura, es muy controvertido qué tipo de rotación expulsa más detritus por el foramen apical. Existen estudios que concluyen que extruye más la rotación continua (Bürklein y Schäfer, 2012), debido al mayor número de instrumentos utilizados durante el tratamiento. Sin embargo, otros concluyen que extruye más la rotación alterna (Caviedes-Bucheli *et al.*, 2016), debido a que la rotación continua mejora el transporte coronal de residuos al exterior (Kirchhoff *et al.*, 2015). Y otros no muestras diferencias entre ambos (Kirchhoff *et al*., 2015). Por lo tanto, se necesita más investigación al respecto (Ahn *et al*., 2016).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

1.4.3.2.5.- DEFECTOS DENTINARIOS O CRACKS:

Existe controversia también en este punto. Hay estudios que encuentran menos defectos utilizando movimiento alterno (Adorno *et al*., 2011). Esto puede ser debido a que se

reduce la tensión que genera la lima durante su rotación al cambiar la dirección periódicamente, esto puede ayudar a reducir la magnitud de las fuerzas generadas en la dentina radicular y prevenir grietas y fracturas (Ahn *et al.,* 2016).

Otros estudios encuentran lo contrario (Karakas *et al.,* 2015) y otros no encuentras diferencias significativas entre los movimientos (Pop *et al.,* 2015). Dicha controversia podría deberse a las diferencias entre los diseños tanto de los propios estudios como de los sistemas de instrumentación, puesto que se ha recogido que el riesgo de defectos dentales se relaciona con la sección transversal, el tamaño, la forma cónica, el método de fabricación y la aleación utilizada, junto con la técnica de instrumentación (Gao *et al*., 2012).

Sin embargo, recientemente, De-Deus *et al.* (2019), elaboraron un estudio utilizando fragmentos de huesos maxilares de cadáveres que contenían de 3 a 5 dientes cada uno. Un total de 178 dientes fueron analizados en los que hacían un total de 4 micro-CTs: previo a la extracción, post-extracción, post-almacenaje de los dientes tras 3 meses deshidratados y otro tras recolocarlos en el hueso maxilar. Observaron que en el primero de los micro-CTs cuando el diente se encuentra en el alveolo, no existen microcracks dentinarios. La mayoría de los microcracks aparecen después del almacenado de los dientes. Por lo tanto, esto pone en duda la mayoría de los estudios de microcracks puesto que esos defectos dentinarios pueden haber estado presentes previos a la instrumentación endodóntica por otros motivos no relacionados con la instrumentación (De-Deus *et al*., 2019).

1.4.4. Secuencia y filosofía de uso:

Existen sistemas de lima única, pensados para preparar la totalidad del conducto con un solo instrumento, mientras que otros sistemas siguen una secuencia de limas de menor a mayor tamaño para un ensanchamiento del conducto gradual. Existe controversia en la literatura acerca de cual es el mejor método de trabajo. Con respecto a la extrusión de detritus, se ha visto que autores como Tinoco *et al.* (2014), o De-Deus *et al.* (2015) encuentras que expulsan menos bacterias al tejido periapical los sistemas de lima única, pero otros como Burklein y Schafer (2012) o Saberi *et al.* (2017), encuentran lo contrario. Con respecto al transporte del conducto, Marceliano Alves et al. (2015), encuentran que provoca más transporte los instrumentos de lima única, sin embargo, los autores lo asocian más al tipo de aleación de los instrumentos secuenciales de este estudio (superior en flexibilidad) que al número de instrumentos utilizados. En cuanto al dolor post-operatorio, Aminsobhani et al (2017), no encuentran diferencias significativas entre sistemas de lima única o múltiple. Por lo tanto, existen otros parámetros como puede ser el diseño del instrumento, su aleación, el tipo de movimiento o la propia experiencia del operador, con más peso en el comportamiento de la lima que el número de instrumentos que componen el sistema.

1.5. FRACTURA DE LIMAS

Como ya se ha mencionado previamente, las limas rotatorias de NiTi pueden fracturarse sin previo aviso en el interior del conducto, pudiendo llegar a influir en el pronóstico del tratamiento de conductos. Las limas rotatorias de NiTi pueden romperse durante su uso por dos mecanismos diferente: o por torsión o por flexión (Gutman y Gao, 2012; Pirani *et al*., 2011; Plotino *et al*., 2012).

1.5.1.- Tipos de fractura:

2.5.1.1. Fractura por torsión:

Según Sattapan *et al.* (Sattapan *et al.*, 2000) en el caso de la fractura por torsión ocurre cuando una parte del instrumento, que normalmente suele ser su extremo, queda atrapada en el conducto y el resto del instrumento sigue rotando, en este momento se producen: primero una deformación elástica, cuando se sobrepasa el límite elástico ocurre una deformación plástica, y por último llega la fractura si la fuerza de torsión continua. De este modo, la lima rompe si la parte atrapada no se libera.

Se debe tener en cuenta dos hechos con respecto a la forma de uso de los instrumentos. El primero de ellos es que puede ocurrir la fractura por una fatiga acumulada de muchos momentos sumados de deformación elástica. Es decir, esto ocurre cuando estamos utilizando una lima y se traba dentro del conducto, pero gracias al movimiento de entrada y salida se libera y no llega a sobrepasar el límite elástico. Sin embargo, cuando una lima está sometida a este proceso de forma repetida, está ocurriendo un fenómeno que se denomina *estrés torsional acumulado* (Best *et al.* 2004; Kramkowski *et al.*, 2009). El segundo de los hechos que puede suceder es que de primeras no se llegue a la fractura, si no que el instrumento sobrepase el límite elástico y se produzca una deformación plástica. Si en ese instante la lima se saca del conducto y se libera, no llegará a ocurrir la fractura, solo una deformación plástica con zonas desespiralizadas, que podrán al operador en alerta que hay que desechar el instrumento.

1.5.1.2.- Fractura por fatiga cíclica o por flexión

Este tipo de fractura ocurrirá cuando una lima está instrumentando un conducto curvo, por lo que en el punto de máxima curvatura ocurrirán ciclos de tensión-compresión, en la parte interna y externa del instrumento respectivamente, que serán alternantes debido a la rotación del instrumento (Sattapan *et al.*, 2000).

La cronología de las fracturas de instrumentos por fatiga cíclica siguen las siguientes fases:

1. Crack inicial: en la superficie del instrumento aparecen microcracks, los cuales empiezan a crecer a lo largo de los planos cristalográficos del metal.
2. Transmisión del crack: el crack inicial sigue avanzando.
3. Fractura dúctil: el crack avanza hasta un punto donde el material está sobreestrado, lo cual origina la fractura del instrumento en esta zona, y puede ir acompañado de cierta deformación plástica (Cheung *et al*., 2005).

Por lo tanto, cada rotación del instrumento en el interior de un conducto curvo, hace que la lima reciba un ciclo de tensión-compresión, lo cual aumenta la fatiga cíclica, y esto de forma

repetida origina un acúmulo de cambios microestructurales que pueden provocar la fractura del instrumento sin previo aviso (Parashos y Messer, 2006). Clínicamente, es más frecuente la fractura por fatiga cíclica en conductos curvos, mientras que la fractura por torsión puede aparecer también en conductos rectos (Kim *et al.* 2012).

1.5.2.- Factores que influyen en la fractura de las limas de endodoncia

Hoy en día, se considera que el principal inconveniente de las limas rotatorias de NiTi es su fractura sin previo aviso (Sattapan *et al.*, 2000). Una revisión sistemática reciente indica que la incidencia de fracturas de instrumentos rotatorios es sólo de 2.27% (Gomes *et al.*, 2021). Por lo que, aunque esta incidencia es relativamente baja, existen algunos aspectos importantes que debemos tener en cuenta:

- Del total de limas fracturadas, un 70% aproximadamente, ocurren por fatiga cíclica y alrededor del 30% por fatiga torsional (Parashos y Messer, 2004).

- El factor principal relacionado con la fatiga cíclica es la anatomía radicular, la cual el clínico no puede modificar, por lo tanto, conocer tanto la anatomía a la que nos enfrentamos como el instrumento que utilizamos y sus características, es de gran utilidad para prevenir errores (Pruett *et al*., 1997).

- Se debe tener en cuenta que la fatiga cíclica no deja signos macroscópicos en la lima, al contrario de lo que podría ocurrir con la fatiga torsional (o no). Por lo tanto, la lima está acumulando estrés, aunque clínicamente no se aprecie. Por lo que es fundamental conocer los mecanismos de fractura para evitarlos (Sattapan *et al.* 2000, Pruett *et al*., 1997; Plotino *et al.*, 2009).

Se pueden clasificar los factores relacionados con la fractura en: factores propios de la anatomía del conducto, factores propios del instrumento, factores relacionados con la forma de uso y otros factores.

1.5.2.1.- Factores propios de la anatomía del conducto.

La fractura por flexión en los instrumentos rotatorios de NiTi se ha demostrado que ocurre en el punto de máxima flexión, el cual se corresponde con el punto de mayor curvatura del conducto. En 1997, Pruett *et al.,* (1997) describió los conceptos *radio de curvatura* y *ángulo de curvatura* modificando la propuesta de Schneider (1971), definiendo *ángulo de curvatura* como el ángulo formado por dos líneas: una línea paralela al eje longitudinal del conducto, y una segunda línea que sale del foramen apical y se une con la primera línea en el punto donde comienza la curvatura del conducto (Pruett *et al.,* 1997). Por otro lado, el *radio de curvatura* es el radio de la circunferencia tangente al eje de esos dos tramos (Pruett *et al.,* 1997). Múltiples estudios han demostrado que cuando el ángulo de curvatura aumenta y/o el radio de curvatura disminuye, se reduce el número de ciclos de rotación necesarios para que la lima fracture (Pruett *et al*., 1997; Zelada *et al.* 2002). Esto además se ve apoyado por el hecho de que la mayoría de los instrumentos fracturan es en el tercio apical del conducto, lo cual es el área de máxima curvatura y de menor diámetro del conducto (Iqbal *et al.* 2006). Iqbal *et al.* (2006), concluyeron que la probabilidad de que una lima rompa en la región apical es 33 veces mayor que en el

tercio coronal y 6 veces mayor que en tercio medio de la raíz. Existen otros estudios que corroboran el mayor número de fracturas en el tercio apical, lo cual es clínicamente relevante. Cuanto mayor es el grado de flexión al que se somete un instrumento cuando se utiliza en conductos curvos, más corta es la esperanza de vida del instrumento.

1.5.2.2.- Factores propios del instrumento:

Dentro de este grupo, existe diferentes características del instrumento que pueden afectar a la fractura: proceso de fabricación, tipos de aleación, el área del instrumento (que se va a ver afectada a su vez por: el diámetro del instrumento, la sección transversal y la conicidad)

1.5.2.2.1.- Proceso de fabricación:

Tradicionalmente, las limas de NiTi son mecanizadas desde una aleación de NiTi pura. Se ha demostrado que en el proceso de fabricación se produce una superficie irregular con surcos, fosas y cracks en el metal (Kuhn *et al.*, 2001), cuyas irregularidades aumentan proporcionalmente con la conicidad del instrumento (Valois *et al.*, 2005). Estas imperfecciones de superficie pueden actuar como un centro de concentración de estrés iniciando un crack durante el uso en clínica (Kuhn *et al.*, 2001). Por dicho motivo, los fabricantes se han esforzado en mejorar las propiedades mecánicas de las limas, modificando la superficie o la microestructura de la aleación durante el proceso de fabricación con técnicas como: electropulido, implantación de iones o la técnica del enroscamiento, como ya hemos mencionado.

1.5.2.2.2.- Aleaciones:

En las últimas décadas se ha desarrollado una serie de aleaciones llevadas a cabo bajo un tratamiento termomecánico para lograr un NiTi superelástico que en condiciones clínicas tenga cierta cantidad de fase martensítica estable. Todo el desarrollo llevado a cabo en esta área ha dado lugar a una generación de instrumentos endodónticos nuevos, que ya se ha descrito anteriormente.

1.5.2.2.3.- Área del instrumento:

Que viene determinada por:

a) SECCIÓN TRANSVERSAL: recordemos que es la que determina la cantidad de masa del instrumento y su geometría, lo cual proporcionará diferentes características a la lima, como ya se ha mencionado.

b) CONICIDAD: ya definida previamente. El conocimiento del diámetro transversal en un punto determinado del instrumento permite al profesional conocer el tamaño que tiene la lima en el punto de curvatura, y por lo tanto, conocer la tensión relativa que se ejerce sobre la lima.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

c) DIÁMETRO DEL INSTRUMENTO: El diámetro de la lima en el punto de máxima curvatura del conducto, se ha descrito como el factor más importante en lo relativo a la fatiga cíclica de los instrumentos de endodoncia (Craveiro de Melo *et al*., 2002; Pruett *et al.,* 1997). El determinante crítico es la deformación tensional máxima, εT, que viene determinada por la siguiente fórmula $\boldsymbol{\varepsilon T = D/(2R–D)}$**.** En este caso D es el diámetro del instrumento y R el radio de curvatura de la pared exterior del conducto. Por lo tanto, cuanto más pequeño es R, mayor es D y por lo tanto más deformación tensional. Sin embargo, la resistencia del conducto al ser trabajado que viene determinado por lo ancho o estrecho que es dicho conducto, no va a influir en la fatiga cíclica, al contrario que ocurriría en la fractura por torsión (Sattapan *et al.* 2000).

1.5.2.3.- Formas de uso:

La dinámica, la técnica y la experiencia del operador puede condicionar la resistencia de los instrumentos.

1.5.2.3.1.- Dinámica:

a) TORQUE: el torque controlado de los motores eléctricos es generalmente recomendado para el uso de sistemas NiTi. Un estudio *in vitro* ha demostrado que el torque controlado, produce un límite elástico más bajo que la lima y reduce la fractura del instrumento causada por sobrecarga torsional (Gambarini, 2001). Sin embargo, estudios clínicos no muestran diferencias en la fractura de instrumentos Profile usados con torque alto o bajo (Iqbal *et al.,* 2006). Otro estudio clínico investigó 3 niveles de control de torque (alto, moderado y bajo) durante la preparación del conducto y recogió que si el operador era inexperto la tasa de fractura decrecía con un torque bajo (Yared y Kulkarni, 2002). Sin embargo, cuando el operador era experto no se observaban diferencias usando torque alto o moderado.

b) VELOCIDAD DE ROTACIÓN: existe controversia en este aspecto en la literatura. Algunos estudios recogen que la velocidad no influye en la incidencia de fractura (Pruett *et al.,* 1997; Yared *et al.,* 2002), mientras que otros recogen lo contrario (Martin *et al.,* 2003). El problema surge cuando comparamos estudios que se han realizado mediante diferentes métodos, distintos instrumentos y la experiencia del operador no es la misma. Sin embargo, los fabricantes generalmente recomiendan un número específico de rotaciones por minuto para utilizar los instrumentos de forma segura, lo cual normalmente se comprende entre 250-600 rpm.

1.5.2.3.2.- Técnica:

Son múltiples las técnicas de instrumentación que se han ido desarrollando a lo largo de la historia. Inicialmente se utilizaba la filosofía *Crown Down* (Marshall y Pappin, 1980), en el que la idea es trabajar el conducto de coronal a apical, usando instrumentos gruesos al principio y de menor calibre después, para ir avanzando en el conducto de forma progresiva. La idea es reducir el estrés torsional generado particularmente en los instrumentos más

estrechos (Schader y Peters, 2005). En el año 2001, llegó al mercado ProTaper (Ruddle *et al.* 2001) el cual posee una conicidad progresiva que permite que las limas trabajen sólo en una parte del conducto, las primeras limas en el tercio coronal y medio y las últimas en el tercio apical, por lo que está indicada el uso de todas estas limas hasta la longitud de trabajo.

Pero no todos los sistemas siguen esta filosofía de trabajo. Existe por ejemplo la filosofía *Single Length* (Foschi *et al.* 2004), en que todas las limas trabajan a longitud de trabajo y los instrumentos van incrementando progresivamente su conicidad y diámetro. Un ejemplo de este tipo de sistema es *MTwo.*

Otra maniobra técnica fundamental a la hora preparar un conducto, independientemente del sistema de instrumentación rotatorio utilizado, es la creación de un *glide path.* El *glide path* se describe como una preparación lisa y centrada de conducto radicular desde su entrada hasta el foramen apical (Patiño *et al*., 2005). Se considera un procedimiento clínico fundamental en el tratamiento de conductos, que ayuda a los instrumentos rotatorios de nickel-titanium (NiTi) a trabajar de forma segura durante la instrumentación (Pasqualini *et al*., 2012). Además, ayuda a prevenir errores y complicaciones durante la preparación químico-mecánica del conducto, tales como bloqueos, escalones, transportes, instrumentos fracturados (Patiño *et al.*, 2005; Berutti *et al.*, 2004), y extrusión de detritus (Topçuoğlu *et al*., 2016; Paleker y van der Vyver, 2016). Se ha demostrado que una instrumentación inicial o *glide path,* es capaz de reducir el estrés torsional de manera drástica porque el conducto se ensancha al menos hasta el diámetro de la punta del primer instrumento rotatorio (Berutti *et al.,* 2004). El *glide path* puede llevarse a cabo con limas manuales de acero o con instrumentos rotatorios de NiTi de poca conicidad y poco diámetro en punta (Gambarini *et al*., 2015). La utilización de instrumentos rotatorios de NiTi proporcionan menos dolor post operatorio (Pasqualini *et al*., 2012), menor tiempo de sillón y mayor preservación de la morfología original de conducto principalmente en conductos con calcificaciones o grandes curvaturas (D'Amario *et al*., 2013), con respecto a un *glide path* realizado con limas manuales. Hoy en día, se recomienda el uso de una lima K de acero de poco diámetro en punta, para la permeabilización del conducto, seguida de una lima rotatoria de NiTi más flexible y de baja conicidad para realizar el *glide path* (Paleker y van der Vyver, 2016).

1.5.2.3.3.- Habilidades/experiencia del operador y tiempo de preparación del conducto:

La experiencia del operador es un factor clave en la fractura de las limas, cuando otros factores (instrumento o morfología del conducto) permanecen constantes (Mandel *et al*., 1999). Cada sistema rotatorio tiene una curva de aprendizaje, y a veces las habilidades y la experiencia del operador con un sistema determinado resultan más relevantes que la propia resistencia a la fatiga de cada sistema, puesto que esto permite conocer los límites de las limas en cada caso concreto.

USC DE COMPOSTELA

La experiencia del operador es siempre un factor que influye en el tratamiento, y no sólo con respecto a su calidad si no también con respecto al tiempo empleado (Mesgouez *et al.*, 2003; Muñoz *et al.,* 2013). Es lógico pensar que el operador inexperto siempre empleará más

tiempo que el operador experto en realizar un tratamiento de la misma calidad si emplea los mismos medios. Esto coincide con Mesgouez *et al.* (2003), quién observó a mayores que, en operadores inexpertos, existe una reducción significativa de los tiempos de preparación del conducto durante la preparación de la muestra. Es decir, los operadores sin experiencia tardan menos en preparar los últimos conductos de la muestra que los primeros, fenómeno que no ocurre con operadores expertos.

Sin embargo, a parte de la experiencia del operador, el tiempo empleado para preparar el conducto, es también dependiente de otros factores como la técnica, el tipo de instrumento, el número de instrumentos y los detalles del diseño del estudio (Hulsmann *et al.*, 2005). Si analizamos la calidad del tratamiento, son varios los autores (Yared *et al.* 2001; Mandel *et al.*, 2001), que afirman que los operadores inexpertos crean más deformaciones y fracturas en instrumentos de NiTi que los operadores expertos. Mandel *et al.* (2001), asocia este hecho con el tiempo que está trabajando la lima dentro del conducto. Cada rotación en la curva de un conducto somete al instrumento a un ciclo de estrés de tensión-compresión que es el factor más destructivo del ciclo de carga. Por lo tanto, ya hemos observado que los operadores inexpertos necesitan más tiempo para realizar la instrumentación, probablemente sometiendo al instrumento a más ciclos de rotación. Mantener en el tiempo a un instrumento girando en una curva puede estar directamente relacionado con que también fracturen más instrumentos, aunque existen también otros factores como el modo de empleo o la presión ejercida.

1.5.2.4.- Otros factores

La esterilización en autoclave, el número de usos, o el contacto con soluciones irrigantes los cuales pueden provocar corrosión de la aleación, Son factores que pueden influir en la resistencia de los instrumentos.

1.5.2.4.1: <u>Esterilización:</u>

Ya se ha mencionado que las características de superelasticidad y memoria de forma del NiTi son totalmente dependientes del tipo de fabricación termomecánica que recibe el instrumento (Zinelis *et al.* 2017). Por esto, se ha sugerido que, tras la esterilización en autoclave debido al calor recibido en el proceso, puede alterar la flexibilidad de las limas de NiTi y, por tanto, influir en su resistencia a la fatiga cíclica (Yahata *et al.*, 2009).

Existe controversia en la literatura sobre el impacto de la esterilización sobre los instrumentos de NiTi, con metodologías y resultados heterogéneos. Algunos estudios recogen que, tras múltiples esterilizaciones o ciclos de autoclave, los instrumentos muestran inicio de cracks, propagación y aumento en la profundidad de las irregularidades de superficie, y por lo tanto también, una disminución en la eficacia de corte (Valois *et al.*, 2005). Otros estudios recogieron que los efectos perjudiciales del calor de la esterilización en las propiedades mecánicas de las limas de NiTi, no afectan significativamente en la incidencia de fractura (Hulsmann *et al.*, 2005; Yared *et al.* 2000). Sin embargo, otros hallan un aumento de resistencia,

debido, probablemente a la nueva tecnología utilizada durante la fabricación de los instrumentos de NiTi (Plotino *et al.* 2012).

En un estudio en el que comparan limas GT y GTX esterilizadas y nuevas, concluyen que la resistencia tras el proceso de esterilización es mayor en las primeras. Esto sugiere que la esterilización mejora los resultados de las aleaciones no tratadas térmicamente (GT, en este caso) (Arias *et al.* 2014). En otro estudio diferente, se concluye que la esterilización de los instrumentos puede aumentar la resistencia en el caso de limas con aleaciones sin tratamiento térmico previo (Li *et al.* 2015). En este caso analizaron 3 marcas diferentes de instrumentos fabricados con NiTi convencional, en los cuales la resistencia crecía tras esterilizarse. En otra investigación, en la que compararon 3 marcas de limas tratadas térmicamente, encontraron que la resistencia era mayor tras la esterilización en 2 de los 3 casos (Hyflex CM y K3XF), pero no había diferencias significativas para el último caso (TF) (Zhao *et al.* 2015).

1.5.2.4.2.- Irrigantes:

El efecto de corrosión del hipoclorito de sodio (NaOCl) como irrigante se ha recogido que puede tener un impacto negativo en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi (Linsuwanont *et al*., 2004).

1.5.2.4.3.- Número de usos:

En cuanto al número de usos, el departamento de salud de Reino Unido desde 2007, ha dictado que, por razones relacionadas con la infección cruzada y la transmisión de priones, todas las limas de endodoncia deben ser de uso único (Letters *et al*., 2005). Sin embargo, en otras jurisdicciones europeas, no hay regulación y el número de usos de las limas es a elección del operador. Los fabricantes recomiendan que las limas deberían ser de uso único, e incluso, han introducido características en las nuevas limas que se modifican al esterilizarlas para prevenir que se reutilicen, como es el caso de WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). La literatura no es clara a la hora de proporcionar una guía en el número de usos, particularmente en relación a los instrumentos rotatorios de NiTi donde los daños en las limas no se ven de forma evidente antes de la fractura (Yared *et al*., 2000). Varios estudios afirman que el fallo del instrumento de NiTi está más influenciado por la manera en que se usan que por las veces que se usan (Shen *et al.,* 2009). Sin embargo, sin tener en cuenta la forma en la que se usan, las limas de NiTi muestran menor resistencia a la fatiga por flexión con usos repetidos, y el torque necesario para que fracturen es significativamente menor en instrumentos usados que en instrumentos nuevos (Gambarini, 2001). Los defensores del uso único sugieren que incluso los instrumentos nuevos se fracturan (0.9%) y como las limas se fatigan al utilizarlas, el uso recurrente no está justificado (Arens *et al.*, 2003). La fractura de limas nuevas puede ser debido a una combinación de defectos en la fabricación, errores del operador y una anatomía del conducto compleja (Shen *et al.,* 2009). Existe un gran estudio de cohortes (Wolcott *et al.*, 2006) que muestra que utilizando la lima ProTaper más de 4 veces, aumenta significativamente

la fractura, aunque no detalla la prevalencia de conductos muy curvos incluidos en el estudio. Otro estudio concluye de forma similar, que los instrumentos rotatorios podrían ser usados clínicamente hasta en 4 molares (Yared *et al.*, 2000), pero en este caso sí excluye dientes con anatomías complejas (calcificadas o curvaturas severas). De momento no es posible proporcionar una guía definitiva en cuanto a un número seguro de usos de limas, variará según el diente, el operador y la anatomía del conducto, pero existe una tendencia futura hacia el uso único de las limas.

1.6.- SISTEMAS ROTATORIOS UTILIZADOS EN ESTE ESTUDIO:

1.6.1.- Sistemas de *glide path*

1.6.1.1.- ProGlider (Dentsply – Maillefer) (Fig. 4 a):

Se trata de una lima única para conformar glidepath, tras haber permeabilizado el conducto con una lima manual K#10. Su sección transversal es cuadrada y su punta, semiactiva, tiene un calibre de 16. El resto de la parte activa tiene 18 mm y presenta 14 conicidades diferentes que varían de un 2 % a un 8%. Permite, con un solo, instrumento conformar un glidepath con calibre 16/.02 y una morfología total con una conicidad mayor que con otros sistemas rotatorios previos. Otra innovación es un mango de inserción más corto (11mm) lo que permite mejor maniobrabilidad en zonas de difícil acceso. Se utiliza con movimiento

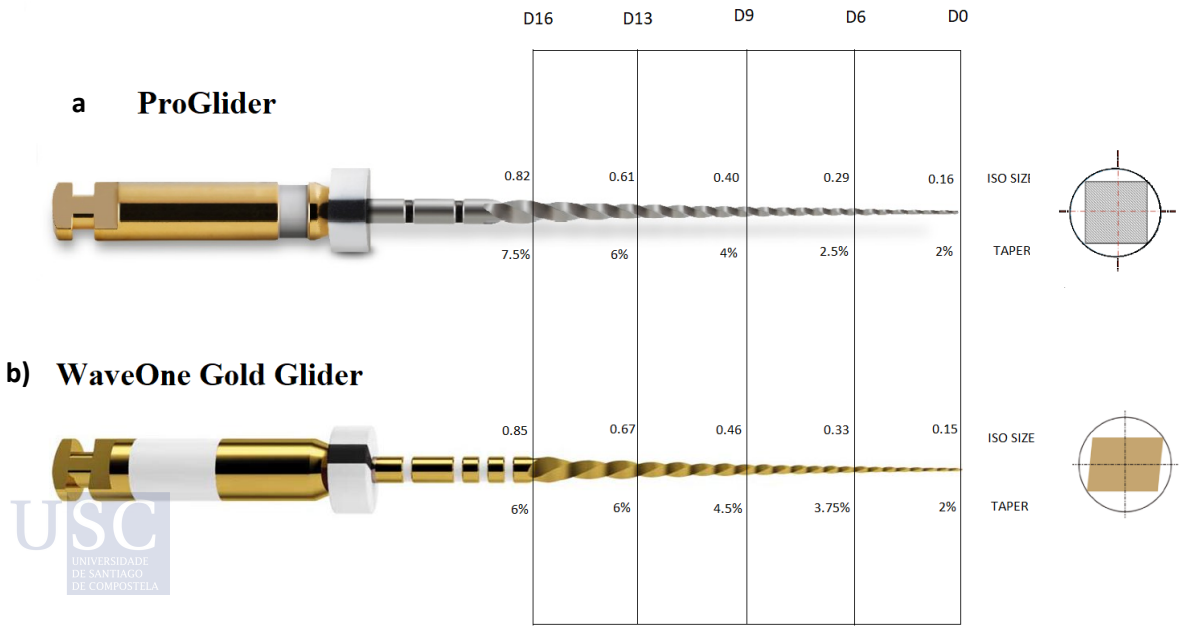


Figura 4.- a) Representación de la sección transversal, conicidades y diámetros de la lima Proglider. b) Representación de la sección transversal, conicidades y diámetros de la lima WaveOne Gold Glider. Tomada de Dentsply (2014) y Dentsply (2017)

continuo a 300 RPM y con un torque variable entre 2 – 5 NCm. Se comercializa en 21, 25 y 31 mm y está fabricado en aleación M-Wire.

1.6.1.2.- WaveOne Gold Glider (Dentsply – Maillefer) (Fig. 4 b):

Se trata, como el caso anterior, de una lima única para conformar el glidepath tras haber permeabilizado el conducto con una lima manual K#10. Su sección transversal es en forma de paralelogramo rectangular, con dos filos de corte y aristas de 85º. Su punta es inactiva y tiene un calibre apical de 0.15mm. Tiene una parte activa de 16 mm y conicidad del 2%, que se vuelve variable y se incrementa hasta un 6% en D16, donde el calibre será de 0.85mm. Su mango es corto, de 11mm, lo cual mejora la accesibilidad a los dientes posteriores cuando el acceso a los canales es complejo. Se utiliza con rotación alterna, los fabricantes recomiendan utilizar un motor que tenga el programa "WaveOne". Está fabricado en aleación Gold-Wire y se comercializa en 21, 25 y 31 mm.

1.6.2.- Sistemas de instrumentación:

1.6.2.1.- Protaper Next (PTN) (Dentsply – Maillefer) (Fig. 5):

Es un sistema de instrumentación secuencial, formando por un conjunto de 5 limas. Su sección es rectangular descentrada, lo que hace que los bordes cortantes sean solo dos, situados en los vértices del lado largo del rectángulo, lo cual provoca un movimiento asimétrico serpenteante. Tiene punta inactiva y es de conicidad variable. Su mango es corto de 11 mm, lo cual facilita el acceso. En este caso utilizaremos únicamente los dos primeros instrumentos de la serie: X1 con un calibre en punta de 0.17mm y una conicidad variable del 4% y X2 con un

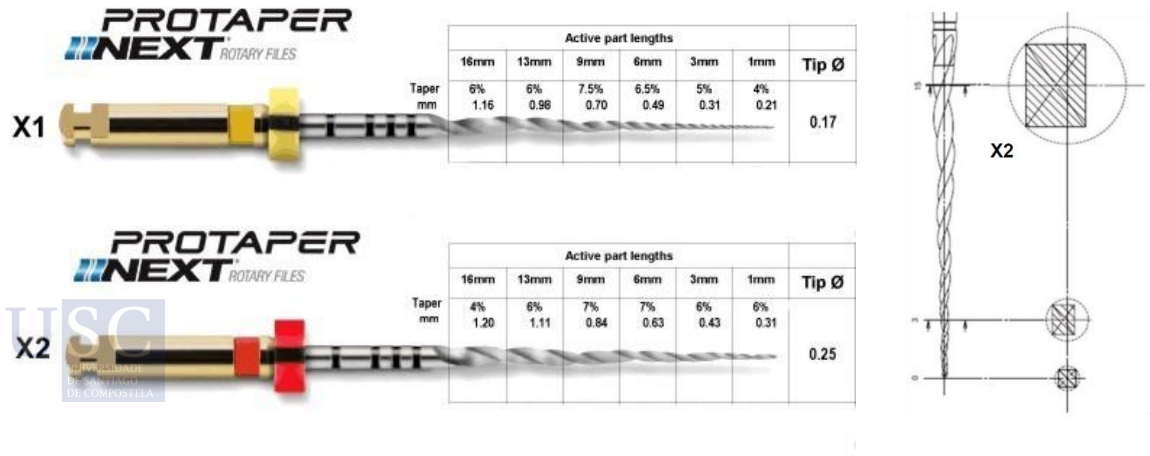


Figura 5.- Representación de la sección transversal, conicidades y diámetros de la lima. Tomada de Dentsply (2012).

calibre en punta de 0.25mm t una conicidad variable del 6%. Utiliza un movimiento de rotación continua a 300 rpm y torque entre 2 y 5.2 Ncm. Está fabricado con la aleación M-Wire y se comercializa en 21, 25 y 31 mm.

1.6.2.2.- WaveOne Gold Primary (WOG) (Dentsply – Maillefer) (Fig. 6):

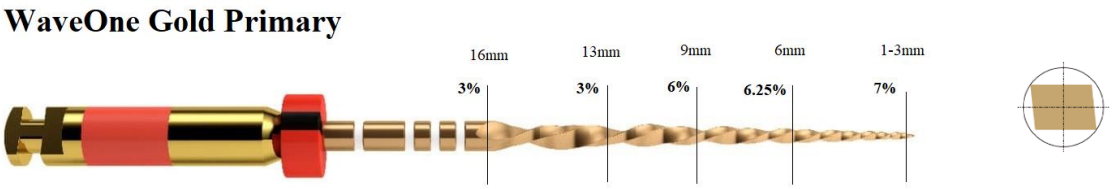


Figura 6.- Imagen de la sección transversal, conicidades y diámetros de la lima WaveOne Gold Primary. Tomada de Dentsply (2015).

Consiste en un sistema compuesto por 4 limas de diferentes tamaños, en el cual solo utilizaremos una de ellas para la instrumentación completa del conducto. Es decir, es un sistema de lima única, y en este caso utilizaremos únicamente el instrumento PRIMARY. La sección transversal es en forma de paralelogramo, con punta semiactiva y conicidad variable. En este caso, el instrumento PRIMARY mide 0.25mm en punta y tiene una conicidad variable del 7% a lo largo de la parte activa de la lima. Su mango es corto de 11 mm, lo cual facilita el acceso. Se utiliza con rotación alterna, los fabricantes recomiendan utilizar un motor que tenga el programa "WaveOne". Está fabricado en aleación Gold-Wire y se comercializa en 21, 25 y 31 mm.

Tabla 1: Resumen de las características de los sistemas de limas utilizados en el estudio

Sistema	Función	Rotación	Aleación	Nº de limas	Sección transversal
ProGlider	*Glide path*	Continua	M-Wire	Lima única	Cuadrada
WaveOne Gold Glider	*Glide path*	Alterna	Gold-Wire	Lima única	Paralelogramo
Protaper Next	Conformación	Continua	M-Wire	Sistema secuencial de 5 limas (X1-X5)	Paralelogramo descentrado
WaveOne Gold	Conformación	Alterna	Gold-Wire	Lima única	Paralelogramo

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

2. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

2.-JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS:

La limpieza y conformación del conducto radicular son procedimientos interrelacionados y esenciales para el éxito en endodoncia (Çapar y Arslan, 2016). En lo que respecta a la preparación mecánica del conducto radicular, se dispone de una amplia gama de instrumentos tanto manuales como rotatorios. Hasta la última década del siglo pasado, los instrumentos endodónticos se fabricaban de acero inoxidable y eran en mayor medida de utilización manual. A partir de 1988, cuando Walia *et al.* (1988), comenzaron a estudiar las propiedades del níquel-titanio (NiTi) en la fabricación de limas endodónticas, fue cuando comenzaron a surgir numerosos sistemas rotatorios con esta aleación. Con la introducción del NiTi comenzaron a variar los diseños de los instrumentos en lo que respecta a la conicidad, las longitudes de las hojas de corte, el ángulo helicoidal, la distancia entre espiras o el diseño de la punta.

Todos estos nuevos diseños de las limas de NiTi, han disminuido considerablemente errores de procedimiento con limas manuales, tales como transporte apical, zips, escalones, falsas vías o pérdida de la longitud de trabajo, especialmente frecuentes en caso de conductos curvos y relacionados con una posible periodontitis periapical postratamiento (Pettiette *et al.* 2001, Gomi y Gagliani, 2004). Por lo tanto, la seguridad y eficiencia en la conformación del conducto ha aumentado y se ha simplificado desde la introducción del primer instrumento rotatorio de Ni-Ti (Çapar y Arslan, 2016), tanto para operadores expertos como inexpertos (Yang *et al.* 2016).

Sin embargo, pese a todas estas mejoras, uno de los principales problemas de la instrumentación rotatoria es la fractura. Aunque, por sí mismo, el fragmento fracturado no empeore el pronóstico del tratamiento endodóntico, impide un correcto acceso a la porción del conducto que quede apical a éste, comprometiendo la correcta conformación y desinfección del conducto radicular, y condicionando, por lo tanto, el éxito del tratamiento.

Un procedimiento clínico fundamental en el tratamiento de conductos que puede ayudar a prevenir la fractura es la instrumentación inicial o *glide path,* que se describe como una preparación inicial lisa y centrada del conducto radicular desde su entrada hasta el foramen apical (Patiño *et al.*, 2005). Inicialmente se comenzó a llevar a cabo esta técnica con limas manuales, pero actualmente existen ya limas rotatorias fabricadas específicamente para la creación del *glide path.*

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

El desarrollo de nuevas aleaciones, es otro intento de aumentar la resistencia a la fractura de las limas de NiTi, ya que mejoran las propiedades mecánicas, utilizan nuevos diseños en la sección transversal y diferentes cinemáticas (Karatas *et al.* 2016). En particular, los nuevos tratamientos con calor en las aleaciones de NiTi y la utilización de movimiento alterno durante la instrumentación, aumentan la resistencia de las limas a la fatiga cíclica (Karatas *et al*. 2016).

Por todo ello, la variedad de instrumentos presentes hoy en día en el mercado para llevar a cabo la instrumentación mecánica del conducto radicular es amplísima, y esto puede dificultar mucho la elección del sistema para cada caso concreto. Por tanto, con este trabajo intentaremos observar las ventajas de dos de los sistemas rotatorios de *glide path* y de los dos sistemas de instrumentación, más prometedores y recientes en este ámbito: Proglider frente a WaveOne Glider y ProTaper Next frente a WaveOne Gold, teniendo en cuenta la experiencia del operador (experto o inexperto). Considerando además los factores de cinemática y tipo de aleación puesto que Proglider y ProTaper Next utilizan movimiento continuo y están fabricados en aleación M-Wire, mientras que WaveOne Glider y WaveOne Gold, utilizan movimiento alterno y se fabrican con aleación Gold.

Es por ello que las **hipótesis** que se plantearon en esta investigación serán:

- El tiempo de trabajo y la tasa de fractura es menor en operadores expertos que inexpertos.
- El tiempo de trabajo y la tasa de fractura es menor utilizando sistemas con movimiento reciprocante que con rotación continua.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

3. OBJETIVOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

3.-OBJETIVOS:

Objetivo primario:

Este trabajo de investigación pretende determinar **qué instrumentos dentro de los estudiados, son más rápidos y seguros** a la hora de conformar conductos curvos, con respecto a la experiencia del operador.

Objetivos secundarios:

- Analizar el **tiempo** en realizar, operadores expertos e inexpertos, el *glide path* (ProGlider VS WaveOne Gold Glider) y la instrumentación (ProtaperNext VS WaveOne Gold) en conductos curvos.

- Comparar si la **tasa de fractura** es diferente en base a la experiencia del operador en la fase de *glide path* (comparando ProGlider VS WaveOne Gold Glider), y de instrumentación (comparando ProtaperNext VS WaveOne Gold).

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4. MATERIAL Y MÉTODOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4.-MATERIAL Y MÉTODO:

SELECCIÓN DE LA MUESTRA:

Se trata de un estudio in vitro experimental, llevado a cabo con 160 conductos de dientes humanos extraídos por razones ajenas al estudio. Todos ellos fueron seleccionados, desinfectados y conservados en suero fisiológico, para evitar su deshidratación. Se excluyeron todos aquellos dientes con ápice abierto, raíces con caries radiculares, dientes con reabsorciones externas o internas, conductos calcificados o raíces fisuradas. Además, se incluyeron únicamente en el estudio, aquellos conductos únicos (sin confluencias de otros) con una longitud de trabajo menor a 22mm tras ser decoronados, y con un grado de curvatura mayor a 30º y un radio de curvatura menor a 6mm siguiendo el método de Pruett *et al.* (1997).

Se procedió a la remoción de cálculo y tejidos blandos de la superficie radicular con ayuda de curetas y utilización de puntas ultrasónicas de profilaxis. Se decoronaron todos los dientes con una fresa de diamante y turbina con refrigeración y alta velocidad, para que no interfirieran en su evaluación (Fig. 7 A). Se realizó la apertura cameral con la fresa EndoZ de 21mm (Dentsply Sirona) y se llevaron a cabo la eliminación de interferencias coronales con punta ultrasónica StarX nº1 (Dentsply Sirona) (Fig. 7 B y C).

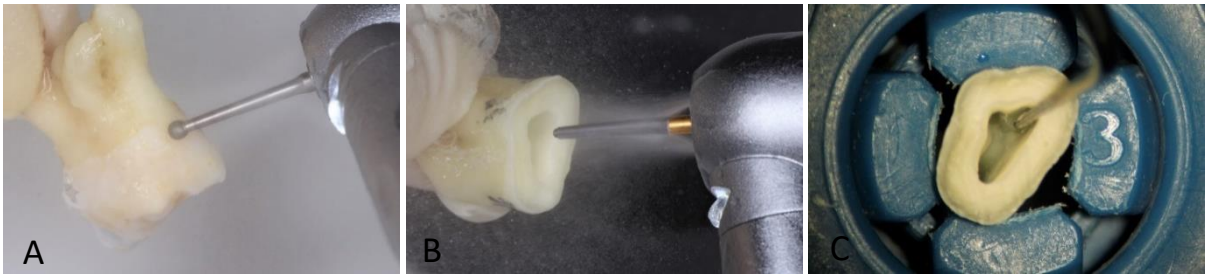


Figura 7.- A) Decoronación de molar con fresa de diamante en turbina con refrigeración. B) Apertura cameral con fresa Endo Z (Dentsply Sirona) en turbina con refrigeración. C) Eliminación de las interferencias coronales con punta ultrasónica StarX (Dentsply Sirona) bajo magnificación.

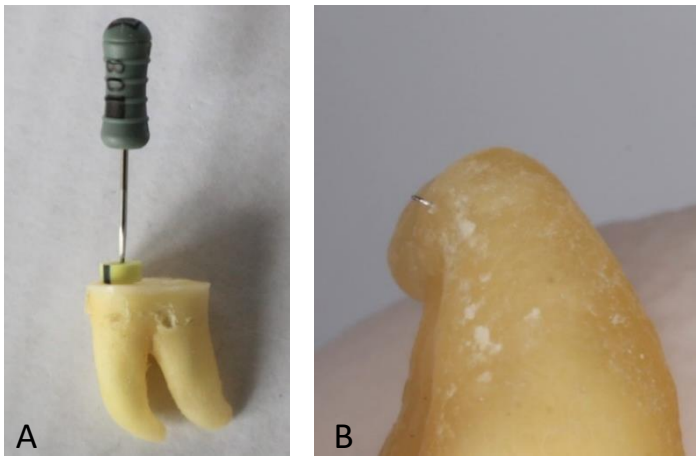


Figura 8.- A) Permeabilización apical de conducto con lima K#08 (Dentsply Sirona). B) Punta de lima K sobresaliendo a través del foramen apical en el proceso de determinar la longitud de trabajo.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Se realizó la permeabilización apical con limas K #08 y #10 y limas C+ #08 y #10 (Dentsply Sirona) (Fig. 8 A). Se determinó la longitud de trabajo con ayuda de una lima K #10 (Dentsply Sirona), visualizando la punta de la lima a través del foramen apical, retirándola 0.5mm del ápice y midiendo la longitud del conducto con ayuda de topes de goma (Fig. 8 B).

En ese momento, se tomó una radiografía periapical de cada uno de los especímenes (Fig. 9), a través de la cual se calculó el ángulo y radio de curvatura para poder incluir o excluir el diente del estudio. A la hora de hacer las radiografías periapicales se incluyó un alambre de acero de 1cm de longitud junto a cada diente de tal forma que se captó de forma radiopaca en cada una de las imágenes radiográficas, para poder tener una referencia a partir de la cual poder medir el radio de curvatura de cada uno de los conductos.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Figura 9.- Fotos y radiografías con lima de permeabilización, de 8 dientes de la muestra.

Para hacer el cálculo del radio y grado de curvatura, se sigue el método tradicional de Pruett *et al.* (1997). Consiste en trazar una línea que represente el eje mayor del diente y otra a lo largo del eje de la porción apical del conducto. Existe un punto en el que el conducto se desvía para comenzar a curvarse (punto "a") y otro donde termina de curvarse (punto "b") (Fig. 21 A). Por lo tanto, el eje mayor del diente será una línea que una la entrada del conducto con el punto "a", y eje apical del diente será otra línea que una el punto "b" con el foramen apical. Si desde el punto "a" trazamos una perpendicular al eje mayor y desde el punto "b" trazamos otra perpendicular al eje apical, el punto donde se unen será el centro de la circunferencia (Fig. 21 B). Esta circunferencia representa la parte curva del conducto y es tangente a los dos ejes del conducto en los puntos "a" y "b". El ángulo de curvatura será el número de grados que formen las perpendiculares que confluyen en el centro de la circunferencia. A mayores, la longitud de cada una de estas líneas es el radio de la circunferencia, por lo tanto, el radio de la curvatura del conducto. Para poder llevar a cabo su medición real, tendremos que hacer una relación entre el alambre que hemos añadido a la radiografía que sabemos que mide 1cm y el valor del radio. El radio de curvatura representa cuán severa es la curva, cuanto más pequeño es el radio, más abrupta es la desviación del conducto. Los parámetros de ángulo de curvatura y radio son independientes entre sí, es decir dos conductos pueden tener el mismo ángulo de curvatura y radios distintos, según lo rápido que se produzca la curva. Para obtener todos estos resultados, empleamos el sistema informático "Meazure", que nos facilita la medición exacta de los ángulos sobre las radiografías digitalizadas e ImageJ para la medida real de los radios de curvatura de cada uno de los dientes (Fig. 10 C).

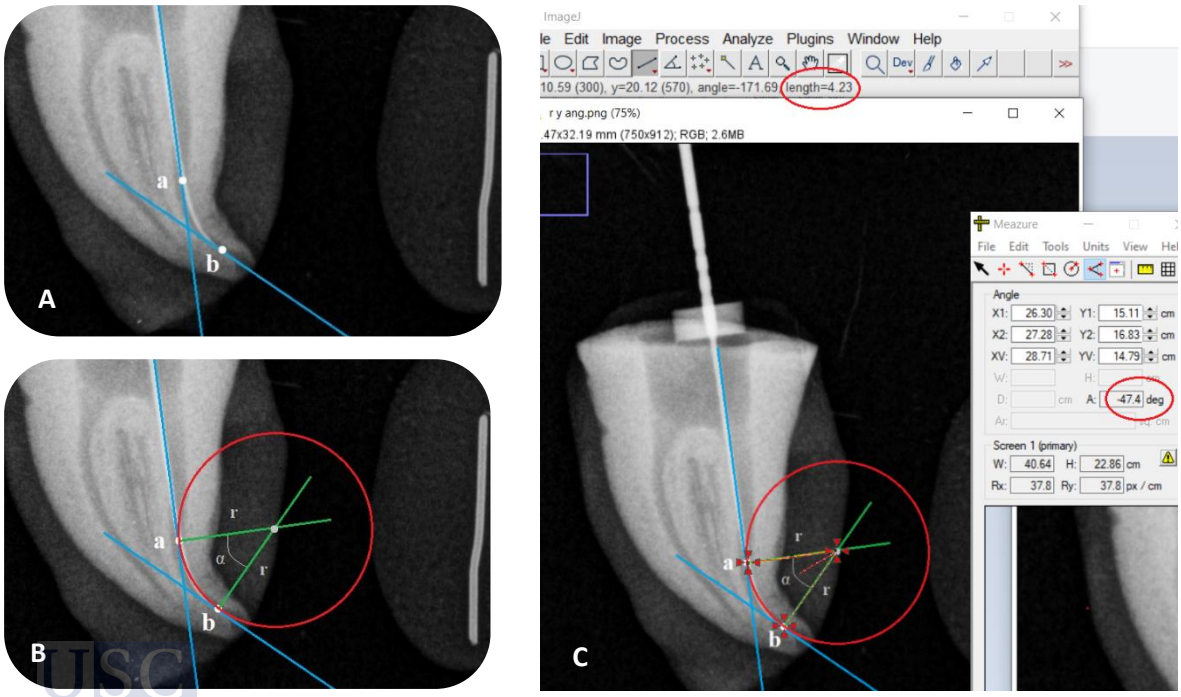


Figura 10.- Cálculo del ángulo y radio de curvatura. A: señalización del punto a y b, y trazado de eje mayor y eje apical (líneas azules). B: Trazado de las perpendiculares (líneas verdes) desde el punto a al eje mayor y desde el b al eje apical, para obtener el radio y el ángulo de curvatura. C: obtención de los datos con el programa Meazure e ImageJ.

Se repitió este proceso, hasta alcanzar una muestra de 160 conductos, con una curvatura radicular mayor de 30º y un radio de curvatura menor de 6mm.

OPERADORES:

Los ciento sesenta conductos fueron distribuidos aleatoriamente en 4 grupos diferentes (A, B, C y D).

El grupo A y B estaba formado por operadores EXPERTOS, dos especialistas en endodoncia con 10 años de experiencia.

El grupo C y D estaba formado por operados INEXPERTOS, dos estudiantes de cuarto año de odontología de la Universidad de Compostela, elegidos de forma voluntaria y al azar. Ambos recibieron una formación teórica previa de los sistemas de rotación utilizados en el estudio y una formación práctica de instrumentación de al menos 10 conductos con cada sistema en el aula de simulación clínica.

INSTRUMENTOS:

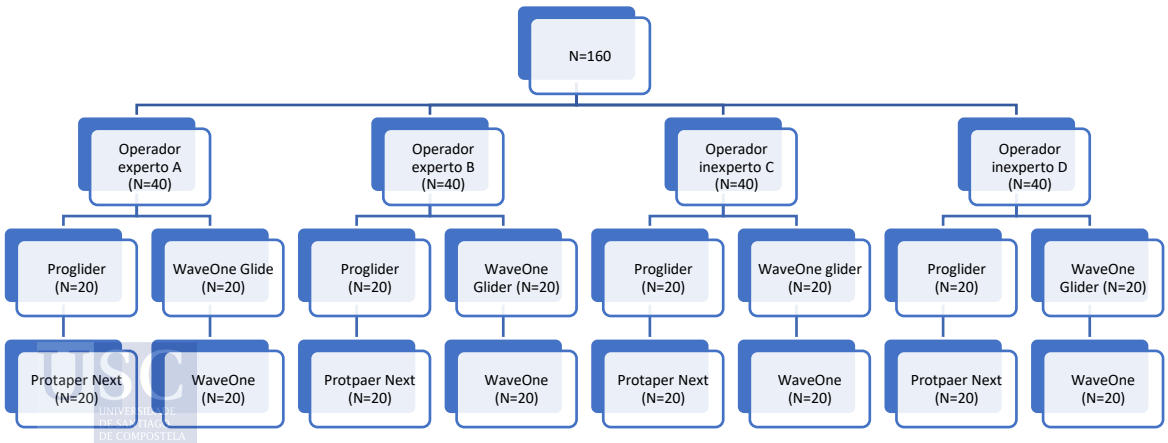
En el estudio se emplearon los siguientes sistemas de limas (Tabla 1):
Para la conformación del *glide path*:

- **ProGlider** (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzer-land)
- **WaveOne Gold Glider** (Dentsply Sirona; Ballaigues, Switzerland):

Para la instrumentación del conducto radicular:

- **ProTaper Next (PTNext)** (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland): X1 y X2
- **WaveOne Gold (WOG)** (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland): Primary.

Por lo tanto, dividimos la muestra de 160 conductos aleatoriamente en 4 grupos de 40 conductos cada uno:



Se utilizaron todos los instrumentos nuevos para cada muestra. Lo que hace un total 400 instrumentos utilizados en el estudio (80 ProGlider, 80 WaveOne Glider, 80 ProTaper Next X1,

80 ProTaper Next X2 y 80 WaveOne Gold Primary), todos inspeccionados con magnificación para descartar cualquier irregularidad de fábrica.

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL:

Una vez todos los conductos permeables y con la longitud de trabajo establecida, para mayor comodidad y estandarización de la muestra a la hora de la instrumentación, se colocó el diente en un modelo "Pro Train Endodontics" (*Endo-4-you - DentsPlay Maillefer*) (Fig. 11).

Figura 11.- colocación del diente en modelo Pro Train Endodontics, para mayor estandarización de la muestra.

La metodología utilizada en esta investigación consta de dos partes que, aunque relacionadas entre sí, merecen ser tratadas de forma independiente:

- *GLIDE PATH:*

Con una lima K#10 se comprobó la permeabilidad del conducto (Fig. 12 A) y se irrigó con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5´25% a 40˚C durante 20 segundos (Fig. 12 B). Se colocó la lima rotatoria en el motor Wave One (Dentsply Maillefer). En este caso se utilizaron las limas Proglider (Fig. 12 C), siguiendo las instrucciones del fabricante a 300 rpm y 2 Ncm, y la lima WaveOne Glider seleccionando el programa "WaveOne" del motor. En este momento se activó el cronómetro justo al introducir el primer instrumento rotatorio en el conducto. Se utilizaron hasta 3 movimientos de "in-out" hasta notar resistencia antes de retirar y limpiar las espiras del instrumento, irrigar durante 20 segundos con NaOCl y comprobar la permeabilidad apical. El cronómetro se detuvo inmediatamente después de la utilización de cada instrumento rotatorio, y se reactivó con la inserción del instrumento en el conducto. Este ciclo se repitió tantas veces como fueron oportunas hasta alcanzar la longitud de trabajo y se registraron los tiempos de instrumentación y el número de instrumentos fracturados.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

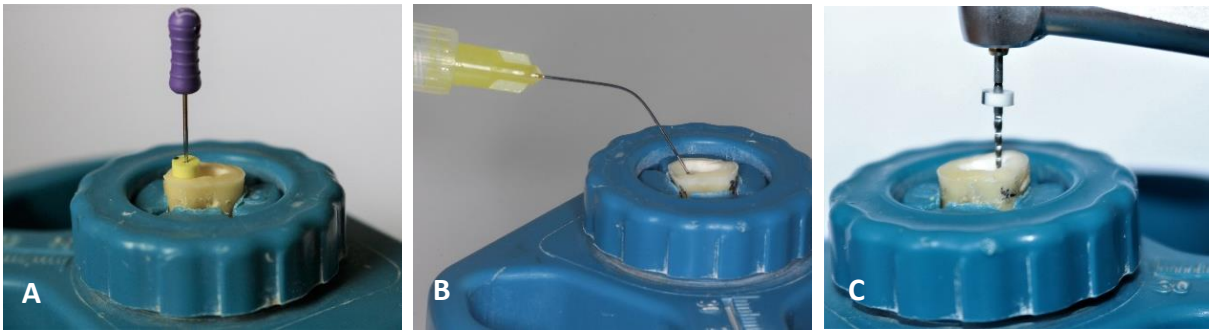


Figura 12.- A: comprobación de la permeabilidad del conducto con lima K#10 previo a la instrumentación. B: Irrigación con NaOCl 5%. C: Creación de *glide path* con lima Proglider.

- INSTRUMENTACIÓN:

Se irrigó de nuevo durante 20 segundos con hipoclorito sódico (NaOCl) al 5´25% a 40˚C (Fig. 13 B) y se comprobó la permeabilidad del conducto con lima K#10 (Fig. 13 A). Se utilizó el motor de endodoncia WaveOne (Dentsply, Maillefer). En este caso se utilizaron las limas Protaper Next X1 (Fig. 13 C) y X2, siguiendo las recomendaciones del fabricante, ambas a 300 rpm y 2Ncm. O bien, la lima Primary de WaveOne, seleccionando el programa "WaveOne" del motor. Seguidamente, se inició la medición del tiempo al introducir el primer instrumento de conformación en el conducto (ProTaper Next X1 o WaveOne Gold Primary según el grupo). Se utilizaron hasta 3 movimientos de "in-out" hasta notar resistencia antes de retirar y limpiar las espiras del instrumento. El cronómetro se detuvo inmediatamente después de la utilización de cada instrumento rotatorio, y se reactivó con la inserción del instrumento en el conducto. Entre ciclos, se irrigó durante 20 segundos con hipoclorito sódico (NaOCl) al 5´25% a 40˚C, y se comprobó la permeabilidad del conducto con lima K#10. En el caso del sistema ProTaper Next se utilizaron dos limas, X1 y X2 por lo que la medición incluyó la totalidad del tiempo empleado en instrumentar el conducto hasta el ápice con ambas limas. Se registraron los tiempos de instrumentación y el número de instrumentos fracturados.

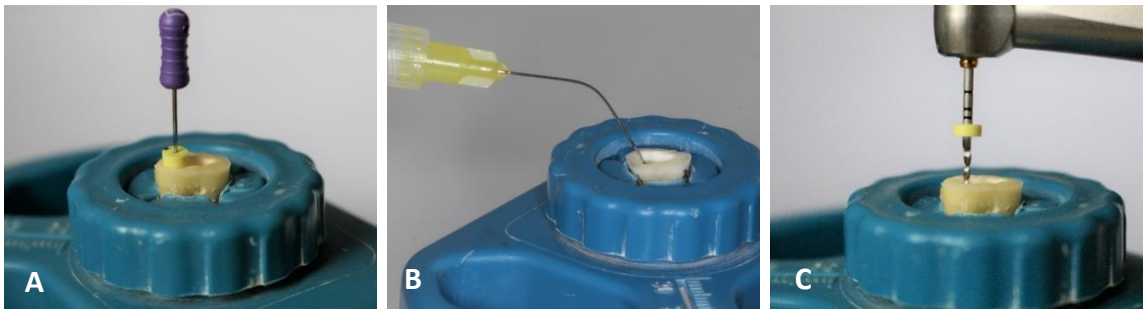


Figura 13.- A: comprobación de la permeabilidad del conducto con lima K#10 previo a la instrumentación. B: Irrigación con NaOCl 5%. C: Instrumentación con lima X1 de Protaper Next.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

ANÁLISIS MICROSCÓPICO

Se registró el número de instrumentos fracturados por grupo, y se examinaron con un microscopio electrónico de barrido (SEM) y rayos X de dispersión de energía (EDX). Un examinador capacitado realizó un análisis de la superficie fracturada utilizando un Electroscan JSM-54 modelo JEOL 5410 equipado con un detector de rayos X de dispersión de energía Link ISIS 30 (Fig. 14). Además, las imágenes digitales SEM de los instrumentos fracturados se recopilaron y montaron al azar. Dos examinadores ciegos y calibrados calificaron por separado si las fracturas de los instrumentos eran compatibles con fractura por torsión o flexión.

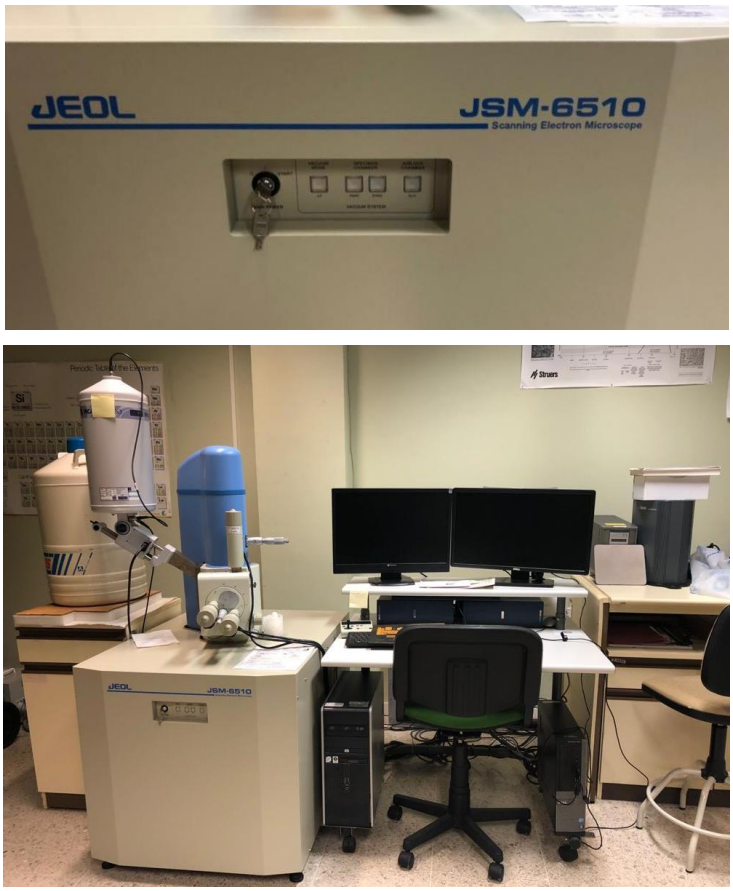


Figura 14.- Microscopio electrónico de barrido utilizado para el análisis de las limas fracturadas.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO:

El tiempo requerido para la realización del *glide path* y la posterior preparación del conducto radicular se comparó entre los grupos, con la prueba no paramétric a de Kruskal-Wallis, tras la confirmación de que la muestra no seguía una distribución normal de los datos. Se utilizó la prueba post-hoc de Dunn para comparar los subgrupos. La incidencia de fractura de instrumentos durante el *glide path* y durante la instrumentación mecánica de los conductos radiculares entre los grupos se comparó con la prueba de Chi-cuadrado.

Se calculó el coeficiente Kappa (K) para determinar la concordancia entre los examinadores en el caso del tipo de fractura. Se calculó además la estadística descriptiva en busca de un patrón de fractura según el tipo de instrumento utilizado en el estudio.

CONSIDERACIONES ÉTICAS

El presente estudio está avalado por el correspondiente informe de la Comisión de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela (Anexo 1).

USC DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

5. RESULTADOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

5.-RESULTADOS:

Se obtuvieron los siguientes datos:

Tabla 2.- Datos de los 160 especímenes de la muestra.

OPERADOR	TIPO	DIENTE	LONGITUD DE TRABAJO (mm)	ÁNGULO CURVATURA	RADIO CURVATURA (mm)	PREINSTRUMENTACIÓN	TIEMPO INSTRUMENTACIÓN (seg.)	Nº de CICLOS	FRACTURA	INSTRUMENTACIÓN	TIEMPO INSTRUMENTACIÓN (seg,)	Nº de CICLOS	FRACTURA
A	Inexperto	1	17	39	6	WAVE ONE GLIDER	54,03	1	0	WAVE ONE GOLD	198,61	5	0
A	Inexperto	2	16	45,6	4,78	WAVE ONE GLIDER	50,01	1	0	WAVE ONE GOLD	197,24	5	0
A	Inexperto	3	12	97,6	3,64	WAVE ONE GLIDER	55,09	1	0	WAVE ONE GOLD	170,59	4	0
A	Inexperto	4	15	54,7	3,92	WAVE ONE GLIDER	58,9	2	0	WAVE ONE GOLD	133,15	3	0
A	Inexperto	5	15	38,01	6	WAVE ONE GLIDER	46,74	1	0	WAVE ONE GOLD	52,32	1	0
A	Inexperto	6	13	59,3	3,16	WAVE ONE GLIDER	47,71	1	0	WAVE ONE GOLD	199,41	5	0
A	Inexperto	7	13	88,9	1,54	WAVE ONE GLIDER	45,26	1	0	WAVE ONE GOLD	47,93	1	0
A	Inexperto	8	13	72,9	2,42	WAVE ONE GLIDER	46,03	1	0	WAVE ONE GOLD	85,74	2	0
A	Inexperto	9	12	55,1	3,15	WAVE ONE GLIDER	44,08	1	0	WAVE ONE GOLD	131,58	3	0
A	Inexperto	10	16	40,03	5,5	WAVE ONE GLIDER	45,9	1	0	WAVE ONE GOLD	70,35	1	0
A	Inexperto	11	16	56	5	WAVE ONE GLIDER	47,08	1	0	PROTAPER NEXT	243,63	5	0
A	Inexperto	12	14	60,6	4,2	WAVE ONE GLIDER	45,26	1	0	PROTAPER NEXT	104,41	2	0
A	Inexperto	13	19	87,3	4,58	WAVE ONE GLIDER	44,42	1	0	PROTAPER NEXT	139,42	3	0
A	Inexperto	14	16	94,6	3,15	WAVE ONE GLIDER	46,47	1	0	PROTAPER NEXT	184,96	4	0
A	Inexperto	15	13	52,3	3,71	WAVE ONE GLIDER	46,28	1	0	PROTAPER NEXT	124,1	3	0
A	Inexperto	16	16	67,7	2,63	WAVE ONE GLIDER	48,06	1	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
A	Inexperto	17	15	58,8	4,24	WAVE ONE GLIDER	45,95	1	0	PROTAPER NEXT	276,19	7	0
A	Inexperto	18	11	40,1	4,19	WAVE ONE GLIDER	48,11	1	0	PROTAPER NEXT	126,92	3	0
A	Inexperto	19	17	30	5,9	WAVE ONE GLIDER	53,45	1	0	PROTAPER NEXT	227,87	6	0
A	Inexperto	20	12	36,4	6	WAVE ONE GLIDER	44,06	1	0	PROTAPER NEXT	75,9	2	0
B	Inexperto	21	15	41,4	4,66	WAVE ONE GLIDER	52	1	0	WAVE ONE GOLD	87,34	2	0
B	Inexperto	22	15	30,8	4,64	WAVE ONE GLIDER	48,42	1	0	WAVE ONE GOLD	138,11	3	0
B	Inexperto	23	16	66	5,27	WAVE ONE GLIDER	47,95	1	0	WAVE ONE GOLD	131,16	3	0
B	Inexperto	24	15	54,2	5,03	WAVE ONE GLIDER	47,33	1	0	WAVE ONE GOLD	53,35	1	0
B	Inexperto	25	18	84,9	5,71	WAVE ONE GLIDER	47,61	1	0	WAVE ONE GOLD	241,44	6	0
B	Inexperto	26	16	51,4	3,44	WAVE ONE GLIDER	45,96	1	0	WAVE ONE GOLD	49,71	1	0
B	Inexperto	27	14	76,1	4,55	WAVE ONE GLIDER	47,45	1	0	WAVE ONE GOLD	68,59	1	0

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

B	Inexperto	28	13	69,5	3,32	WAVE ONE GLIDER	49,72	1	0	WAVE ONE GOLD	166,8	4	0
B	Inexperto	29	12	35,5	5,91	WAVE ONE GLIDER	45,83	1	0	WAVE ONE GOLD	54,06	1	0
B	Inexperto	30	16	51	3,01	WAVE ONE GLIDER	48,08	1	0	WAVE ONE GOLD	-	-	1
B	Inexperto	31	14	45,7	4,18	WAVE ONE GLIDER	44,79	1	0	PROTAPER NEXT	94,88	2	0
B	Inexperto	32	16	81,4	4,65	WAVE ONE GLIDER	49,82	1	0	PROTAPER NEXT	167,13	4	0
B	Inexperto	33	15	38,4	5,13	WAVE ONE GLIDER	46,01	1	0	PROTAPER NEXT	139,64	3	0
B	Inexperto	34	13	38,4	6	WAVE ONE GLIDER	44,81	1	0	PROTAPER NEXT	96,55	2	0
B	Inexperto	35	13	33,8	6	WAVE ONE GLIDER	46,61	1	0	PROTAPER NEXT	111,44	2	0
B	Inexperto	36	14	35,9	5,04	WAVE ONE GLIDER	46,11	1	0	PROTAPER NEXT	95,25	2	0
B	Inexperto	37	12	33	6	WAVE ONE GLIDER	43,77	1	0	PROTAPER NEXT	84,8	2	0
B	Inexperto	38	13	36,5	4,33	WAVE ONE GLIDER	48,03	1	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
B	Inexperto	39	12	68,8	2,11	WAVE ONE GLIDER	47,15	1	0	PROTAPER NEXT	92,21	2	0
B	Inexperto	40	11	64,5	2,35	WAVE ONE GLIDER	49,79	1	0	PROTAPER NEXT	168,11	4	0
C	Experto	41	13	37,3	5,77	WAVE ONE GLIDER	49,84	1	0	WAVE ONE GOLD	87,16	2	0
C	Experto	42	13	85,1	3,28	WAVE ONE GLIDER	58,68	2	0	WAVE ONE GOLD	156,47	4	0
C	Experto	43	14	45	4,09	WAVE ONE GLIDER	47,56	1	0	WAVE ONE GOLD	71,62	2	0
C	Experto	44	11	51,1	4,23	WAVE ONE GLIDER	46,84	1	0	WAVE ONE GOLD	93,39	3	0
C	Experto	45	14	83,7	3,71	WAVE ONE GLIDER	45,54	1	0	WAVE ONE GOLD	86,07	2	0
C	Experto	46	11	64,1	2,26	WAVE ONE GLIDER	46,34	1	0	WAVE ONE GOLD	94,8	3	0
C	Experto	47	15	36,7	5,98	WAVE ONE GLIDER	46,77	1	0	WAVE ONE GOLD	92,13	3	0
C	Experto	48	16	47,4	5,2	WAVE ONE GLIDER	46,77	1	0	WAVE ONE GOLD	83,6	2	0
C	Experto	49	16	39,1	5,01	WAVE ONE GLIDER	46,85	1	0	WAVE ONE GOLD	149,3	4	0
C	Experto	50	18	31,7	5,97	WAVE ONE GLIDER	48,85	1	0	WAVE ONE GOLD	112,15	3	0
C	Experto	51	18	43,2	6	WAVE ONE GLIDER	50,01	1	0	PROTAPER NEXT	89,83	2	0
C	Experto	52	14	51,2	3,05	WAVE ONE GLIDER	45,04	1	0	PROTAPER NEXT	78,28	2	0
C	Experto	53	17	30,1	5,93	WAVE ONE GLIDER	62,81	2	0	PROTAPER NEXT	172,44	4	0
C	Experto	54	14	86,1	2,17	WAVE ONE GLIDER	44,2	1	0	PROTAPER NEXT	93,76	3	0
C	Experto	55	15	90,3	1,36	WAVE ONE GLIDER	45,07	1	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
C	Experto	56	14	76,2	4,2	WAVE ONE GLIDER	48,46	1	0	PROTAPER NEXT	86,99	2	0
C	Experto	57	19	30	6	WAVE ONE GLIDER	58,59	4	0	PROTAPER NEXT	214,21	7	0
C	Experto	58	14	47,3	2,71	WAVE ONE GLIDER	45,29	1	0	PROTAPER NEXT	80,53	2	0
C	Experto	59	13	30,2	4,14	WAVE ONE GLIDER	47,78	1	0	PROTAPER NEXT	109,91	3	0

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

C	Experto	60	15	42	5,83	WAVE ONE GLIDER	46,46	1	0	PROTAPER NEXT	81,18	2	0
D	Experto	61	11	46,4	2,03	WAVE ONE GLIDER	44,15	1	0	WAVE ONE GOLD	50,51	1	0
D	Experto	62	20	94,3	5,3	WAVE ONE GLIDER	54,46	1	0	WAVE ONE GOLD	126,84	3	0
D	Experto	63	17	50,6	5,76	WAVE ONE GLIDER	47,35	1	0	WAVE ONE GOLD	86,88	2	0
D	Experto	64	18	68,5	4,12	WAVE ONE GLIDER	50,57	1	0	WAVE ONE GOLD	83,11	2	0
D	Experto	65	15	50,7	1,16	WAVE ONE GLIDER	46,28	1	0	WAVE ONE GOLD	80,72	2	0
D	Experto	66	17	64,5	2,59	WAVE ONE GLIDER	48,32	1	0	WAVE ONE GOLD	51,26	1	0
D	Experto	67	14	36,6	4,24	WAVE ONE GLIDER	60,13	1	0	WAVE ONE GOLD	86,99	2	0
D	Experto	68	15	45,7	3,71	WAVE ONE GLIDER	44,94	1	0	WAVE ONE GOLD	45,45	1	0
D	Experto	69	16	54,6	2,85	WAVE ONE GLIDER	52,01	1	0	WAVE ONE GOLD	77,11	2	0
D	Experto	70	13	37,9	4,24	WAVE ONE GLIDER	46,44	1	0	WAVE ONE GOLD	74,6	2	0
D	Experto	71	14	33,5	14,22	WAVE ONE GLIDER	45,91	1	0	PROTAPER NEXT	115,16	3	0
D	Experto	72	17	41,2	3,61	WAVE ONE GLIDER	46,59	1	0	PROTAPER NEXT	140,04	4	0
D	Experto	73	12	36,4	5,98	WAVE ONE GLIDER	46,49	1	0	PROTAPER NEXT	117,67	3	0
D	Experto	74	12	43,3	2,63	WAVE ONE GLIDER	45,44	1	0	PROTAPER NEXT	80,88	2	0
D	Experto	75	11	60,5	3,57	WAVE ONE GLIDER	44,84	1	0	PROTAPER NEXT	83,41	2	0
D	Experto	76	12	40,1	3,15	WAVE ONE GLIDER	44,3	1	0	PROTAPER NEXT	74,98	2	0
D	Experto	77	13	33,1	4,48	WAVE ONE GLIDER	48,57	1	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
D	Experto	78	14	55,7	4,27	WAVE ONE GLIDER	45,93	1	0	PROTAPER NEXT	100,92	3	0
D	Experto	79	13	40,3	2,71	WAVE ONE GLIDER	48,27	1	0	PROTAPER NEXT	105,73	3	0
D	Experto	80	13	59,5	2,54	WAVE ONE GLIDER	43,87	1	0	PROTAPER NEXT	74,77	2	0
A	Inexperto	81	16	60	1,4	PROGLIDER	48,2	1	0	WAVE ONE GOLD	41,12	1	0
A	Inexperto	82	17,5	39	5,5	PROGLIDER	61,8	1	0	WAVE ONE GOLD	35,88	1	0
A	Inexperto	83	12	108	1,6	PROGLIDER	131	2	0	WAVE ONE GOLD	65,8	2	0
A	Inexperto	84	19	73	5,1	PROGLIDER	-	-	1	WAVE ONE GOLD	-	-	-
A	Inexperto	85	18	39	5,3	PROGLIDER	54,16	1	0	WAVE ONE GOLD	156,01	5	0
A	Inexperto	86	15	52	4,5	PROGLIDER	53,84	1	0	WAVE ONE GOLD	77,99	2	0
A	Inexperto	87	19	36	6	PROGLIDER	58,46	1	0	WAVE ONE GOLD	143,2	5	0
A	Inexperto	88	14	61	4,5	PROGLIDER	53,54	1	0	WAVE ONE GOLD	-	-	1
A	Inexperto	89	18,5	39	4,7	PROGLIDER	54,7	1	0	WAVE ONE GOLD	99,12	3	0
A	Inexperto	90	17	133	1,7	PROGLIDER	42,3	1	0	WAVE ONE GOLD	121,88	5	0
A	Inexperto	91	16	62	4,1	PROGLIDER	47,1	1	0	PROTAPER NEXT	121,1	3	0

USC UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

A	Inexperto	92	16	71	3,5	PROGLIDER	54,9	1	0	PROTAPER NEXT	138,9	4	0
A	Inexperto	93	13	35	6	PROGLIDER	45,12	1	0	PROTAPER NEXT	151,21	4	0
A	Inexperto	94	14	44	4,2	PROGLIDER	83,88	1	0	PROTAPER NEXT	153,79	4	0
A	Inexperto	95	15	61	5,5	PROGLIDER	70,63	1	0	PROTAPER NEXT	182,3	7	0
A	Inexperto	96	22	58	4,3	PROGLIDER	96,37	2	0	PROTAPER NEXT	368,7	10	0
A	Inexperto	97	15	80	4,5	PROGLIDER	126,91	3	0	PROTAPER NEXT	196,15	7	0
A	Inexperto	98	17	36	6	PROGLIDER	58,09	2	0	PROTAPER NEXT	142,85	7	0
A	Inexperto	99	17	124	1,7	PROGLIDER	133,2	2	0	PROTAPER NEXT	161,98	5	0
A	Inexperto	100	16	74	4,4	PROGLIDER	94,8	1	0	PROTAPER NEXT	239,02	5	0
B	Inexperto	101	14	77	2,3	PROGLIDER	75,25	1	0	WAVE ONE GOLD	78,2	4	0
B	Inexperto	102	12	65	2,9	PROGLIDER	67,75	2	0	WAVE ONE GOLD	64,8	2	0
B	Inexperto	103	19	80	2,7	PROGLIDER	112,3	3	0	WAVE ONE GOLD	174,55	5	0
B	Inexperto	104	16	43	3,5	PROGLIDER	41,7	1	0	WAVE ONE GOLD	147,45	3	0
B	Inexperto	105	16,5	65	4,7	PROGLIDER	50,11	1	0	WAVE ONE GOLD	137,35	5	0
B	Inexperto	106	17	80	4,5	PROGLIDER	56,89	1	0	WAVE ONE GOLD	152,65	5	0
B	Inexperto	107	17	30	3,4	PROGLIDER	51,99	1	0	WAVE ONE GOLD	92,11	4	0
B	Inexperto	108	16	44	3,8	PROGLIDER	-	-	1	WAVE ONE GOLD	-	-	-
B	Inexperto	109	14	30	6	PROGLIDER	87,01	2	0	WAVE ONE GOLD	87,89	3	0
B	Inexperto	110	12	49	3,3	PROGLIDER	-	-	1	WAVE ONE GOLD	-	-	-
B	Inexperto	111	15,5	69	2,3	PROGLIDER	69,2	1	0	PROTAPER NEXT	70,42	2	0
B	Inexperto	112	11	48	5,1	PROGLIDER	46,8	1	0	PROTAPER NEXT	74,58	3	0
B	Inexperto	113	12,5	54	4,9	PROGLIDER	75,24	1	0	PROTAPER NEXT	167,23	3	0
B	Inexperto	114	14	63	4,5	PROGLIDER	119,76	3	0	PROTAPER NEXT	396,77	9	0
B	Inexperto	115	12	63	3,5	PROGLIDER	106,3	2	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
B	Inexperto	116	14	41	5,6	PROGLIDER	88,7	2	0	PROTAPER NEXT	163,3	5	0
B	Inexperto	117	14	61	3,3	PROGLIDER	70,58	2	0	PROTAPER NEXT	154,7	4	0
B	Inexperto	118	15	30	6	PROGLIDER	67,42	1	0	PROTAPER NEXT	-	-	1
B	Inexperto	119	18	55	5,7	PROGLIDER	89,9	2	0	PROTAPER NEXT	112,68	4	0
B	Inexperto	120	18	30	6	PROGLIDER	108,1	2	0	PROTAPER NEXT	109,32	4	0
C	Experto	121	15	41	5,6	PROGLIDER	72,1	1	0	WAVE ONE GOLD	66,25	2	0
C	Experto	122	15,5	52	5,7	PROGLIDER	107,9	2	0	WAVE ONE GOLD	159,75	5	0
C	Experto	123	13	45	5,5	PROGLIDER	66,56	1	0	WAVE ONE GOLD	45,4	1	0

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

C	Experto	124	15	30	6	PROGLIDER	45,44	1	0	WAVE ONE GOLD	60,6	2	0
C	Experto	125	12	41	4,9	PROGLIDER	62,2	1	0	WAVE ONE GOLD	110,58	4	0
C	Experto	126	14	44	4,1	PROGLIDER	102,8	2	0	WAVE ONE GOLD	147,42	3	0
C	Experto	127	14	39	3,9	PROGLIDER	54,12	1	0	WAVE ONE GOLD	83,3	2	0
C	Experto	128	14	32	5	PROGLIDER	74,88	1	0	WAVE ONE GOLD	49,7	1	0
C	Experto	129	17	62	5,3	PROGLIDER	138,61	2	0	WAVE ONE GOLD	111,26	4	0
C	Experto	120	15	40	5,8	PROGLIDER	50,39	1	0	WAVE ONE GOLD	59,74	3	0
C	Experto	131	15	77	3,3	PROGLIDER	79,22	2	0	PROTAPER NEXT	73,87	2	0
C	Experto	132	11	105	2,4	PROGLIDER	104,78	2	0	PROTAPER NEXT	399,13	10	0
C	Experto	133	17	49	4,8	PROGLIDER	68,5	1	0	PROTAPER NEXT	117,5	4	0
C	Experto	134	14	35	5,7	PROGLIDER	64,5	1	0	PROTAPER NEXT	69,5	2	0
C	Experto	135	14	44	5,4	PROGLIDER	44,2	1	0	PROTAPER NEXT	76,6	3	0
C	Experto	136	17	48	6	PROGLIDER	41,8	1	0	PROTAPER NEXT	124,4	5	0
C	Experto	137	17,5	44	3,8	PROGLIDER	71,58	2	0	PROTAPER NEXT	119,11	4	0
C	Experto	138	14	31	6	PROGLIDER	51,42	1	0	PROTAPER NEXT	73,89	2	0
C	Experto	139	14	48	4,8	PROGLIDER	58,36	1	0	PROTAPER NEXT	107,22	5	0
C	Experto	130	16	41	5,8	PROGLIDER	44,64	1	0	PROTAPER NEXT	101,78	4	0
D	Experto	141	15,5	44	3,9	PROGLIDER	56,25	1	0	WAVE ONE GOLD	136,87	4	0
D	Experto	142	18	95	4,8	PROGLIDER	43,75	1	0	WAVE ONE GOLD	114,13	3	0
D	Experto	143	14	45	5,2	PROGLIDER	44,14	1	0	WAVE ONE GOLD	61,29	2	0
D	Experto	144	15	30	6	PROGLIDER	43,86	1	0	WAVE ONE GOLD	117,71	4	0
D	Experto	145	15	52	5,9	PROGLIDER	70,1	2	0	WAVE ONE GOLD	90,8	3	0
D	Experto	146	10,5	32	5,6	PROGLIDER	44,9	1	0	WAVE ONE GOLD	78,2	3	0
D	Experto	147	15	30	6	PROGLIDER	45,55	1	0	WAVE ONE GOLD	80,43	3	0
D	Experto	148	14,5	32	5,7	PROGLIDER	44,45	1	0	WAVE ONE GOLD	52,57	2	0
D	Experto	149	15,5	39	5,2	PROGLIDER	55,1	1	0	WAVE ONE GOLD	113,18	3	0
D	Experto	150	15	30	6	PROGLIDER	45,9	1	0	WAVE ONE GOLD	147,82	4	0
D	Experto	151	13	32	4,7	PROGLIDER	48,23	1	0	PROTAPER NEXT	74,41	2	0
D	Experto	152	13	39	2,9	PROGLIDER	97,77	2	0	PROTAPER NEXT	68,59	2	0
D	Experto	153	12	59	3,2	PROGLIDER	45,32	1	0	PROTAPER NEXT	70,24	3	0
D	Experto	154	14	49	4,5	PROGLIDER	62,68	1	0	PROTAPER NEXT	70,76	2	0
D	Experto	155	10	51	3,2	PROGLIDER	104,1	2	0	PROTAPER NEXT	69,81	2	0

D	Experto	156	13	52	4,3	PROGLIDER	62,9	1	0	PROTAPER NEXT	136,19	4	0
D	Experto	157	15	45	4,8	PROGLIDER	79,98	1	0	PROTAPER NEXT	95,2	3	0
D	Experto	158	15	37	2,1	PROGLIDER	83,02	2	0	PROTAPER NEXT	72,8	2	0
D	Experto	159	16,5	40	3,2	PROGLIDER	105,45	3	0	PROTAPER NEXT	158,33	6	0
D	Experto	160	15,5	38	4,2	PROGLIDER	108,55	3	0	PROTAPER NEXT	182,67	7	0

La siguiente tabla muestra la media de tiempos (desviación estándar) necesarios para la preparación del *glide path* y la instrumentación de conductos curvos con los instrumentos utilizados en este estudio:

Tabla 3.- Desviación estándar de todos los instrumentos utilizados con respecto a la experiencia del operador y número de instrumentos fracturados.

		Operadores Expertos		**Operadores inexpertos**	
	Sistema	Tiempo (s)	Fractura (n)	Tiempo (s)	Fractura (n)
Glide Path	ProGlider	67.40 ± 24.36	-	74.43 ± 26.89	3
	WaveOne Glider	48.32 ± 4.55	-	47.75 ± 3.20	-
Preparación	ProTaper Next	109.54 ± 59.60	2	157.18 ± 74.57	4
	WaveOne Gold	91.93 ± 32.27	-	112.96 ± 54.16	2

TIEMPO:

Se observan diferencias estadísticamente significativas en el primer conjunto del análisis, tanto para el tiempo necesario para establecer el *glide path* como para la preparación del conducto radicular ($p<0.001$). Específicamente no se detectaron diferencias significativas entre operadores expertos e inexpertos con la utilización de WaveOne Gold Glider y Proglider. Sin embargo, tanto los operadores expertos como los inexpertos ($p<0.001$) necesitaron mucho más tiempo para la preparación de *glide path* cuando usaban Proglider que WaveOne Gold Glider.

Tras el *glide path*, el tiempo requerido para la instrumentación completa del conducto radicular no difirió significativamente entre operadores expertos e inexpertos utilizando el sistema WaveOne Gold. Sin embargo, los operadores expertos requirieron significativamente menos tiempo de trabajo que los expertos ($p<0.001$) al instrumentar con Protaper Next (Media (DE) = 109,54 (59,60) /157,17 (74,57) respectivamente). Además, los operadores inexpertos necesitan significativamente más tiempo para instrumentar conductos radiculares con Protaper Next que al usar WaveOne Gold ($p=0.008$); no obstante, no se observan diferencias significativas para los operadores expertos que utilizan ambos sistemas.

FRACTURA DE INSTRUMENTOS:

En la Tabla 1, se muestra el número total de instrumentos fracturados durante el *glide path* y durante la preparación del conducto para los dos niveles de experiencia del operador. Un total de 3 instrumentos Proglider se fracturaron durante la primera parte del estudio, todos ellos por operadores inexpertos. Esta tasa de fractura fue significativamente superior a la de los operadores expertos, los cuales utilizaron los mismos instrumentos (p=0.03). Ningún instrumento WaveOne Gold Glider se fracturó durante el estudio.

Por otro lado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la tasa de fractura entre los grupos en el caso de los instrumentas para la preparación del conducto. En este caso, los operadores inexpertos fracturaron 2 instrumentos WOG Primary y 4 instrumentos PTN (3 X1 y 1 X2), y los operadores expertos fracturaron 2 instrumentos PTN (1 X1 y 1 X2) y ningún instrumento WOG Primary. Pesa a las diferencias, los resultados no son estadísticamente significativos.

Cuando se evaluó el patrón de fractura, hubo un perfecto acuerdo entre los evaluadores (K=1). El análisis fractográfico de las imágenes SEM determinó que el patrón de fractura de los 3 instrumentos ProGlider, 4 PTN y 1 WOG correspondían a una fractura por fatiga cíclica o flexión. En estos casos se observa áreas de iniciación de grietas y otras de propagación de éstas en las imágenes transversales y múltiples microfisuras cerca del margen de fractura en las imágenes longitudinales. Mientras que, los 2 instrumentos PTN y 1 WOG se catalogaron como fracturas torsionales. En los cuales en las imágenes transversales se observan, marcas circulares de abrasión y hoyuelos cerca del centro de rotación, en las longitudinales los surcos irregularmente curvados en forma de onda.

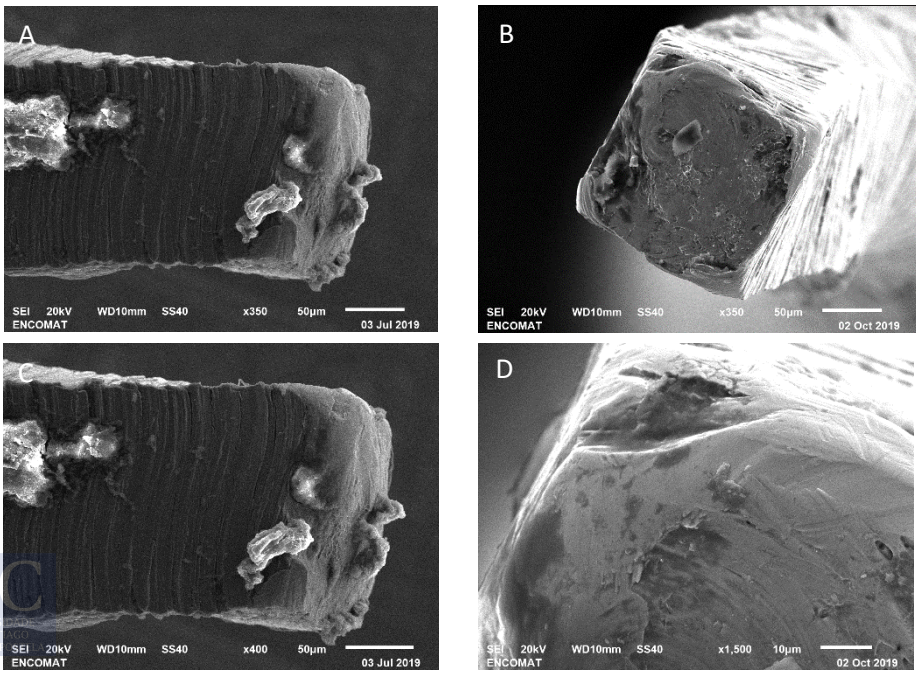


Figura 15.- Instrumento Proglider fracturado por flexión. Se consideró por flexión por la fractura limpia del instrumento.

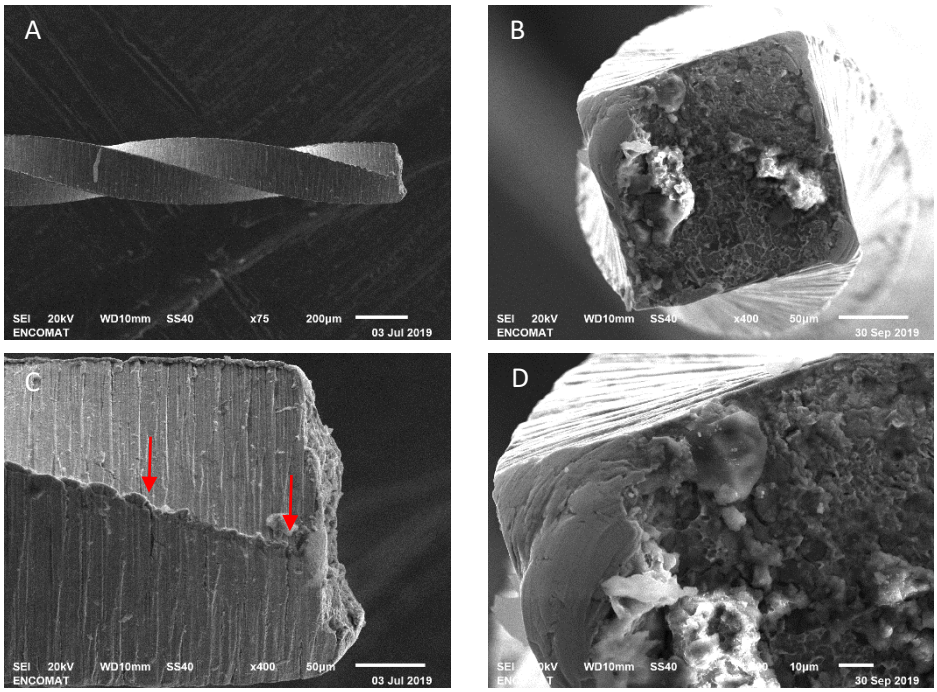


Figura 16.- Instrumento Proglider fracturado por flexión. Se observa en las imágenes transversales (B y D) el área de inicio de la grieta, mientras que en la longitudinal se observan microfisuras como indican las flechas.

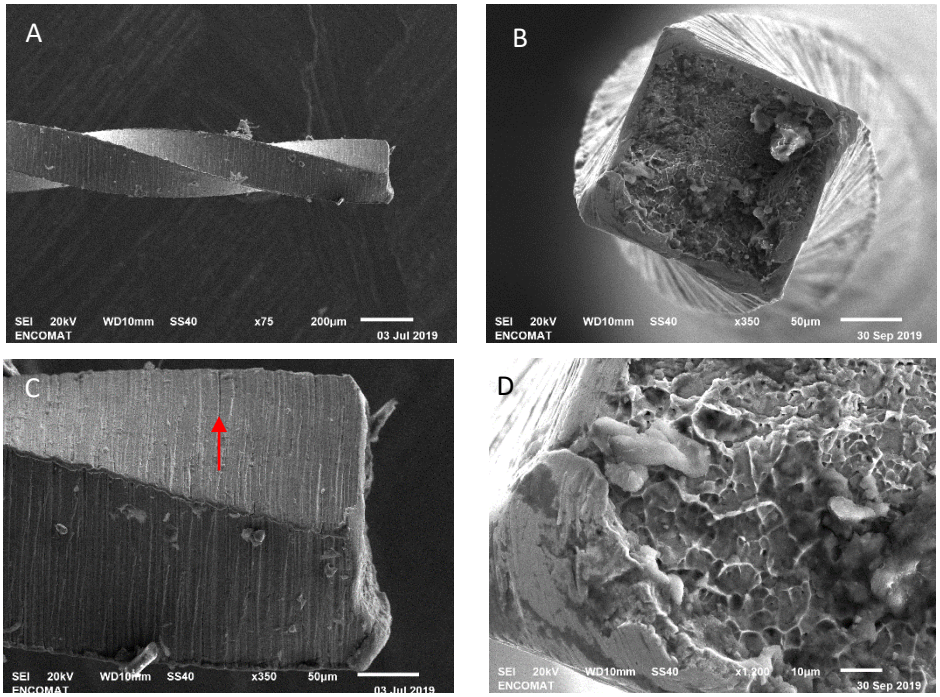


Figura 17.- Instrumento Proglider fracturado por flexión. Se observa en las imágenes transversales (B y D) el área de inicio de la grieta, mientras que en la longitudinal se observan microfisuras como indica la flecha.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

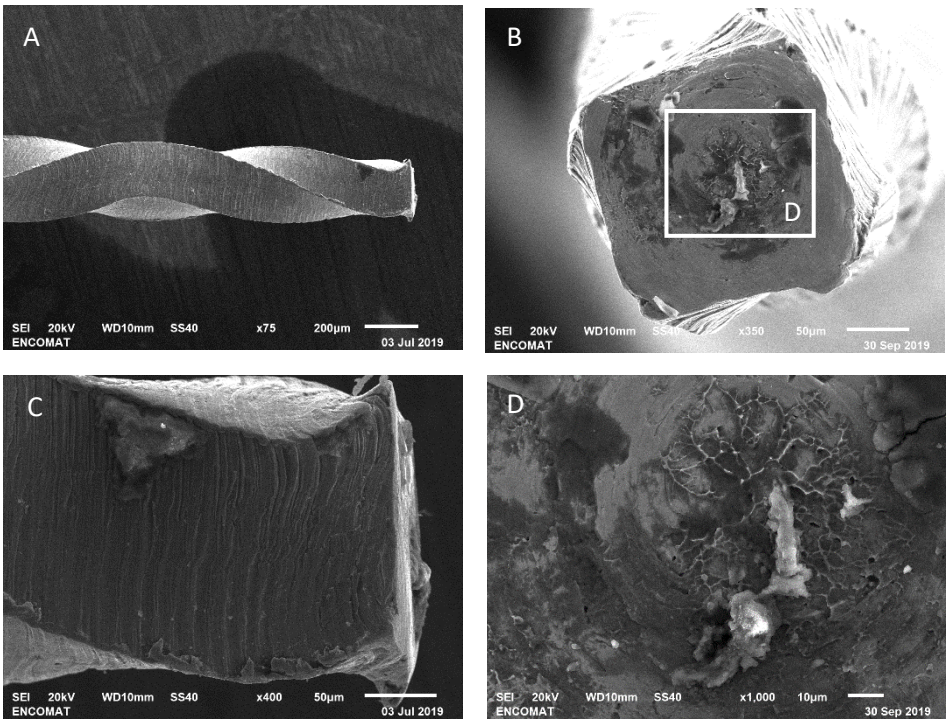


Figura 18.- Instrumento Protaper Next X1 fracturado por torsión. Se observa en la imagen longitudinal A, la elongación de las espiras con forma de onda. En las imágenes transversales (B y D) se diferencian marcas circulares de abrasión y hoyuelos.

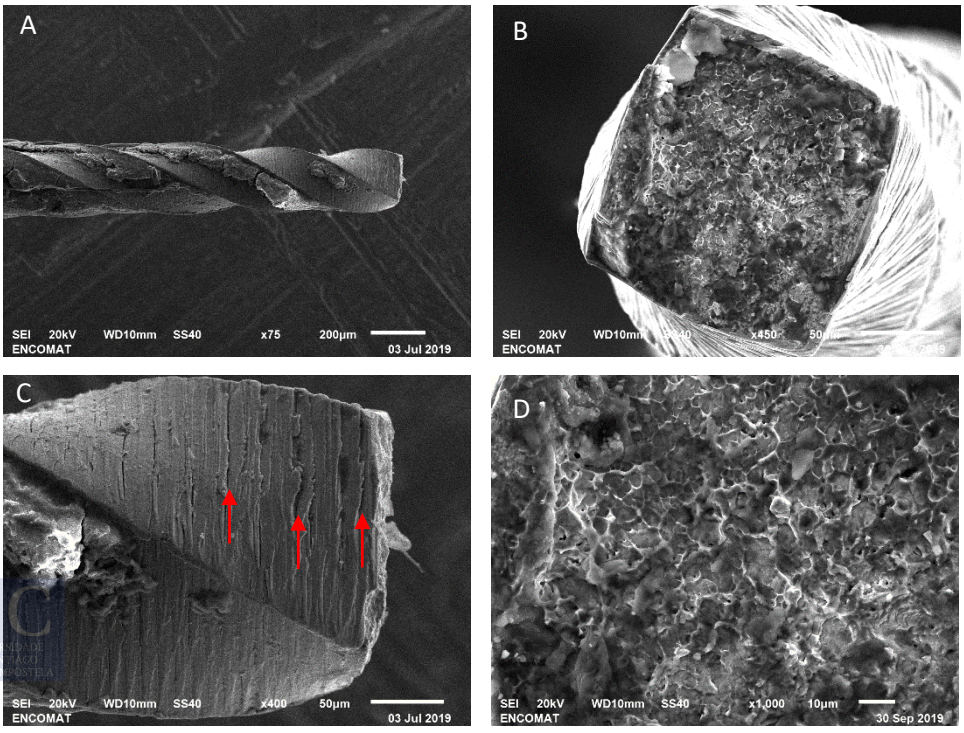


Figura 19.- Instrumento Protaper Next X1 fracturado por flexión. Se observa en la imagen longitudinal C las microfisuras próximas al área de fractura.

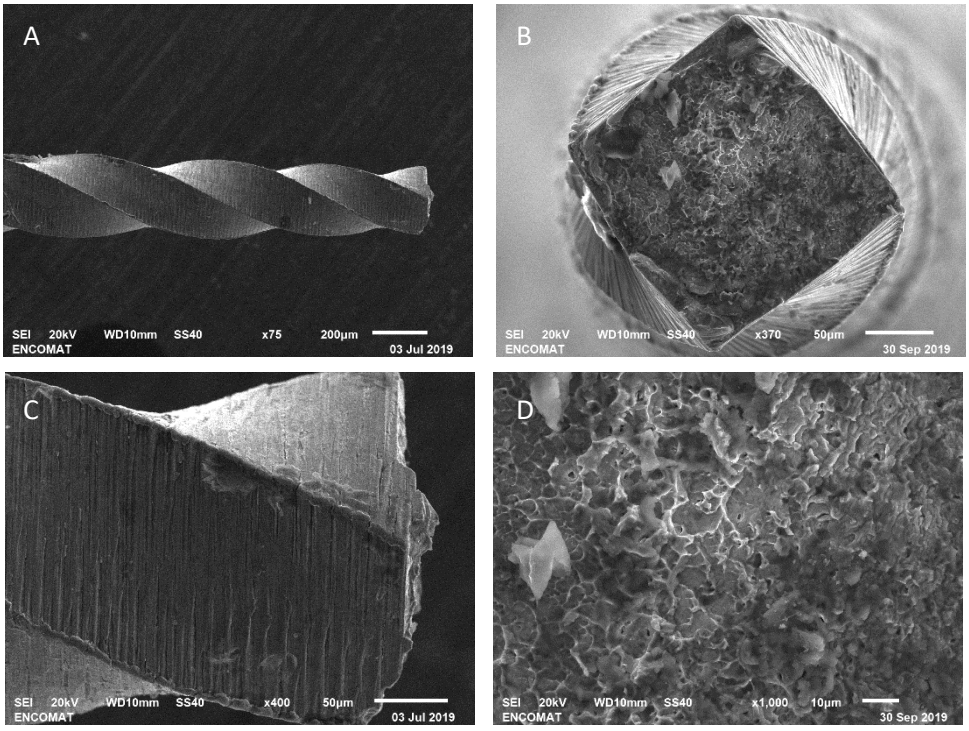
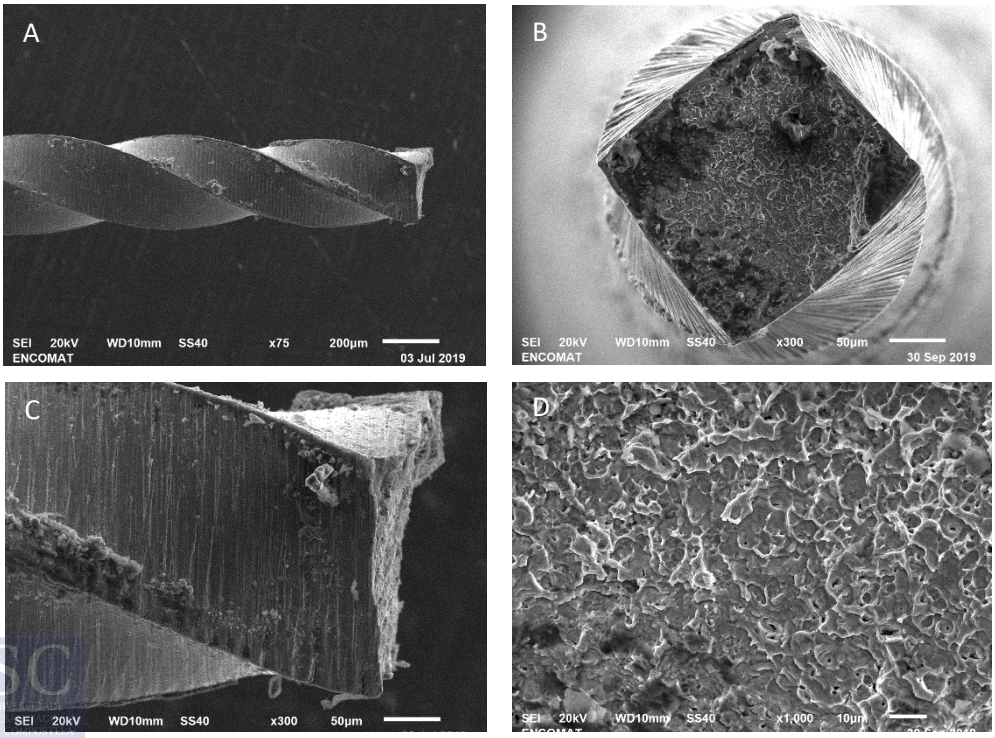


Figura 20.- Instrumento Protaper Next X1 fracturado por flexión. Se observa en la figura longitudinal A, el corte limpio sin elongación de espiras.



USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Figura 21.- Instrumento Protaper Next X1 fracturado por flexión. Se observa en las figuras longitudinales (A y C), el corte limpio sin elongación de espiras.

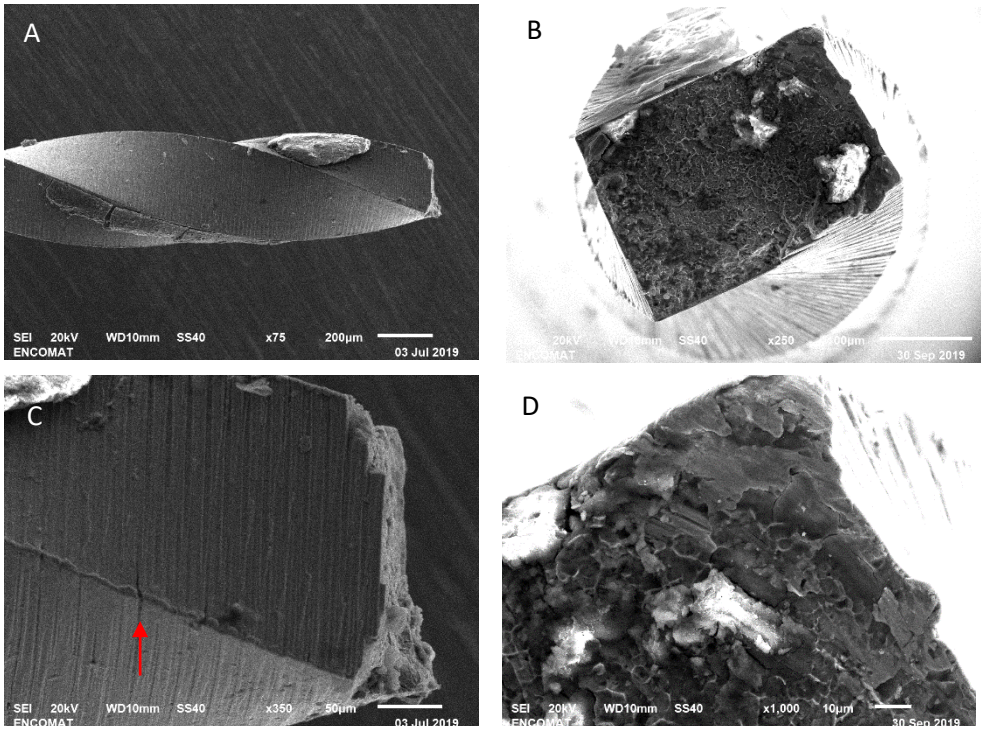


Figura 22.- Instrumento Protaper Next X2 fracturado por flexión Se observa en la imagen transversal (D) el área de inicio de la grieta, mientras que en la longitudinal se observan microfisuras como indican la flecha.

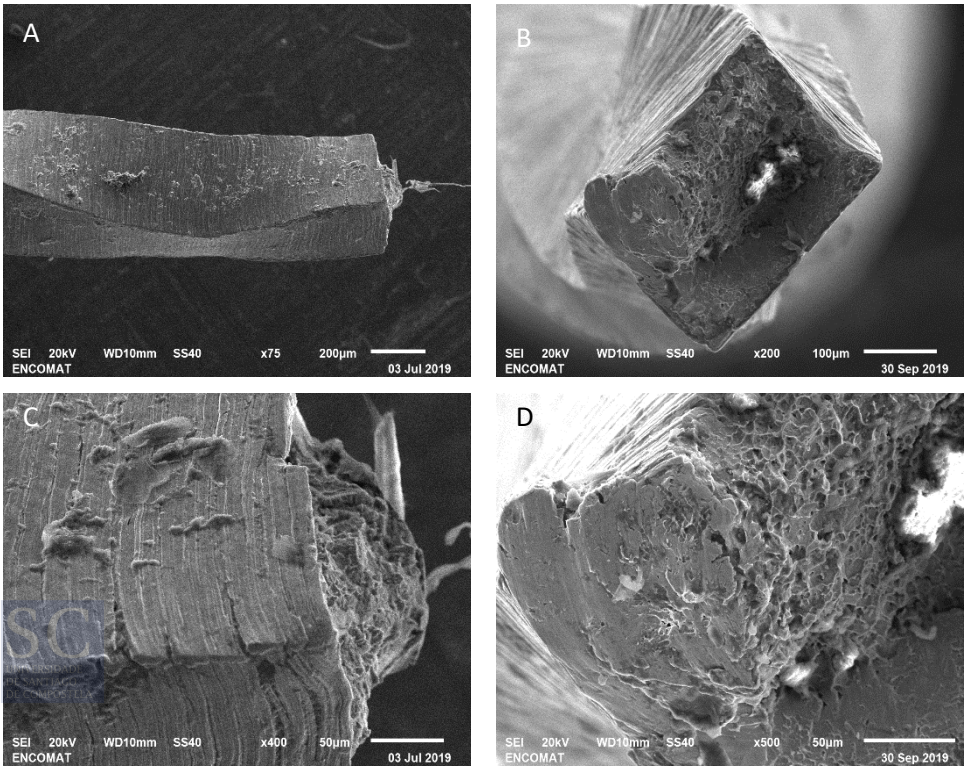


Figura 23.- Instrumento Protaper Next X2 fracturado por torsión. Se observa en las imágenes longitudinales el corte irregular y en la A la elongación de las espiras en forma de onda.

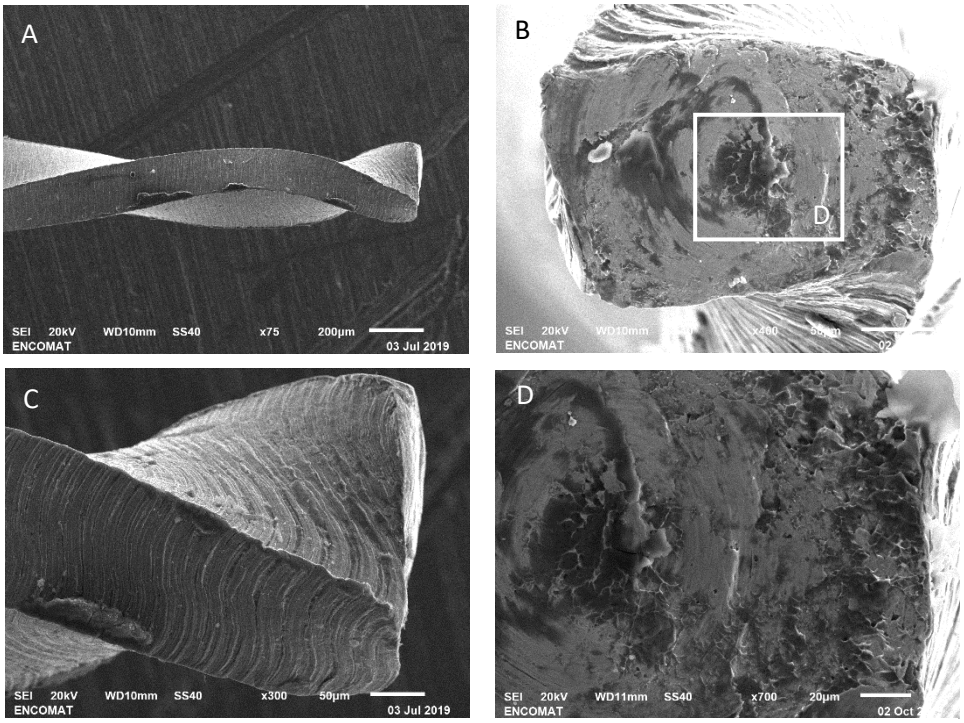


Figura 24.- Instrumento WaveOne Gold Primary fracturado por torsión. En las imágenes transversales (B y D) se diferencian marcas circulares de abrasión y hoyuelos. Mientras que en la longitudinal (A) la elongación de las espiras

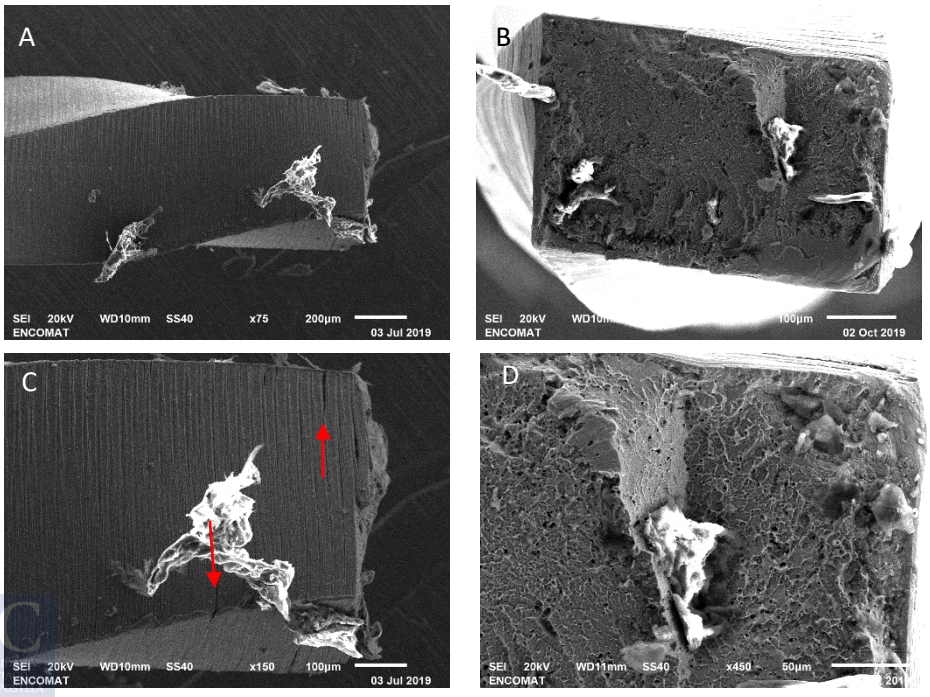


Figura 25.- Instrumento WaveOne Gold Primary fracturado por flexión Se observa en la imagen longitudinal C las microfisuras próximas al área de fractura.

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

6. DISCUSIÓN

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

6.- DISCUSIÓN

Este estudio fue diseñado para evaluar la influencia de la experiencia del operador durante la preparación del *glide path* y la instrumentación de conductos curvos con instrumentos nuevos. Se compararon tanto el tiempo requerido, como la tasa de fractura de instrumentos específicos (ProGlider y WaveOne Gold Glider para el *glide path*; y Protaper Next (PTN) y WaveOne Gold (WOG) para la preparación del conducto radicular), entre operadores expertos e inexpertos.

Una limitación de este tipo de estudios es la falta de estandarización debido a la gran variabilidad que presentan los dientes naturales en el tamaño, longitud y morfología del conducto radicular. Se pueden utilizar bloques de resina o réplicas de dientes para crear conductos radiculares simulados con dimensiones estandarizadas, como longitud, diámetro, ángulo y radio de curvatura. Sin embargo, a pesar de esta estandarización, los bloques de resina no reflejan con precisión el comportamiento clínico de los instrumentos debido a las diferencias de dureza entre la resina y la dentina. Patterson (1963), determinó que la dureza de la dentina varía de 40 a 72 en la escala de Knoop, y Calberson *et al*. (2004) describieron que la dureza del bloque de resina es 36 en la escala Knoop. Por esta razón, en este estudio se utilizaron dientes naturales. Para superar la limitación en términos de variabilidad anatómica, se establecieron criterios de inclusión muy restrictivos para estandarizar la muestra en relación con la curvatura de la raíz (ángulo y radio) y su longitud. Además, los dientes se montaron en un modelo de endodoncia Pro-Train para una mayor estandarización del procedimiento.

Se ha demostrado que la experiencia del operador influye en la calidad del tratamiento y la velocidad del procedimiento (Mesgouez *et al*., 2004). Se espera que los operadores inexpertos necesiten más tiempo que los operadores expertos para realizar un tratamiento del mismo nivel de dificultad utilizando las mismas herramientas. Los resultados de este estudio mostraron que los operadores expertos pueden instrumentar el conducto significativamente más rápido que los operadores no expertos cuando usan un sistema de múltiples instrumentos y movimiento continuo, pero no cuando usan un instrumento con movimiento alterno y una sola lima. Al mismo tiempo, no se detectaron diferencias significativas en el tiempo requerido para la preparación del *glide path* entre los dos grupos cuando se utilizó un sistema rotatorio continuo o reciprocante, de un solo instrumento. Mesgouez *et al*. (2004) observaron cómo los operadores no expertos disminuían los tiempos de preparación al aumentar la experiencia, un fenómeno no observado entre los operadores expertos. Para evitar diferencias relacionadas con la adquisición progresiva de habilidades por repetición del proceso, este estudio incluyó a operadores no expertos que habían realizado previamente 10 preparaciones de conductos con cada sistema.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Además, estos resultados respaldan aún más, la idea de que la experiencia del operador no es el único factor que contribuye en el tiempo de preparación. Además de la experiencia del operador, se ha encontrado que el tiempo necesario para la preparación del conducto también depende de factores como la técnica de instrumentación y el número de instrumentos utilizados

(Hulsmann, 2005). De hecho, en este caso, la preparación del *glide path* en conductos curvos fue más rápida con WaveOne Gold Glider que con ProGlider indistintamente para operadores no expertos y expertos. Aunque ambos sistemas usan solo un instrumento, los movimientos alternantes resultan más rápidos.

Al mismo tiempo, en términos de tiempo de preparación en este estudio, la influencia de la experiencia del operador fue más evidente durante la preparación del conducto radicular que en la fase de *glide path*. Cassimiro *et al.* (2018) encontraron diferencias significativas en el tiempo de preparación del conducto con WOG y PTN, y relacionaron el hallazgo con el uso de dos limas (en lugar de una) con el sistema PTN. Sin embargo, en este caso, el nivel de experiencia jugó un papel importante durante la preparación del conducto radicular con un sistema rotatorio de múltiples instrumentos. Solo los operadores inexpertos necesitaron mucho más tiempo para instrumentar los conductos con PTN que al usar WOG; pero no se observaron diferencias significativas para los operadores expertos que utilizan los dos sistemas a pesar de la diferencia en el número de instrumentos. Conceiçao *et al.* (2020), también encontraron que los operadores inexpertos eran más rápidos con WOG que con PTN pero en este caso las diferencias no fueron significativas

Con respecto a la fractura del instrumento, los resultados del estudio son compatibles con los de estudios previos (Mandel *et al.* 1999, Yared *et al.* 2001). Los operadores no expertos tuvieron una tasa más alta de fractura de instrumentos que los operadores expertos durante la preparación del *glide path.* Mandel *et al.* (1999) sugirió que la mayor tasa de fracturas podría estar asociada con el mayor tiempo de preparación que puede llevar el procedimiento a los profesionales sin experiencia. En presencia de una curvatura severa (como las utilizadas en el presente estudio), parece razonable pensar que cuanto más tiempo permanezca girando el instrumento en el conducto, mayores serán las posibilidades de fractura del instrumento debido al mayor número ciclos de estrés de tensión-compresión a las que está sometido el instrumento. Sin embargo, en este estudio no se detectaron diferencias significativas entre operadores expertos y no expertos en el tiempo requerido para la preparación del *glide path.* Sin embargo, los operadores expertos no experimentaron ninguna fractura del instrumento en este paso, mientras que los inexpertos rompieron 3 instrumentos ProGlider. Por lo tanto, mantener en el tiempo a un instrumento girando en una curva puede ser motivo de fractura, pero también pueden influir otros factores como el modo de uso o la presión ejercida. Curiosamente, el análisis fractográfico de las imágenes SEM determinó que el patrón de fractura de los 3 instrumentos ProGlider correspondía a una falla por fatiga cíclica por flexión en lugar de fractura por torsión que debería esperarse durante la preparación del *glide path.* Esto podría atribuirse al cambio de paradigma en la evolución de los instrumentos de *glide path.* El concepto original utilizaba varios instrumentos estrechos para facilitar el avance de los instrumentos de conformación rotatorios o alternantes a lo largo de todo el conducto; sin embargo, ProGlider surgió para lograr un *glide path* con el uso de un solo instrumento que incluye un diseño cónico variable a lo largo de las espiras de corte activas (Dentsply, 2014). Con este diseño, los instrumentos de *glide path* presentan diámetros más grandes en los niveles medio y coronal con un mayor contacto entre el instrumento y las paredes del conducto y han demostrado inducir

una fuerza similar durante la preparación del *glide path* que los instrumentos de conformación (Arias A *et al.* 2016) y, por lo tanto, se espera el mismo patrón de fractura en fatiga cíclica.

Se han relacionado muchos factores con la resistencia a la fatiga de los instrumentos endodónticos, incluida la cinemática del movimiento, el tipo de aleación del metal, el tratamiento térmico y las dimensiones y el diseño del instrumento (Gao *et al*., 2018; Frick *et al.*, 2005; Versluis *et al.*, 2012; He y Ni, 2010). En cuanto a la cinemática, los movimientos reciprocantes han demostrado una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con la rotación continua (Castelló- Escribá *et al.*, 2012; Ferreira *et al.*, 2016; Pérez – Higueras *et al.*, 2013). En consecuencia, en este estudio, la tasa de fracturas también fue mayor para los instrumentos rotatorios continuos. Durante la preparación del *glide path,* los instrumentos ProGlider se fracturaron más que los instrumentos WaveOne Gold Glider coincidiendo con Pérez- Villalba *et al.* (2021). Existen otros estudios en la literatura que han obtenido resultados similares, en los que los movimientos reciprocantes durante el *glide path* conferían significativamente más resistencia a la fatiga cíclica que la rotación continua (Keskin *et al*., 2018; Kırıcı, y Kuştarcı, 2019; Serefoglu *et al.* 2018). Al mismo tiempo, en este estudio, los instrumentos PTN exhibieron una tasa de fractura más alta que WOG, coincidiendo con la literatura (Olcay *et al.*, 2019). Sin embargo, son pocos los estudios que se encuentra comparando estos dos sistemas de limas. Varghese *et al.*, (2016) comparó la tasa de fractura de PTN con WaveOne (el predecesor de WOG) y concluyó que el movimiento alternativo de WaveOne confería más resistencia a la fatiga cíclica. Además, se ha informado de la mayor resistencia a la fatiga de WOG en comparación con WaveOne (Adıgüzel *et al.* 2017), probablemente debido a la influencia de la aleación en la resistencia a la fatiga cíclica (Kaval *et al.*, 2016). Los instrumentos WOG están fabricados con una aleación Gold, que ha mostrado una mayor resistencia a la fatiga cíclica que la aleación M-Wire (Kaval *et al.*, 2016). De hecho, se ha demostrado la mayor resistencia a la fatiga cíclica tanto para movimientos reciprocantes: WOG (aleación Gold) versus WaveOne (aleación M-Wire) (Adıgüzel *et al.*, 2017), como para el movimiento rotatorio continuo: ProTaper Gold (aleación Gold) frente a PTN (aleación M-Wire) (Uygun *et al.*, 2016). Estos hallazgos sugieren, además, que el tipo de aleación tiene una influencia considerable sobre la resistencia a la fatiga cíclica y las tasas de fractura de los sistemas. En este estudio, WaveOne Gold Glider se fracturó con menos frecuencia que ProGlider. Además, Topçuoğlu *et al.* (2018), compararon los instrumentos R-pilot (aleación M-Wire) con los instrumentos WaveOne Gold Glider (aleación Gold) y también confirmó la mayor resistencia de la aleación Gold, a la fatiga cíclica. Por el contrario, Ozyurek *et al.,* (2018) encontró que R-pilot era más resistente a la fatiga cíclica que WaveOne Gold Glider.

Solo tres instrumentos (ProGlider) de 160 se fracturaron durante la preparación del *glide path,* mientras que ocho instrumentos (2 WOG y 6 instrumentos PTN) se fracturaron durante la instrumentación del conducto radicular. Aunque la tasa de instrumentos fracturados fue baja, los operadores inexpertos fueron responsables de todas las fracturas de los instrumentos durante la creación del *glide path* y la mayoría de las fracturas que ocurrieron durante la preparación del conducto radicular. La literatura indica que los instrumentos son más resistentes a la fatiga cíclica, cuando se utilizan con movimientos reciprocante que cuando se utilizan con rotación

continua (Castelló-Escrivá *et al.,* 2012; Ferreira *et al.* 2016; Keskin *et al.,* 2018; Varghese *et al.*, 2016). Además, la aleación Gold es más resistente que la aleación M-wire (Topçuoğlu *et al*., 2016; Adıgüzel y Capar, 2017; Kaval *et al.*, 2016; Uygun *et al*., 2016; Topçuoğlu, *et al.*, 2018). En combinación, estas características son útiles para operadores no expertos; pero los operadores expertos parecen no ganar tiempo o seguridad en términos de fractura de instrumentos con el uso de las últimas tecnologías. Sin embargo, el uso de nuevas tecnologías puede mejorar el desempeño de los profesionales en otras características no analizadas en el este estudio. De hecho, una de las ventajas del concepto de instrumentos únicos de movimiento alterno, es que acorta la curva de aprendizaje para los operadores no expertos (Hamid *et al.* 2018) que prefieren los movimientos reciprocantes sobre los rotatorios (Kwak *et al.,* 2016); sin embargo, cuando se encuestó a endodoncistas experimentados, el 91% seleccionó instrumentos rotatorios continuos para su práctica diaria (Logsdon *et al.,* 2020).

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

7. CONCLUSIONES

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

7.- CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio se puede concluir lo siguiente:

- En general, tanto los operadores expertos como los inexpertos realizan la preparación completa de conductos curvos de forma significativamente **más rápida y también de forma más segura**, con instrumentos de rotación alterna que continua.

- De forma específica, tanto los operadores expertos como inexpertos realizan el glide path significativamente más rápido con instrumentos de rotación alterna. Sin embargo, en la instrumentación del conducto curvo, los operadores expertos fueron igual de efectivos con rotación continua que alterna, mientras que los inexpertos, necesitaron mucho más tiempo para usar instrumentos de rotación continua.

- Por último, y de forma específica con respecto a la fractura, los operadores no expertos fracturaron significativamente más instrumentos Proglider en la fase de glide path, mientras que en manos de operadores expertos no hubo fractura de instrumentos. En la fase de instrumentación, aunque no hubo diferencias estadísticamente significativas, se rompieron menos instrumentos de rotación alterna y fracturaron menos instrumentos los operadores expertos.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

7. CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, it can be concluded that:

- In general, both expert and non-expert operators perform the complete preparation of curved canals significantly **faster and in a more safely** manner with instruments of reciprocating rotation rather than with continuous rotation ones.

- Moreover, both expert and non-expert operators perform the glide path significantly faster with reciprocating instruments. Nonetheless, in curved canal instrumentation, expert operators were just as effective with continuous rotation as they were with reciprocating rotation, while non-expert operators required much more time with continuous rotation instruments.

- Finally, non-expert operators fractured significantly more Proglider instruments in the glide path phase, while in the hands of expert operators there was no instrument fracture. Although there were no statistically significant differences, fewer reciprocating instruments were broken and expert operators fractured fewer instruments in the instrumentation phase.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

8. BIBLIOGRAFÍA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

8.- BIBLIOGRAFÍA

Adıgüzel, M. y Capar, I. D. (2017). Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large instruments. *J. Endod*, 43, 623–7.

Adorno, C.G., Yoshioka, T., y Suda, H. (2011). Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod*, 37(4), 522-5.

Ahn, S. Y., Kim, H. C., y Kim, E. (2016). Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod*, 42(7), 1009-17.

Aishwaimi, E. (2018). Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. *Int Endod J*, 51(1),112-117.

Alapati, S.B., Brantley, W.A, Iijima, M., Schricker, S.R., Nusstein, J.M., Li, U.M., y Svec, T.A. (2009). Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater*, 25, 1221-9(1).

Alapati, S.B., Brantley, W.A., Iijima, M., Clark, W.A., Kovarik, L., Buje, C., Liu, J., y Ben Johnson, W. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel- titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod*, 35(11), 1589-93(2).

Alexandrow, G.B., Chrissafis, K., Vasiliadis, L.P., Pavlidou, E., y Polychroniadis, E.K. (2006). SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*, 32(7), 675-9.

Al-Hadlaq, S.M.S., Aljarbou, F.A., y AlThumairy, R.I. (2010) Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 36, 305-7.

Aminsobhani , M., Meraji , N., Khoshdel , A., y Ghorbanzadeh, A. (2017).The Effect of Root Canal Preparation Using Single Versus Multiple Endodontic Rotary Files on Post-operative Pain, a Randomised Clinical Trial. *Eur Endod J*, 22, 2(1):1-5.

Aminsobhani, M., Meraji, N., y Sadri, E. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of five Nickel Titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *J Dent (Tehran)*, 12(9), 636-46.

Anderson, M.E., Price, J.W., y Parashos, P. (2007). Fracture resistance of eletropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33(10), 1212-6.

Andreasen, G., Heilman, H., y Krell, D. (1985). Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temperature. *Angle Orthod.* 55(2), 120-6.

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Andreasen, G.F., y Morrow, R.E. (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *A J Orthod.* 73(2), 142-51.

Arbab-Chirani, R., Chevalier, V., Arbab-Chirani, S., y Calloch, S. (2011). Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,* 111(1), 115-21.

Arens, F.C., Hoen, M.M., Steiman, H.R., y Dietz, G.C. (2003). Evaluation of single use rotary nickel titanium instruments. *J Endod*. 29:664-666.

Arias, A., Perez-Higueras, J.J., y de la Macorra, J.C. (2014). Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J,* 47:257-63.

Arias, A., Singh, R., y Peters, O. A. (2016). Differences in torsional performance of single- and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology*. 104, 192–8.

Arias, A., Singh, R., y Peters, O.A. (2014). Torque and force induced by Pro-Taper universal and ProTaper next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *J Endod*, 40:973-6.

Bao, P., Shen, Y., Lin, J., y Haapasalo, M. (2017). In Vitro Efficacy of XP-endo Finisher with 2 Different Protocols on Biofilm Removal from Apical Root Canals. *J Endod*, 43(2), 321-325.

Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., y Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod,* 29, 15–9.

Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., y Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*, 30(4), 228-230.

Best, S., Watson, P., Pilliar, R., Kulkarni, G.G., y Yared, G. (2004). Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 ProFile rotary instrument. *Int Endod J*. 37(6), 370-3.

Bhagabati, N., Yadav, S., y Talwar, S. (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38,515-8.

Bird, D.C., Chambers, D., y Peters, O.A. (2009). Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod*, 35(9), 1193-7.

Braga, L.C., Faria Silva, A.C., Buono, V.T., y de Azevedo Bahia, M.G. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 40(9), 1494-7.

Brantley, W.A., Svec, T.A., Iijima, M., Powers, J.M., y Grentzer, T.H. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28(8), 567-72.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Bryant, S.T., Thompson, S.A., al-Omari, M.A., y Dummer, P.M. (1998). Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J*. 31(4), 282-9.

Buehler, W., Gilfrich, J., y Weiley, K. (1963). Superelasticity in TiNi alloy. *J Appl Phys*, 34, 1467-9.

Bürklein, S., y Schäfer, E. (2012). Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*, 38(6), 850-2.

Calberson, F. L., Deroose, C.A., Hommez, G. M., y De Moor, R. J. (2004). Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int. Endod. J*, 37, 613–23.

Camps, J.J., Pertot, W.J., y Levallois, B. (1995). Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. *Endod Dent Traumatol*, 11, 270–3.

Çapar, I. D., y Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 49(2), 119-35.

Cassimiro, M., Romeiro, K., Gominho, L., de Almeida, A., Silva, L., y Albuquerque, D. (2018). Effects of Reciproc, ProTaper Next and WaveOne Gold on root canal walls: a stereomicroscope analysis. *Iran. Endod. J*, 13, 228–33.

Castelló-Escrivá, R., Alegre-Domingo, T., Faus-Matoses, V., Román-Richon, S., Faus-Llácer, V. J. (2012). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J. Endod*, 38, 1521–4.

Caviedes-Bucheli, J., Castellanos, F., Vasquez, N., Ulate, E., y Munoz, H.R. (2016). The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *Int Endod J*, 49(3), 255-70.

Cheung, G. S. P., Shen, Y., y Darvell, B.W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*, 33, 1217-21.

Cheung, G. S., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., y Darvell, B.W. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, 38(11), 802-9.

Civjan, S. H. E., y DeSimon, L.B. (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*, 54(1), 89-96.

Cohen, S., y Hargreaves, K.M. (2011). *Vías de la pulpa* (233-235). Elsevier.

Coltene, (2016). *Hyflex EDM. Next generation, one file niti system.* Visitado en mayo 2020 en: https://global.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf

Conceição, I., Ferreira, I., Braga, A. C., y Pina-Vaz, I. (2020). Simulated root canals preparation time, comparing ProTaper Next and WaveOne Gold systems, performed by an undergraduate student. *J Clin Exp Dent*, 12(8), e730-e735.

Craveiro de Melo, M.C., de Azevedo Bahia, M.G., y Lopes Buono, V.T. (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod,* 28, 765-9.

D'Amario, M., Baldi, M., Petricca, R., De Angelis, F., El Abed, R., y D'Arcangelo, C. (2013). Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *J Endod,* 39, 1581–4.

Daneshmand, S., Kahrizi, E.F., Abedi, E., y Abdolhosseini, M.M. (2013). Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int J Electroch Sci*, 8, 3095–104.

De Vasconcelos, R.A., Murphy, S., Carvalho, C.A., Govindjee, R.G., Govindjee, S., y Peters, O.A. (2016). Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* 42, 782-7.

De-Deus, G., Cavalcante, D. M., Belladonna, F. G., Carvalhal, J., Souza, E. M., Lopes, R. T., Versiani, M. A., Silva, E. J. N. L., y Dummer, P. M. H. (2019). Root dentinal microcracks: a post-extraction experimental phenomenon? *Int Endod J,* 52(6), 857-865.

De-Deus, G., Moreira, E. J., Lopes, H. P., y Elias, C.N. (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J,* 43(12), 1063-8.

De-Deus, G., Neves, A., Silva, E. J., Mendonça, T. A., Lourenço, C., Calixto, C. (2015). Apically extruded dentin debris by reciprocating single-file and multi-file rotary system. *Clin Oral Investig.* 19, 357–61.

De-Deus, G., Silva, E.J., Vieira, V.T., Belladonna, F.G., Elias, C.N., Plotino, G., y Grande, N.M. (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod.* 43, 462-6.

Dentsply. (2012). *Protaper Next. A shift up in perfomance.* Visitado en abril 2020 en: https://assets.dentsplysirona.com/master/regions-countries/north-america/product-procedure-brand/endodontics/brands/protaper-next/end-brochure-protaper-next-rotary-files.pdf

Dentsply. (2014). *One path. One file. Simplified. ProGlider.* Visitado en marzo de 2020 en: https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/regions-countries/north-america/product-procedure-brand/endodontics/product-categories/files-motors-lubricants/glide-path-files/proglider/documents/END-Brochure-ProGlider-Rotary-Glide-Path-Files-EN.pdf

Dentsply. (2015). *WaveOne Gold*. Surf the canal with confidence. Visitado en abril de 2020 en: https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/en_GB/Endodontics/Obturation/P

aper_Points/WaveOne_Gold_Absorbent_Points/WaveOne%20GOLD%20Brochure%202015.pdf

Dentsply. (2017). *Waveone Gold Glider. Surf the canal with confidence.* Visitado en marzo 2020en:https://assets.dentsplysirona.com/dentsply/pim/manufacturer/Endodontics/Glide_Path__Shaping/Rotary__Reciprocating_Files/Glide_Path/WaveOne_Gold_Glider_Files/WaveOne%20Gold%20Glider_Sales%20Flyer_EN.pdf

Deplazes, P., Peters, O., y Barbakow, F. (2001). Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod*, 27,196-202.

Elnaghy, A.M., y Elsaka, S.E. (2016). Mechanical properties of ProTaper Gold nickeltitanium rotary instruments. *Int Endod J*, 49,1073-8.

Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., y Zaccaro Scelza, M. (2016). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J*, 50, 143–52.

Fidler, A. (2014). Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *J Endod*, 40(7), 990-4.

Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L., Marchionni, S., Breschi, L., Malagnino, V. A., y Patri, C. (2004) SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 37(12), 832-9.

Frick, C. P., Ortega, A. M., Tyber, J., Maksound, A. E. M., Maier, H. J., Liu, Y., y Gall, K. (2005) Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys, *Mater. Sci. Eng.* A405, 34–49.

Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high torque endodontic motors. *J Endod*, 27,772-774.

Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., y Testarelli, L. (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 105(6), 798-800.

Gambarini, G., Grande, N.M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., y Testarelli, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*, 34, 1003-5.

Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N. M., AL-Sudani, D., De Luca, M., y Testarelli, L. (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*, 44(4), 337-41.

Gambarini, G., Plotino, G., Sannino, G., Grande, N. M., Giansiracusa, A., Piasecki, L., da Silva Neto, U.X., Al-Sudani, D., Testarelli, L. (2015) Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology*, 103, 56-60.

Gambarini, G., Rubini, A.G., Al Sudani, D., Gergi, R., Culla, A., De Angelis, F., Di Carlo, S., Pompa, G., Osta, N., y Testarelli, L. (2012). Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 38(10), 1408-11.

Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., y Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J. Endod*, 38, 398–401.

Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., y Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 36, 1205-9.

Gavini, G., Pessoa, O. F, Barletta, F. B., Vasconcellos, M. A., y Caldeira, C. L. (2010). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod*, 36(7), 1183-6.

Giuliani, V., Di Nasso, L., Pace, R., y Pagavino, G. (2014). Shaping ability of waveone primary reciprocating files and ProTaper system used in continuous and reciprocating motion. *J Endod*, 40(9), 1468-71.

Glossen, C. R., Haller, R. H., Dove, S. B., y del Rio, C. E. (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*, 21(3), 146-51.

Gomes, M. S., Vieira, R. M., Böttcher, D. E., Plotino, G., Celeste, R. K., y Rossi-Fedele, G. (2021). Clinical fracture incidence of rotary and reciprocating NiTi files: A systematic review and meta-regression. *Aust Endod J*, 47(2), 372-385.

Gomi, F. G. y Gagliani, M. M. (2004). The outcome of endodontic retratment: A 2-yr follow-up. *J Endod*, 30, 1-4.

Goo, H. J., Kwak, S. W., Ha, J. H., Pedullà, E., y Kim, H. C. (2017). Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 43(11), 872-1877.

Grande, N. M., Plotino, G., Silla, E., Pedullá, E., De-Deus, G., Gambarini, G., y Somma, F. (2017). Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickeltitanium rotary files. *J Endod.* 43, 1157-60.

Grande, N.M., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V.A., y Somma, F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *Int Endod J*, 39(10), 755-63.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Gundogar, M., y Ozyurek, T. (2017). Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *J Endod,* 43, 1192-6.

Gutmann, J.L., y Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickeltitanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*, 45(2), 113-28.

Ha, J. H., y Park, S. S. (2012). Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restor Dent Endod*, 37(4), 215-9.

Hamid, H. R., Gluskin, A. H., Peters, O. A., y Peters, C. I. (2018). Rotary versus reciprocation root canal preparation: initial clinical quality assessment in a novice clinician cohort, *J. Endod.* 44, 1257–62.

He, R., y Ni, J. (2010). Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to V-Taper file designs. *J. Endod*, 36, 1552–7.

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

Higuera, O., Plotino, G., Tocci, L., Carrillo, G., Gambarini, G., y Jaramillo, D. E. (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod*, 41(6), 913-5.

Hilfer, P. B., Bergeron, B. E., Mayerchak, M.J., Roberts, H. W., y Jeansonne, B. G. (2011). Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod*, 37(1), 72-4.

Hou, X., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., y Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 44(3), 253-8.

Hulsmann, M., Peters, O. A., y Dummer, P. M. H. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, technique and means. *Endod Top*, 2005. 10, 30-76

Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Gandolfi, M.G., Giorgini, L., Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*, 50(3):303-313.

Iqbal, M. K., Kohli, M.R., y Kim, J.S. (2006) A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*, 32(11), 1048-52

Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., y Namerow, K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 NiTiNOL on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, 34, 1406-9.

Kansal, R., Rajput, A., Talwar, S., Roongta, R., y Verma, M. (2014). Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod*, 40(9), 1443-6.

Karataş, E., Arslan, H., Alsancak, M., Kırıcı, D. Ö., y Ersoy, İ. (2015). Incidence of Dentinal Cracks after Root Canal Preparation with Twisted File Adaptive Instruments Using Different Kinematics. *J Endod*, 41(7), 1130-3.

Karataş, E., Arslan, H., Büker, M., Seçkin, F., y Çapar, I. D. (2016). Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 49(4), 361-4.

Kaval, M. E., Capar, I. D., y Ertas, H. (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod*, 42, 1840-3.

Keskin, C., İnan, U., Demiral, M., y Keleş A. (2018). Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clin. Oral. Investig.* 22, 3007–12.

Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., y Keles, A. (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod*, 43(8), 1360-1363.

Kiefner, P., Ban, M., y De-Deus, G. (2014). Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J*, 47(5), 430-6.

Kim, H. C., Kwak, S. W., Cheung, G. S., Ko, D. H., Chung, S. M., y Lee, W. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*, 38(4), 541-4.

Kim, H. C., Yum, J., Hur, B., y Cheung, G. S. (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 36, 147-52.

Kim, J. Y., Cheung, G. S., Park, S. H., Ko, D. C., Kim, J. W., y Kim, H.C. (2012). Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod*, 38, 527-30.

Kirchhoff, A. L., Fariniuk, L. F., y Mello, I. (2015). Apical extrusion of debris in flat-oval root canals after using different instrumentation systems. *J Endod*, 41(2), 237-41.

Kırıcı, D., y Kuştarcı, A. (2019). Cyclic fatigue resistance of the WaveOne Gold Glider, ProGlider, and the One G glide path instruments in double-curvature canals. *Restor Dent Endod*, 9;44(4), e36.

Knowles, K. I., Ibarrola, J. L., y Christiansen, R. K. (1996). Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *Int Endod J,* 29(2), 113-7.

Kramkowski, T. R., y 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. *J Endod,* 35(3), 404-7.

Krupp, J. D., Brantley, W. A., y Gerstein, H. (1984). An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *J Endod,* 10(8), 372-80.

Kuhn, G., Tavernier, B., y Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instrument failure. *J Endod*, 27, 516-520

Kuhn, G., y Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod,* 28, 716-20.

Kwak, S. W., Cheung, G. S., Ha, J. H., Kim, S., Lee, K. H., y Kim, H. C. (2016). Preference of undergraduate students after first experience on nickel-titanium endodontic instruments. *Restor. Dent. Endod.* 41, 176–81.

Larsen, C. M., Watanabe, I., Glickman, G. N., y He, J. (2009). Cyclic fatigue análisis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod,* 35(3), 401-3.

Lee, D. H., Park, B., Saxena, A., Serene, T. P. (1996). Enhanced Surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod,* 22(10), 543-6.

Letters, S., Smith, A. J., McHugh, S., y Baggs, J. (2005). A study of visual and blood contamination on reprocessed endodotnic files from general dental practice. *Br Dent J,* 199, 522-525.

Li, X. F., Zheng, P., Xu, L., y Su, Q. (2015). The influence of autoclave sterilization on surface characteristics and cyclic fatigue resistance of 3 nickel-titanium rotary instruments. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 24, 690-5.

Linsuwanont, P., Parashos, P., y Messer, H.H. (2004). Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J,* 37, 19-28.

Logsdon, J., Dunlap, C., Arias, A., Scott, R., y Peters, R. O. A. (2020). Current Trends in Use and Reuse of Nickel-Titanium Engine-driven Instruments: A Survey of Endodontists in the United States, *J. Endod.* 46, 391–6.

Mandel, E., Adib-Yazadi, M., Benhamou, L.M., Lachkar, T., Mesgouez, C., y Sobel, M. (1999). Rotary NiTi Profile systems for preparing curved canals in resin blocks:influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J,* 32, 436-443.

Marceliano-Alves, M. F. V., Sousa-Neto, M. D., Fidel, S. R.,Steier , L., Robinson , J. P., Pécora , J. D., y Versiani, M. A. (2015). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J*, 48(12), 1129-36.

Marshall, F., y Pappin J. (1980). A Crown-Down Pressureless Preparation Root Canal Enlargement. *Technique manual.* Oregon Health & Sciences University.

Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S., y Rodriguez, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 36, 262-266.

McSpadden JT. (2007). Mastering the concepts. En: McSpadden JT. *Mastering Canal instrumentation*. Arbor Books.

Mesgouez, C., Rilliard, F., Matossian, L., Nassiri, K., y Mandel, E. (2003). Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J*, 36(3), 161-5.

Muñoz, E., Forner, L., y Llena, C. (2014). Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titaniumsingle-file reciprocating motion system. *J Endod*, 40(4), 547-50.

Nguyen, H. H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N. M., Johnson, J. D., y Peters, O.A. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod*, 40, 1190-3.

Novák, P., Moravec, H., Salvetr, P., Průša, F., Drahokoupil, J., Kopeček, K., Karlík, M., y Kubatík, T. (2015) Preparation of nitinol by non-conventional powder metallurgy techniques. *Mater Sci Technol*, 31, 1886-1893.

Oh, S. R., Chang, S. W., Lee, Y., Gu, Y., Son, W. J., Lee, W., Baek, S. H., Bae, K. S., Choi, G. W., Lim, S. M. y Kum, K. Y. (2010). A comparison of nickeltitanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 109, 622-8.

Olcay, K., Eyuboglu, T. F., y Erkan, E. (2019). Cyclic fatigue resistance of waveone gold, protaper next and 2shape nickel titanium rotary instruments using a reliable method for measuring temperatura. *Niger J Clin Pract*, 22(10), 1335-1340.

Otsuka, K., y Ren, X. (2005). Physical metallurgy of Ti-Ni-Based shape memory alloys. *Prog Mater Sci*, 50(5), 511-678

Ozyurek, T. (2016). Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod*, 42, 1536-9.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Paleker, F., y van der Vyver, P. J. (2016). Comparison of canal transportation and centering ability of K-files, ProGlider File, and G-Files: a micro-computed tomography study of curved root canals. *J Endod*, 42, 1105–9.

Parashos, P., y Messer, H. H. (2004). Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J*, 37(4), 249-59.

Parashos, P., y Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 32, 1031-43.

Park, H. (2001). A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,* 91, 715-718.

Pasqualini, D., Alovisi, M., Cemenasco, A., Mancini, L., Paolino, D. S., Bianchi, C. C., Roggia, A., Scotti, N., y Berutti, B. (2015). Micro-computed tomography evaluation of ProTaper Next and BioRace shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *J Endod,* 41, 1706-10.

Pasqualini, D., Bianchi, C. C., Paolino, D. S. Mancini, L., Cemenasco, A., Cantatore, G., Casrellucci, A., y Berutti, E. (2012) Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *J Endod,* 38, 389–93.

Patiño, P. V., Biedma, B. M., Liébana, C. R., Cantatore, G., y Bahillo, J. G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod,* 31, 114-6.

Patterson, S. S. (1963). In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol.* 16, 83–103.

Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., y Rapisarda, E. (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 39(2), 258-61.

Pereira, E. S., Gomes, R. O., Leroy, A. M., Singh, R., Peters, O. A., Bahia, M. G., y Buono, V. T. (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater*, 29(12), 318-24.

Pereira, E. S., Pexoto, I. F., Viana, A. C., Oliveira, I. I., Gonzalez, B. M., Buono, V. T., y Bahia, M. G. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 45(5), 469-74.

Pérez Higueras, J. J. (2017). *Análisis de los factores que influyen en la resistencia de los instrumentos de Níquel-Titanio a la fatiga cíclica flexural* [Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid]. E-prints. https://eprints.ucm.es/id/eprint/44203/1/T39069.pdf

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Perez-Higueras, J. J., Arias, A., de la Macorra, J. C., y Peters, O. A. (2014). Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*, 40, 1477-81.

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

Perez-Villalba, D., Macorra, J. C., Perez-Higueras, J. J., Peters, O. A., y Arias, A. (2021). Body temperature fatigue behaviour of reciprocating and rotary glide path instruments in sodium hypochlorite solutions alone or combined with etidronate. *Aust Endod J*, Mar 15.

Peters, O. A., Gluskin, A. K., Weiss, R. A., y Han, J. T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 45(11), 1027-34.

Peters, O. A., Morgental, R. D., Schulze, K. A., Paque, F., Kopper, P. M., y Vier-Pelisser, F. V. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*, 47, 505-13.

Pettiette, M. T., Delano, E. O., y Trope, M. (2001).Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod*, 27(2), 124-7.

Pirani, C., Cirulli, P. P., Chersoni, S., Micele, L., Ruggeri, O., y Prati, C. (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37(7), 1013-6.

Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Gandolfi, M. G., y Prati, C. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 49:483-93.

Plotino, G., Al-Sudani, D., Pulino, S., Grande, N. M., Marcoli, P. A., Pizzi, S., Testarelli L, y Gambarini, G. (2012). Cyclic fatigue resistance of Mtwo NiTi rotary instruments used by experienced and novice operators--an in vivo and in vitro study. *Med Sci Monit*, 18(6), MT41-5.

Plotino, G., Costanzo, A., Grande, N. M., Petrovic, R., Testarelli, L., y Gambarini, G. (2012). Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38, 222-5.

Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., y Gambarini, G. (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 35(11), 1469-76.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., y Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 40(9), 1451-3

Plotino, G., Grande, N. M., Mercade Bellido, M., Testarelli, L., y Gambarini, G. (2017). Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod*, 43, 200-2.

Plotino, G., Testarelli, L., Al-Sudani, D., Pongione, G., Grande, N. M., y Gambarini, G. (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102, 31-5.

Pongione, G., Pompa, G., Milana, V., Di Carlo, S., Giansiracusa, A., Nicolini, E., y De Angelis, F. (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol*, 3 (3-4), 119-22.

Pop, I., Manoharan, A., Zanini, F., Tromba, G., Patel, S., y Foschi, F. (2015). Synchrotron light-based μCT to analyse the presence of dentinal microcracks post-rotary and reciprocating NiTi instrumentation. *Clin Oral Investig*, 19(1), 11-6.

Pruett, J. P., Clement, D. J., y Carnes, D. L. Jr. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23(2), 77-85.

Roane, J. B., Sabala, C. L., y Duncanson, M.G. Jr. (1985). The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*, 11(5), 203-11.

Rodrigues, R. C. V., Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T. L., y de Martin, A. S. (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod*, 37, 1553-7.

Ruddle CJ. (2001). The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dent today*, 20(11), 58-64, 6-8.

Ruddle , C. J., Machtou, P., y West, J.D. (2013). The shaping movement: fifth-generation technology. *Dent Today*, 32(4), 94, 96-9.

Saberi, E, Zahedani, S., S., Ebrahimipour, S. (2017). Apical Extrusion of Intracanal Bacteria with Single File and Multifile Rotary Instrumentation Systems. *J Int Soc Prev Community Dent*, 7(5), 292-296.

Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., y Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26(3), 161-5.

Schader, C., y Peters, O. A. (2005). Analysis of torque and forcé with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod*, 31, 120-123.

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Schafer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 13(2), 51-64.

Schafer, E., y Florek, H. (2003). Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 36(3), 199-207.

Schneider, S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol*, 32(2), 271-5.

Serefoglu, B., Kaval , M. E., Kurt, S. M. , y Çalişkan, M. K. (2018). Cyclic Fatigue Resistance of Novel Glide Path Instruments with Different Alloy Properties and Kinematics. *J Endod*, 44(9), 1422-1424.

Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, Zheng YF, Haapasalo M. (2015). ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. *J Endod*, 41(6), 937-42.

Shen, Y., Haapasalo, M., Chueng, G. S., y Peng, B. (2009). Defects in nickel titanium instruments after clinical use. Part 1: relationship between observed imperfections and factors leading tos uch defects in a cohort study. *J Endod*, 35, 129-132.

Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., y Haapasalo, M. (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. Journal of endodontics. 38(3):376-80.

Shen, Y., Zhou, H. M., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y. F., y Haapasalo, M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* 39(7), 919-23.

Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Campbell, L., Peng, B., y Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37, 1566-71.

Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Peng, B., y Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, 39(2), 163-72.

Short, J. A., Morgan, L. A., y Baumgartner, J. C. (1997). A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*, 23(8), 503-7.

Siqueira, J.F. Jr. (2003). Microbial causes of endodontic flare-ups. *Int Endod J*, 36(7), 453-63.

Siqueira, Jr. J. F., Rocas, I. N., Favieri, A., y Lima, K. C. (2000). Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium hypochlorite. *J Endod*, 26, 331-4.

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Soares, R. G., Lopes, H. P., Elias, C. N., Viera, M. V. B., Vieira, V. T. L., de Paula, C. B., y Alves, F. R. F. (2017). Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional Mwire R pase and controlled memory nickel titanium alloys. *ENDO-Endodontic Pratice Today*, 11, 271-7

Stern, S., Patel, S., Foschi, F., Sherriff, M., y Mannocci, F. (2012). Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (μCT). *Int Endod J*, 45(6), 514-23.

Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M., y Gabarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*, 37, 1293-5.

Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33(4), 297-310.

Tinoco, J. M., De-Deus, G., Tinoco, E., M., B., Saavedra, F., Fidel, R., A., S., Sassone, L., M. (2014). Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. *Int Endod J*, 47(6), 560-6.

Tokita, D., Ebihara, A., Miyara, K., y Okiji, T. (2017). Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging. *J Endod,* 43(8), 1337-1342.

Topçuoğlu, H. S., Düzgün, S., Akpek, F., Topçuoğlu, G. y Aktı, A. (2016). Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single-file systems in curved canals. *Int. Endod. J*, 49, 599–603.

Topçuoğlu, H. S., Düzgün, S., Aktı, A., y Topçuoğlu, G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J*, 50(7), 713-717.

Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Kafdağ, Ö., y Arslan, H. (2018). Cyclic fatigue resistance of new reciprocating glide path files in 45- and 60-degree curved canals. *Int. Endod. J*. 51, 1053–8.

Tripi, T. R., Bonaccorso, A., y Condorelli, G. G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102(4), e106-14.

Trope, M., Serota,K., y Debelian, G. Three-dimensional instrumentation — reaching the next level in endodontics. *Endodontic Practice US,* https://endopracticeus.com/three-dimensional-instrumentation-reaching-next-level-endodontics/

Turpin, J. L., Chagneau, F., y Vulcain, J. M. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, 26, 414-7.

Uygun, A. D., Kol, E., Topcu, M. K. C., Seckin, F., Ersoy, I., y Tanriver, M. (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int. Endod. J.* 49, 494–9.

Vadhana, S., Saravana Karthikeyan, B., Nandini, S., y Velmurugan, N. (2014). Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *J Endod.* 40(7), 995-9.

Valois, C. R., Silva, L. P., y Azevedo, R. B. (2005). Atomic forcé microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod*, 31, 882-885.

Varela-Patiño P1, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. J Endod. 2010 Jan;36(1):157-9.

Varghese, N. O., Pillai, R., Sujathen, U. N., Sainudeen, S., Antony, A., y Paul, S. (2016). Resistance to torsional failure and cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, WaveOne, and Mtwo files in continuous and reciprocating motion: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 19(3), 225-30.

VDW. (2016). *Reciproc Blue. A great file. Even better.* Visitado en marzo 2020 en: https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Reziproke-Aufbereitung/RECIPROC-blue/VDW-Dental-RECIPROCblue-User-Brochure-EN.pdf

Versluis, A.; Kim, H. C.; Lee, W.; Kim, B. M.; Lee, C. J. Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J. Endod.* **2012**, 38, 1399–403.

Walia, H. M., Brantley, W. A.,y Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7), 346-51.

Wolcott, S., Wolcott, J., Ishley, D., Kennedy, W., Johnson, S., Minnich, S., y Meyers, J. (2006). Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod* 32,1139-1141

Wolle, C. F., Vasconcellos, M. A., Hinrichs, R., Becker, A. N., y Barletta, F. B. (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 35(11), 1558-62.

Xu, X., Eng, M., Zheng, Y., y Eng, D. (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 32, 372–5

USC DE COMPOSTELA

Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., y Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickeltitanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 42, 621-6.

Yang, Y., Shen, Y., Wang, Z., Huang, X., Maezono, H., Ma, J., Cao, Y., y Haapasalo, M. (2016). Evaluation of the Susceptibility of Multispecies Biofilms in Dentinal Tubules to Disinfecting Solutions. *J Endod,* 42(8), 1246-50.

Yared G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J,* 41(4), 339-44.

Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., Machtou, P., y Kulkarni. G. K. (2002). Influence of rotational speed, torque andoperator proficiency on filure of grater taper files. *Int Endod J*, 35, 712.

Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., y Machtou, P. (2001). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J*, 34(1), 47-53.

Yared, G. M., Bou Gagher, F., y Machtou, P. (2000). Cyclic fatigue of Profile rotary instrument after clinical use. *Int Endod J,* 33, 204-207.

Yared, G. M., y Kulkarni, G. K. (2002). Failure of Profile NiTi instruments used by an inexperienced operator under Access limitations. *Int Endod J* 35, 536-541.

You, S. Y., Bae, K. S., Baek, S. H., Kum, K. Y., Shon, W. J., y Lee, W. (2010). Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod,* 36(12):¡, 1991-4.

Young, G. R., Parashos, P., y Messer, H. H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J,* 52, S52-63.

Zelada, G., Varela, P., Martin, B., Bahillo, J.G., Magán, F., y Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canal son the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28, 540-542.

Zhao, D., Shen, Y., Peng, B., y Haapasalo, M. (2013). Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod*, 39(3), 385-8.

Zhao, D., Shen, Y., Peng, B., y Haapasalo, M. (2015). Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 49, 990-5.

Zhou, H. M., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. F., y Haapasalo, M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 38(11), 1535-40.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., y Papadimitriou, G. D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, 843-7.

Zinelis, S., Eliades, T., y Eliades, G. (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, 43,125-34.

Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., y Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J*, 51(10), 1088-1103.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

9. ANEXOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

9.-ANEXOS

Anexo 1.- Informe del comité de ética.

VICERREITORÍA DE INVESTIGACIÓN
E INNOVACIÓN
Oficina de Investigación e Tecnoloxía
Servizo de Convocatorias e Recursos Humanos de I+S
Edificio CACTUS – Campus Vida
15782 Santiago de Compostela
Tel.: 981 547 040 - Fax 981 547 077
Correo electrónico: oitinfo@usc.es
http://imaisd.usc.es

JOSÉ MANUEL CIFUENTES MARTÍNEZ, PRESIDENTE DO COMITÉ DE BIOÉTICA DA UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA,

INFORMA:

Que o proxecto de investigación: con rexistro **USC-09/2020** titulado **"Influencia da experiencia do operador na realización de glide path e na instrumentación de condutos curvos con movemento continuo e alterno",** do que é investigadora responsable D. **Benjamín José Martín de Biedma,** ten sido examinado por o Comité de Bioética desta Universidade, cumprindo o seu protocolo experimental os requisitos éticos esixidos.

Este documento non exime da obtención de permisos ou autorizacións e do cumprimento de outras normativas de aplicación.

Lugo, 06 de xullo de 2020.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Anexo 2.- Publicación derivada de esta tesis:

Título: Influence of operator expertise on glide path and root canal preparation of curved root canals with rotary and reciprocating motions

Autores: Ana Belén Dablanca-Blanco[1], Ana Arias[2], María José Ginzo-Villamayor[3], María Consuelo Pérez [4], Pablo Castelo-Baz[1], Benjamín Martín-Biedma [1]

Filiación: [1] Unidad de Patología y Terapeutica Dental II, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Santiago de Compostela, España; [2]Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis, Facultad de Odontología, Universidad Complutense, Madrid, España; [3]Departamento de Estadística, Análisis Matemático y Optimización, Universidad de Santiago de Compostela, España; [4] ENCOMAT, CINTECX, Universidad de Vigo, España.

Revista: Australian Endodontic Journal.
Factor de impacto: 1.659. Categoría: Q 4. ISSN: 1747-4477. Editorial: Wiley Online Library

Fecha de publicación: 26/10/2021

PMID: 34699669

DOI: 10.1111/aej.12585

Contribución de los autores: Conceptualización: AB D-B; P C-B; B M-B; metodología: AB D-B; A A; M C P; P C-B; B M-B; validación: P C-B y B M-B; análisis: A A y M J G-V; investigación AB D-B; recolección de datos: AB D-B, A A; P C-B; redacción, borrador original: AB D-B; redacción, revisión y edición: A A; P C-B; B M-B; visualización: A A; P C-B; B M-B; supervisión: B M-B.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Anexo 3.- Autorización da CAPD para a estancia internacional.

D. Andrés Blanco Carrión, Secretario da Comisión Académica do Programa de Doutoramento en Ciencias Odontolóxicas da Universidade de Santiago de Compostela,

CERTIFICA:

Que a Comisión Académica do Programa de Doutoramento arriba indicado, na súa reunión con data 25 de maio de 2021, acordou informar favorablemente e autorizar a dona Ana Belén Dablanca Blanco á realización dunha estadía de formación investigadora na Facultade de Medicina da Universidade de Coimbra de 3 meses de duración (xuño, xullo e setembro de 2021) baixo a supervisión do Dr. João Carlos Tomás Campo, contando coa autorización dos seus directores de tese a Dr. Benjamín J. Martín Biedma e Dr. Pablo Castelo Baz.

O que asino en Santiago de Compostela, a vintecinco de maio de dous mil vinte e un.

Vº e Pr.

O coordinador do Programa

Firmado por BLANCO CARRION ANDRES - 33253776P el día 25/05/2021 con un certificado emitido

Asdo. Andrés Blanco Carrión

MARTIN BIEDMA BENJAMIN JOSE - 76517439G

Firmado digitalmente por MARTIN BIEDMA BENJAMIN JOSE - 76517439G
Fecha: 2021.05.25 13:55:35 +02'00'

Asdo.: Benjamín Martín Biedma

Anexo 4.- Certificado da estancia.

1 2 9 0 UNIVERSIDADE D COIMBRA

A los efectos y finalidades que se estimen convenientes, le informamos que la estudiante del Programa de Doctorado en Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela Ana Belén Dablanca Blanco realizó una estancia de investigacíon en el laboratorio de ensayos biomecánicos del Máster Integrado de Odontología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Coimbra (FMUC), integrada en la actividad del área de "Oral Biomechanics" del "Center for Innovation and Research on Oral Sciences" (CIROS) de la FMUC en los meses de junio, julio y septiembre de 2021, cuyo contenido se adjunta (Anexo 1).

Con los mejores saludos institucionales y personales.

Coimbra, 6 de octubre de 2021

João Carlos Tomás Ramos
Diretor do laboratório de ensaios biomecânicos da FMUC
Coordenador da área "Oral Biomechanics" do CIROS
Diretor do Instituto de Dentisteria Operatória do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da FMUC

Conteúdos programáticos da estância

1. Tipos de ensaios biomecânicos em Medicina Dentária;
2. Preparação de amostras para ensaios biomecânicos;
3. Diferentes tipos de testes de adesão;
4. Realização de ensaios biomecânicos de adesão por técnica de push-out;
5. Avaliação de padrões de fratura por microscopia ótica;
6. Preparação de amostras histológicas por técnicas de desmineralização;
7. Preparação de amostras histológicas por técnica de "tecidos duros" não desmineralizados;
8. Técnica de preparação de amostras para observação por microscopia eletrónica de varrimento;
9. Observação de amostras de biomateriais e tecidos dentários por microscopia eletrónica de varrimento por emissão de campo;
10. Elaboração, discussão de um protocolo experimental e escrita de trabalho científico.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA