

**Universidad CEU Cardenal Herrera**

**Departamento de Odontología**



# Desgaste y fractura de las limas mecanizadas de Níquel-Titanio

Tesis Doctoral  
Presentada por:  
Arlinda Luzi Luzi  
Dirigida por:  
Salvatore Sauro

Valencia  
2017



A mi hija Silvia, a mi marido Carlos y a mis padres





## **Agradecimientos**

Gracias a mi tutor Salvatore Sauro por su apoyo incondicional y por no dejar de creer nunca en mí.

A mis mentores, a los que hicieron que amara con todas mis fuerzas a la Endodoncia.

Gracias Dr. Miñana y Amelia.

A Leopoldo, el que me hizo amar a la investigación y a la enseñanza. Sin tu ayuda hoy no hubiera podido presentar este trabajo.

A mis compañeros de Patología y Terapéutica Dental Pablo, Carla, Victoria, Laura, Sofía, Mar, Eli, Inés, Lourdes, Raquel, María. Gracias por todo, en especial a mi compi de batalla Pablo.

A todos los alumnos del Grado en Odontología y del Máster en Endodoncia de la Universidad CEU Cardenal Herrera por enseñarme muchísimas cosas. Gracias a cada uno de vosotros intento cada día mejorar en mi profesión.

A Raquel González y a Mar Jovani por animarme siempre y estar siempre a mi lado.

Y por encima de todo, y con todo mi amor, gracias a los míos por estar siempre a mi lado y apoyarme en todas mis locuras. Gracias Silvia, gracias Carlos, gracias mama, gracias papa, gracias Ana y Rafa, gracias hermano.



En el pensamiento científico siempre están presentes elementos de poesía. La ciencia y la música actual exigen de un proceso de pensamiento homogéneo. Los conceptos y principios fundamentales de la ciencia son invenciones libres del espíritu humano.

Albert Einstein



# Índice

## 1. Introducción

- 1.1 Limpieza y preparación del sistema de conductos radiculares. 13
- 1.2 Finalidad de la Tesis Doctoral. 15

## 2. Antecedentes

- 2.1 Breve recuerdo histórico. 17
- 2.2 Estandarización de las limas rotatorias NiTi. 21
- 2.3 Fabricación del Níquel-Titanio. 22
- 2.4 Sistemas rotatorios de NiTi. 25
- 2.5 Motores eléctricos. 38
- 2.6 Limpieza y remodelado del conducto radicular (Objetivos). 39

## 3. Revisión de la Literatura.

- 3.1 Comparación entre las limas de acero inoxidable y las limas rotatorias de NiTi. 41
- 3.2 Fractura de las limas rotatorias de NiTi. 44
  - 3.2.1 Teorías que explican la ruptura de los instrumentos Rotatorios y tipos de fracturas. 44
  - 3.2.2 Factores que influyen en la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi. 45
    - 3.2.2.1 Radio y ángulo de la curvatura, diámetro de los instrumentos. 45
    - 3.2.2.2 Velocidad de manejo. 49
    - 3.2.2.3 El torque. 52
    - 3.2.2.4 Exceso de fuerza. 53

3.2.2.5 La experiencia del operador.	53
3.2.2.6 La estructura.	55
3.2.2.7 La esterilización y el hipoclorito de sodio.	61
3.2.2.8 Otros Factores.	64
3.3 Fractura por Fatiga o Fractura por Torsión.	67
3.4 Alargar la Vida a Los Instrumentos Rotatorios de NiTi con manipulación.	69
3.5 Estudios sobre diferentes instrumentos rotatorios.	73
3.5.1 LightSpeed.	73
3.5.2 Quantec.	74
3.5.3 Profile.	74
3.5.4 ProTaper.	75
3.5.5 Mtwo.	76
3.5.6 HyFlex.	77
3.5.7 K3.	77
3.5.8 Estudios comparativos.	77
<b>4. Objetivos.</b>	<b>83</b>
<b>5. Materiales y Métodos.</b>	
5.1 Revisión bibliográfica.	84
5.1.1 Tipos de estudios.	84
5.1.2 Tipos de muestras.	84
5.1.3 Tipos de intervención.	84
5.1.4 Métodos de búsqueda para la identificación de los estudios.	84
5.1.4.1 Bases de datos consultadas.	86

5.1.4.2 Motores de búsqueda en Internet.	86
5.1.4.3 Idioma.	86
5.1.4.4 Búsqueda de referencias.	86
5.1.4.5 Búsqueda manual.	87
5.1.4.6 Estudios no publicados.	87
5.1.5. Métodos de la revisión.	88
5.1.5.1 Selección de estudios.	88
5.1.5.2 Obtención de los datos.	88
5. 2 Muestra.	89
5. 3 Instrumental.	90
5.3.1 Mtwo.	90
5.3.2 Sistema de propulsión de los instrumentos rotatorios.	93
5.3.3 Equipo de observación.	94
5.3.4. Materiales de esterilización.	95
5.3.5. Material para instrumentación y más ensayos de laboratorio.	95
5.4 Metodología.	96
5.4.1 Técnica de Preparación de conductos.	96
5.4.2. Ensayo sobre el efecto de los irrigantes en el desgaste de las limas.	98
5.4.3 Ensayo de la influencia del preflaring en el desgaste de las limas mecanizadas de NiTi.	100
5.4.4 Ensayo sobre la influencia de las sustancias irrigadoras en los instrumentos de NiTi.	101
5.5. Criterios de comprobación.	103
5.5.1. Microscopia electrónica de barrido y mediante la lupa.	103
5.5.2 Análisis EDS.	103

5.6 Análisis estadístico.	104
<b>6. Resultados.</b>	
6.1 Influencia del operador en el desgaste de las limas Mtwo.	106
6.2 Utilización de diferentes soluciones irrigadoras.	109
6.3 Efecto del pre-ensanchamiento (Preflaring).	112
6.4 Efecto de la sustancias irrigadoras en la aleación de NiTi de los instrumentos mecanizados.	115
<b>7. Discusión.</b>	135
<b>8. Conclusiones.</b>	149
<b>9. Bibliografía.</b>	152
<b>10. Anexos.</b>	171



# 1. Introducción



### **1.1 Limpieza y preparación del sistema de conductos radiculares.**

Existen grandes diferencias de opinión respecto a los mejores métodos de preparación de los conductos radiculares para la obturación. Una revisión de literatura revela falta de acuerdo total sobre diversos temas clínicos fundamentales (Schilder 1974; Buchanan 1994; Short y cols. 1997). Uno de estos temas importantes, en el tratamiento endodóncico, es la limpieza y la preparación de conductos radiculares, siendo esta última muy importante porque facilita la limpieza y la obturación. Según un axioma, los conductos bien trabajados producen conductos bien limpios y obturados (Schilder 1967; Schilder 1974). La obtención consistente de la forma adecuada representa uno de los fundamentos estratégicos para el éxito del tratamiento endodóncico.

Hoy continúa el debate respecto a la longitud de trabajo y las limas, la secuencia de preparación del conducto y el porcentaje ideal de conicidad que asegura la limpieza tridimensional, remodelado y obturación del conducto radicular. Con opiniones divergentes, el clínico puede experimentar cierta confusión cuando intenta identificar, asimilar e integrar técnicas e instrumentos nuevos, mejores y más relevantes. Con la introducción de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, muchos conductos pueden ser preparados en cuestión de pocos minutos, pero no pueden limpiarse. Así que el conjunto de la preparación- limpieza del conducto, pretende resaltar que los conductos se remodelan primero y después se limpian. Las variables e interrelaciones que influyen el rendimiento clínico de la nueva generación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) son muchas (Rowan 1996; Dietz y cols. 2000).

Con la introducción de la aleación de NiTi para las limas endodóncicas, nació la idea de una lima rotatoria segura. Los intentos de usar limas de acero convencionales para la instrumentación de conductos radiculares se ha repetido a lo largo de muchos años con poco éxito. La lima de acero no tiene flexibilidad suficiente como para usarla con movimientos rotatorios en un conducto curvo sin alterar significativamente la configuración del conducto y, quizás, originar una perforación en la pared. Hoy en día, el número de las limas rotatorias de NiTi ha aumentado y se sigue el desarrollo de nuevas limas. Estas limas constituyeron una innovación y un desarrollo muy importante en el campo de la Endodoncia pero aun así su uso conlleva una incidencia aumentada, aunque impredecible de rotura de la lima (Kosa 1999; Short 1997; West 1998). Es posible reducir tal incidencia en forma espectacular si se aplican estrictamente los protocolos para su uso.

Ésta claro que hoy la Endodoncia está en una fase de desarrollo continuo, los instrumentos rotatorios de NiTi fueron un gran descubrimiento y representan un complemento importante para los procedimientos de conformación de conductos, pero también conllevan una serie de riesgos como es la fractura inesperada (Kosa 1999; Dietz y cols. 2000). Para evitar esto se han desarrollado diferentes protocolos de uso, motores eléctricos de bajas revoluciones y sistemas para mejorar la calidad de fabricación de las limas. Aun así, la fractura y desgaste de las limas rotatorias depende de muchos factores y de muchos parámetros (Dietz y cols. 2000). Los sistemas rotatorios que hay en el mercado son muchos y muy variados, pero los principios y estrategias de uso son iguales para todos.

Es muy interesante estudiar el desgaste y la fractura de estos instrumentos, porque el éxito o el fracaso en Endodoncia depende mucho de la limpieza y de la remodelación de los conductos radiculares.

## 1.2. Finalidad de la tesis doctoral

La introducción de las limas rotatorias de NiTi en el mercado y la aparición de nuevos y sofisticados instrumentos de esta composición y de motores eléctricos para estos sistemas, ha despertado el interés de muchos clínicos en aprender a manejar y usar estas herramientas en la práctica clínica diaria. La fractura inesperada sin previo aviso de este tipo de instrumentos hace que algunos profesionales no lo utilicen diariamente en los tratamientos de conductos que realizan en sus consultas (Yared y cols. 2001).

Por todo lo descrito anteriormente, el tema de desgaste y de fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi después de su uso, nos parece bastante interesante para poder estudiarlo en este trabajo. Crearemos en laboratorio condiciones específicas parecidas a las que nos encontraremos clínicamente para ver el desgaste y la fractura de los instrumentos mecanizados.

Además, hemos querido utilizar sistemas de observación que se usan en clínica, pero también sistemas más potentes como es el microscopio electrónico de barrido. Con este último podemos ver en realidad que imperfecciones tienen las limas que nos es imposible detectar en condiciones clínicas.

Al final de este estudio debemos ser capaces de determinar los usos que debemos dar a los instrumentos rotatorios, el tipo de fractura, las alteraciones que podemos observar, como también determinar, si los instrumentos nuevos recién estrenados presentan algún tipo de imperfecciones. Por ello, emplearemos una muestra de dientes extraídos y un tipo de sistema rotatorio de NiTi. Todos los conductos utilizados en este estudio, serán

estandarizados previamente manteniendo las condiciones de laboratorio iguales para cada grupo.

## 2. Antecedentes





## 2.1 Breve recuerdo histórico

El primer instrumento utilizado para hacer un tratamiento endodónico, del que se tiene noticia, fue un alambre de bronce utilizado en el segundo o tercer siglo A.C. (este alambre fue encontrado en un cráneo en el desierto del Negev en Israel).

En el año 1838, Maynard creó el primer instrumento endodónico, desarrollado a partir de un muelle de reloj, diseñando otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Este principio técnico preconizado por Maynard persiste hasta la actualidad (Cohen y Burns 2012).

En el año 1901 la casa Kerr fabricó la primera lima K en acero al carbono. En este periodo no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, el tipo y las características de la parte activa de los instrumentos endodónicos, los cuales no poseían criterios preestablecidos para su fabricación, excepto el aumento de diámetro de cada serie, siendo generalmente numerados del 1 al 6 y del 7 al 12. Cada fabricante estipulaba el diámetro y la longitud de cada instrumento, de tal manera que la lima ofrecida por una industria específica no correspondía, en términos de numeración y serie a la de otro fabricante (Ingle y Leune 1958).

Hasta la década de los 50, los instrumentos endodónicos no tuvieron grandes transformaciones. No obstante en 1955, John I. Ingle de la Facultad de Odontología de la Universidad de Washington, EE.UU. creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónicos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros.

Esta estandarización se hacía mediante una nueva numeración que se representaba mediante décimas de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos (Ingle 1958).

En 1961 Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y de plata correspondientes. Por sugerencia de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE) se formó un equipo de trabajo en la que participaron fabricantes y cuyo resultado final fue la propuesta de especificaciones para la estandarización. Esta propuesta era sutilmente diferente a la sugerencia original por Ingle. Ese trabajo pionero de AAE alcanzó esferas internacionales, dando origen a lo que hoy se conoce como *International Standards Organization* (ISO). En enero de 1976 la AAE aprobó la especificación n° 28, la cual presenta normas de la (*American National Standards Institute* (ANSI)/ADA), siendo entonces definida la estandarización internacional para estos instrumentos (Ingle 1985) (Fig. 1).

La industria Kerr Manufacturing Co. fue la primera en construir estos instrumentos tipo K, que serían los más copiados. Inicialmente la fabricación de las limas endodóncicas se realizaba mediante la torsión de un asta piramidal de acero de carbono, siendo este metal sustituido después de 1961 por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades.

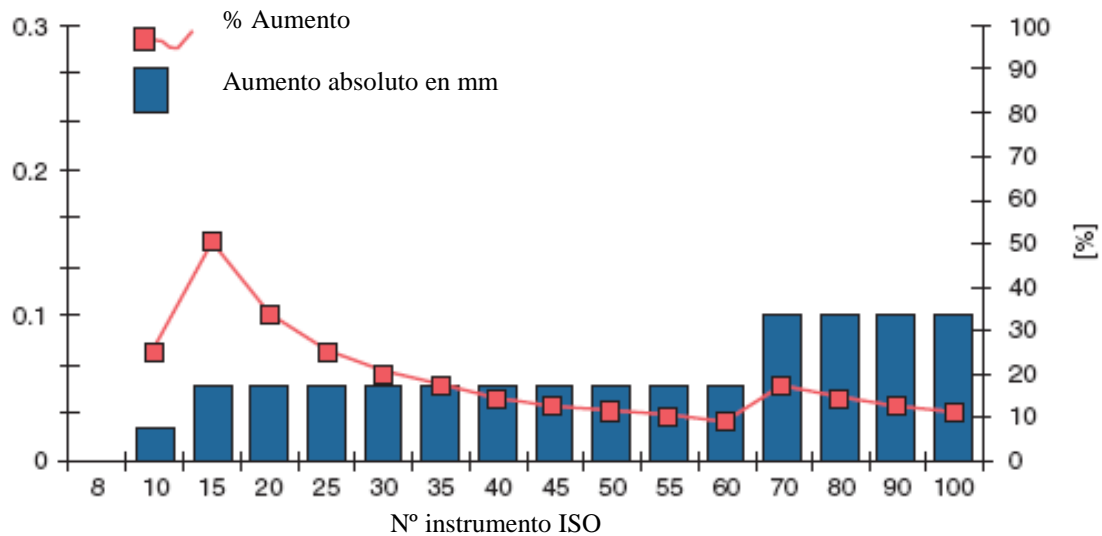


Fig.1 Aumento del diámetro de la punta de manera absoluta y en relación con los números más pequeños. Gráfico modificado de las normas de especificación de la AAE.

En el año 1963, Buehler, un metalúrgico en el Naval Ordnance Laboratory (Laboratorio de la Ordenanza Naval), en Silver Spring (EE.UU.), desarrolló una aleación de níquel-titanio (NiTi) con memoria de forma y súper elástico que fue llamado Nitinol (NOL es la abreviatura de *Naval Ordnance Laboratory*) (citado en Walia y cols. 1988).

Esta aleación metálica se desarrollo para un programa espacial de la Administración Nacional de Aeronáutica y del Espacio (NASA) con aproximadamente un 55% de Níquel y un 45% de titanio o 60% de Níquel y 40% de Titanio. En Odontología la aleación de NiTi fue primeramente utilizada en ortodoncia por Andreasen y Hilleman en 1971 para la confección de alambres ortodóncicos debido a su flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura por torsión y flexión. Estos últimos hechos fueron corroborados por Kheir y cols. en 1991.

Para que este nuevo material se pudiera aplicar a los instrumentos endodóncicos hubo que esperar hasta el año 1975, cuando Civjan y cols. trabajando para el Instituto de Investigación Dental del Ejército de los EE. UU. (Centro Médico del Ejército Walter Reed), fueron los primeros en sugerir que la aleación de NiTi poseía propiedades que se ajustaban bien a los instrumentos endodóncicos. La confección de los instrumentos endodóncicos de NiTi fue al final de la década de los 80, por Walia y cols. (1988), basados en las excelentes propiedades físicas de las aleaciones de NiTi.

Actualmente los endodoncistas y clínicos generales que practican la Endodoncia tienen a su disposición una amplia gama de opciones con relación a las diferentes limas que son ofrecidas en el mercado especializado. Siendo confeccionadas en acero inoxidable y/o NiTi. Según Buchanan (1994), a pesar del elevado número de nuevas limas denominadas de la “nueva generación” no existía hasta el momento ninguna lima manual considerada como la mejor en Endodoncia. Esto hizo que se intentara fabricar limas endodóncicas de acero inoxidable para ser usadas con motor, pero esto fue todo un fracaso. Con la aparición del NiTi este objetivo fue una realidad, comprobada clínicamente.

## 2.2 Estandarización de las limas rotatorias de NiTi.

Durante los últimos 25 años se han hecho trabajos extensos para estandarizar los instrumentos y mejorar su calidad. Por ejemplo la ISO ha colaborado con la *Federation Dentaire Internationale* (FDI) en el *Technical Comité 106 Joint Working Group* (TC-106JWG-1). La ADA también ha participado en estos trabajos, junto con el ANSI. En 1981 se consiguió una cierta unanimidad en relación con los diámetros, resistencia a la fractura, rigidez, resistencia a la corrosión e identificación (Fig 2).



Fig.2 Demostración esquemática de un instrumento ISO Manual de número 35

La norma ISO/FDI N° 3630/1 clasifica a los instrumentos en tres grupos:

1. El grupo I comprende instrumentos accionados con la mano o con un dedo como los escariadores y los tipos K y H.

2. El grupo II incluye instrumentos de baja velocidad, en los que el cerrojo de conexión forma una pieza con la parte de trabajo. Las fresas Gates-Glidden (GG) y las limas Peeso son instrumentos típicos de este grupo.
3. El grupo III comprende instrumentos accionados por un motor de un tipo similar a los del grupo I. Sin embargo, los mangos de los instrumentos del grupo III se sustituyen por conexiones al contrángulo de tipo pestillo. En el pasado existían pocos instrumentos de esta clase, puesto que las limas rotatorias para la preparación mecánica del conducto se utilizaban raras veces. En años recientes, sin embargo, los instrumentos rotatorios de NiTi se han hecho populares. Aunque la forma geométrica de la parte activa de los instrumentos rotatorios no está prevista en la normativa, se pueden incluir en este grupo.

### **2.3 Fabricación del NiTi.**

El proceso de producción de un lingote de NiTi es complejo e incluye la utilización de vacío (Fig 3). Hay escasos centros capaces de producir lingotes de NiTi. *Quality Dental Products* en los EE.UU. ha desarrollado varias formulaciones de aleación basándose en la combinación de flexibilidad y resistencia a la fractura deseada.

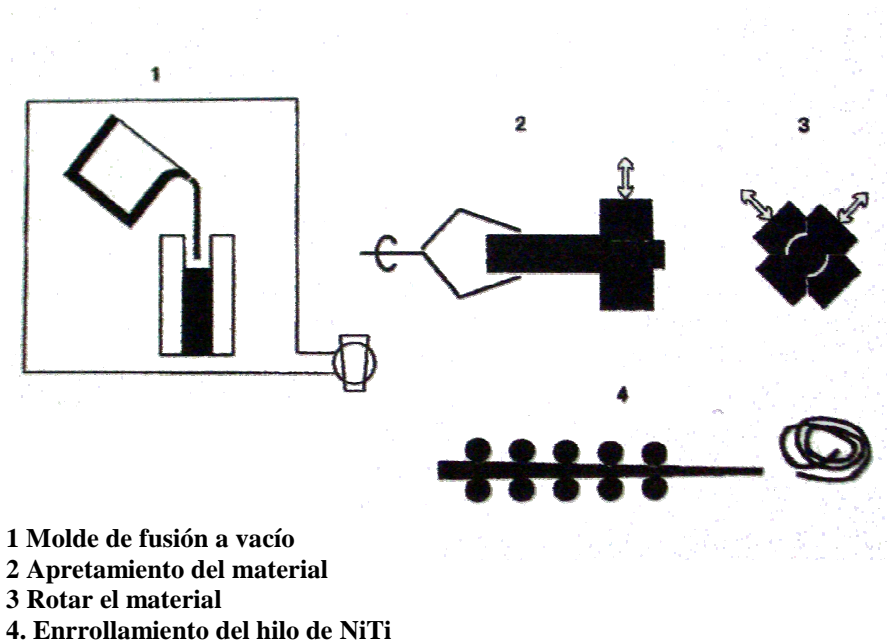


Fig.3 Esquema del proceso de fabricación de NiTi.

Se utilizan diferentes composiciones para diferentes tamaños de lima (más rígidas para los calibres pequeños y más flexibles para los calibres grandes).

La composición de una aleación de NiTi es generalmente 55% Ni y 45% Ti en peso. En algunas aleaciones de NiTi un porcentaje muy pequeño (< 2% por peso) se puede sustituir por cobalto. Hay autores como Marcoli que dicen que los instrumentos presentan trazas de plata, magnesio y manganeso.

En 1991 se llevó a cabo por *Quality Dental Products* (QDP) un análisis de elementos en una barra de NiTi del calibre 0,40 utilizado para hacer limas tipo K de los calibres 50, 55 y 60 donde se evidenció una composición del 58,01 % de Ni y del 41,9% de Ti en peso (Kheir y cols. 1991).

---

La fabricación de los instrumentos de NiTi es mucho más difícil que la fabricación de los instrumentos de acero inoxidable porque la aleación de NiTi es súperelástica y no puede mantener las espiras ya que no pasa por una deformación permanente. Los intentos de torcer los instrumentos en una manera convencional probablemente resultarían en una fractura (Schäfer 2001; Brantley 2002). También hay muchas dificultades durante la producción, por la eliminación de las irregularidades de la superficie y los *metal flash* (ver Anexo 2) de los bordes cortantes que pueden comprometer la capacidad de corte de los instrumentos y que probablemente causarían problemas con la corrosión.



## 2.4. Sistemas rotatorios de NiTi

Desde los principios de los 90 muchos sistemas rotatorios de NiTi han sido introducidos en la práctica endodóncica. Algunos de los sistemas más antiguos se han eliminado del mercado o juegan un papel menos importante en la práctica clínica; otros como LightSpeed (Light Speed Technologies, San Antonio, EE.UU.) y Profile (Dentsply Tulsa EE.UU., Dentsply Maillefer Suiza), se usan todavía con mucha frecuencia. Nuevos diseños de limas rotatorias se desarrollan continuamente, pero que los resultados clínicos puedan depender de las características del diseño es muy difícil de pronosticar (Peters y cols. 2003<sup>b</sup>). En esta sección se describirán los sistemas rotatorios más usados en los EE.UU. y en Europa para la preparación del conducto.

### **LightSpeed**

LightSpeed (Kerr Dental EE.UU.) (Fig. 4) se desarrolló por Dr. Steve Senia y el Dr. William Widley a los principios de los 90. Se introdujo como instrumento diferente de los demás porque poseía un eje largo, fino y no cortante y por su parte activa, de 0,25 hasta 2 mm. El juego completo consiste en 25 instrumentos del número 20 hasta el 100 incluyendo números medios como 22,5, 27, etc. La velocidad de manejo recomendada es de 1500 hasta 2000 r.p.m. y se tiene que usar con un torque mínimo (Senia y cols., 2003). El corte transversal es en forma de U, común en los primeros instrumentos de NiTi, ya que su parte activa presenta tres excavaciones redondas. Son los instrumentos más flexibles que hay en el mercado. Tienen una punta no cortante. El fabricante sigue recomendando su uso manual, especialmente para determinar el diámetro del foramen apical.

En general, este sistema necesita una secuencia específica para realizar un conducto con conicidad adecuada, que facilite la obturación de este último con conos de gutapercha o con el sistema LightSpeed de obturación. Este se ha estudiado mucho y muchos de estos estudios han encontrado que produce un porcentaje muy bajo de transporte del conducto y de errores durante el proceso de conformación. La pérdida de la longitud de trabajo fue mínima en todos estos estudios (Glickman y Koch 2000).

Últimamente se ha introducido en el mercado el nuevo LightSpeed LSX que esta disponible en 21, 25, 31 y 50 mm de longitud (Peters y cols. 2005).

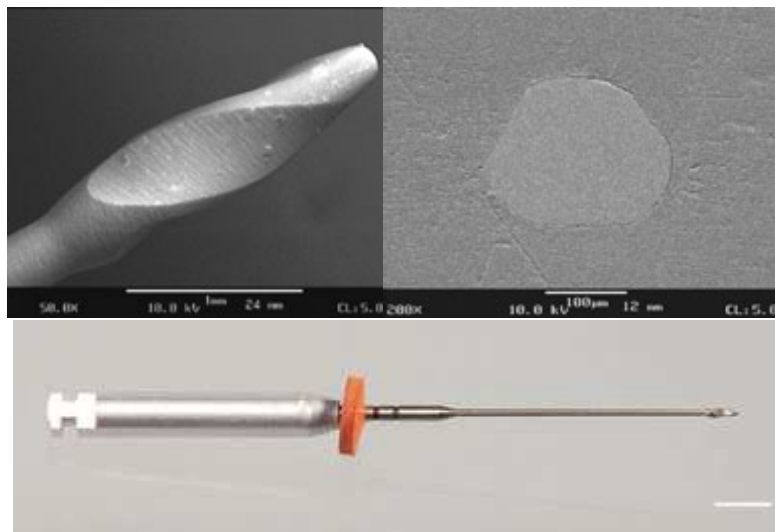


Fig.4 Instrumento LightSpeed. Vista lateral, corte transversal e instrumento entero (Peters 2005).

## Profile

El sistema Profile (Dentsply Tulsa EE.UU.) (Fig. 5) fue desarrollado por Ben Johnson en 1994 (Leonardo y Toledo 2002). A diferencia del LightSpeed que tiene un eje flexible y fino, el Profile, presenta una conicidad aumentada comparada con los instrumentos manuales.

Inicialmente este sistema se presentó como Profile serie 29 de instrumentos manuales con una conicidad 0,02, pero enseguida fue disponible en la conicidad 0,04 y 0,06. La punta del Profile Serie 29 incrementa su diámetro en porciones constantes del 29%. Después, una nueva serie de Profile se introdujo en el mercado Europeo. Esta versión se presentaba con puntas en diámetros similares a los de la norma ISO. Esta serie se usa de manera predominante en Europa por que el conducto preparado con este último se puede obturar con puntas estandarizadas, que se usan mucho en esta zona.

El corte transversal del Profile es en forma de U con superficies radiales (ver Anexo 2) y un núcleo central paralelo.

La vista lateral enseña un ángulo helicoidal (ver Anexo 2) de 20 grados y una punta no cortante. Esto, junto con el ángulo de corte (ver Anexo 2) negativo o neutral, realiza una acción de raspado sobre la dentina más que un efecto cortante. Aun así, es capaz de eliminar restos de dentina del conducto, limpiando y conformando el sistema de conductos.

La velocidad de manejo recomendada es entre 150 y 300 r.p.m., es mejor usarlos con motores eléctricos de reducción que con motores con aire (Leonardo y Toledo 2002).

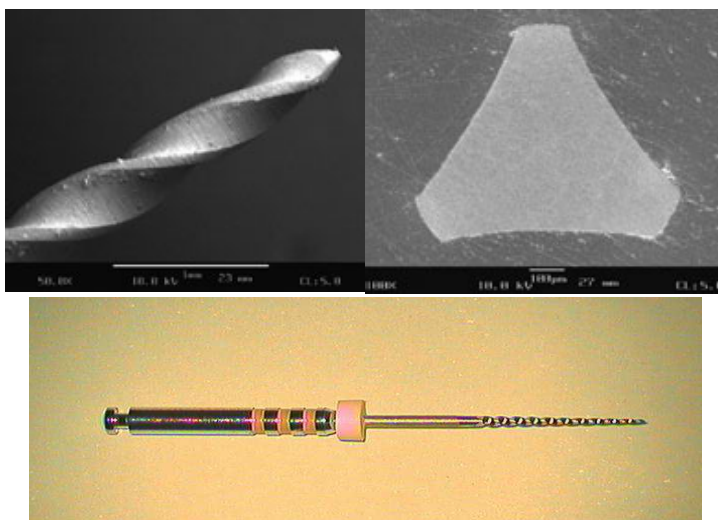


Fig.5 Instrumento ProFile. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).

## GT

El sistema GT (Dentsply Tulsa EE.UU.) (Fig. 6), fue introducido por Buchanan en 1994. Este instrumento también tiene una sección transversal en forma de U. Al principio se diseñó como un sistema de limas manuales y después se presentó como un sistema rotatorio. Tiene 4 conicidades (0,06; 0,08; 0,10; 0,12) y el diámetro máximo de la parte activa es de 1mm. Esto disminuye el largo de los bordes cortantes y aumenta la conicidad. Este sistema tiene una punta no cortante y redonda tipo Rohane y sus espiras aumentan en número cuando más se acercan a la punta. El diámetro apical del instrumento es de 0,2 mm.

El sistema GT se modificó incorporando un rango amplio de números para la preparación apical. Actualmente incluye tres diámetros apicales: 0,2, 0,3 y 0,4 mm. Se han modificado también las conicidades, ahora están disponibles conicidades del 0,04, 0,06, 0,08 y 0,10. Las limas accesorias de conicidad 0,12 se encuentran de los números 35, 50, 70 y 90. El diámetro máximo de esta lima es 1,5 mm, parecido a la lima nº 6 de Gattes-Glidden. La velocidad de manejo recomendada es de 350 r.p.m., y se debe usar con una presión apical mínima para evitar una posible fractura (Leonardo y Toledo 2002).

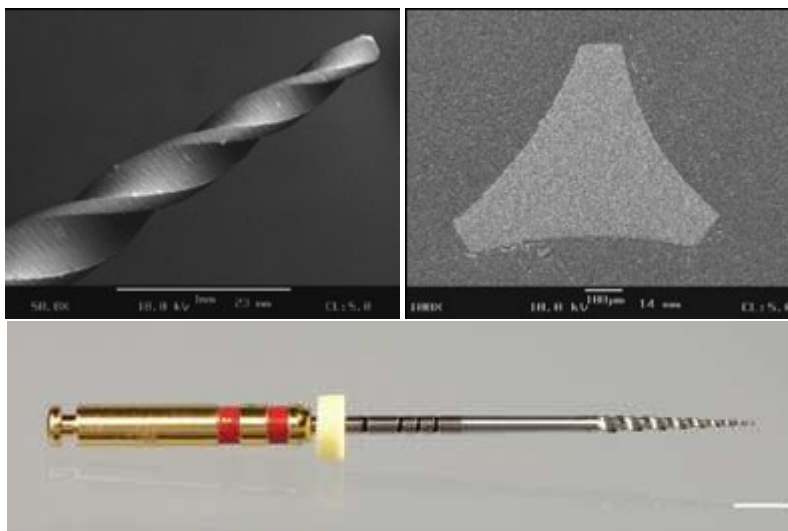


Fig.6 Instrumento GT. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).

## HERO 642

Fue la primera generación de limas rotatorias que tenía un ángulo de corte neutral o ligeramente negativo (Leonardo y Toledo 2002). La segunda generación se diseñó con un ángulo de corte positivo, aumentando así la eficacia de corte. Los instrumentos HERO (*MicroMega, Bensançon, Francia*) (Fig. 7) son un ejemplo de la segunda generación de sistemas rotatorios. El corte transversal de estos instrumentos es parecido al de las limas H sin superficies radiales. Esta disponible en las conicidad 0,02, 0,04 y 0,06 y los números entre 20 y 45. Estos instrumentos son relativamente flexibles (el nombre HERO es sinónimo de alta elasticidad en rotación), pero mantienen una distribución uniforme de las fuerzas en los bordes cortantes (Turpin y cols. 2000; Turpin y cols. 2001).

Este sistema tiene una punta no cortante igual que otros sistemas rotatorios de NiTi. Los instrumentos están codificados por colores.

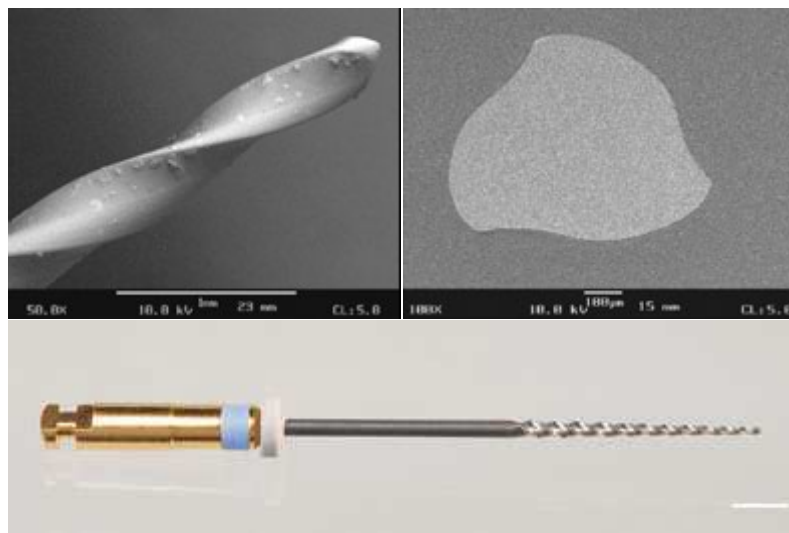


Fig.7 Instrumento HERO 642. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).

### K3

En una secuencia de desarrolló continuo de su inventor McSpadden; el sistema Quantec 2000, seguido por el Quantec SC, Quantec LX y el actual sistema K3 (Fig. 8) (todos por Sybron Endo Kerr Dental EE.UU.). El diseño del sistema K3 es muy similar a los sistemas Profile y HERO, e incluye instrumentos de conicidad 0,02, 0,04 y 0,06 (Leondardo y Toledo 2002). La diferencia más evidente entre el Quantec y el K3 es que este último tiene un corte transversal único: un ángulo de corte ligeramente positivo para aumentar su eficacia de corte, superficies radiales amplias y un alivio de la superficie radial para reducir la fricción. A diferencia del Quantec, que es una lima de dos espiras, el diseño del K3, con una tercera superficie radial, ayuda a prevenir el enroscamiento de la lima en la dentina. En el aspecto lateral tiene un ángulo y un diámetro variable, realizando así un estrechamiento apical. Este diseño es muy complicado de fabricar, de ahí que este tipo de limas presente muchas imperfecciones (Barbosa y cols. 2007). Como todos los otros sistemas rotatorios presentan una punta inactiva, pero es 4 mm más corto que otras limas. Todas las limas están codificadas por colores.

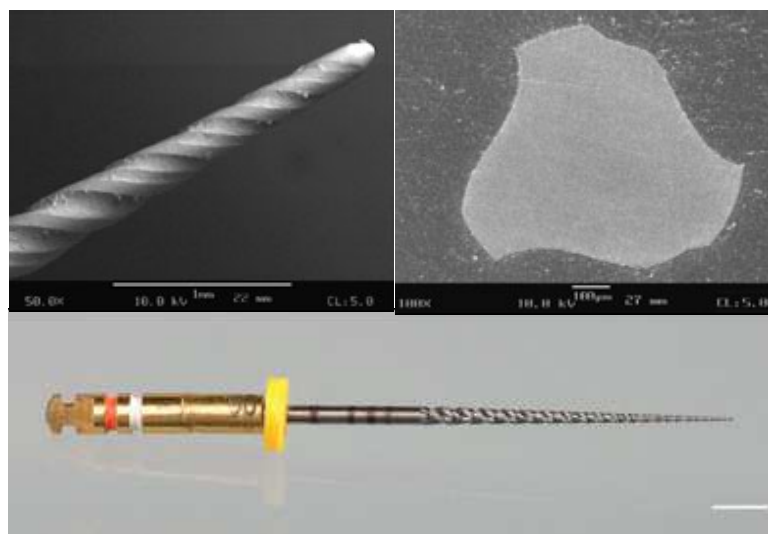


Fig.8 Instrumento K3. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).

## FlexMaster

Es un sistema que se presenta en las conicidades 0,02, 0,04 y 0,06 (VDW Alemania) (Fig. 9). El corte transversal es triangular, con bordes cortantes afilados y sin superficies radiales. Esto hace que este instrumento tenga un centro sólido y una excelente habilidad de corte. La calidad de fabricación es muy alta, tienen una punta inactiva redonda. El diámetro de la punta varía entre 0,15 hasta 0,7 mm para la conicidad 0,02 y 0,15 hasta 0,4 mm para la conicidad 0,04 y 0,06. Aparte de las limas básicas incluye otra lima de conicidad 0,11 y una parte activa de 9 mm. Los instrumentos están marcados con anillas en su mango (Leonardo y Toledo 2002). El fabricante suministra una caja que indica la secuencia para conductos curvos, conductos de mediana dificultad y amplios.

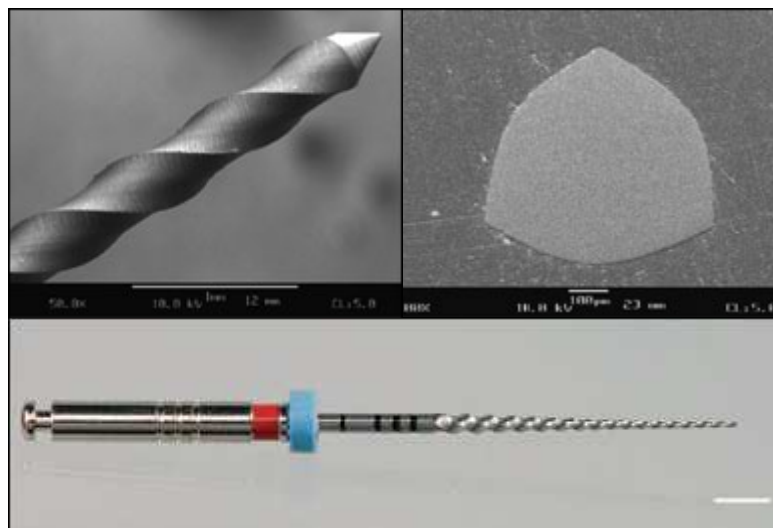


Fig.9 Instrumento Flex Master. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).

## RaCe

RaCe (Fig. 10) es un sistema que se fabricó en 1999 (FKG Dentaire Suiza). El nombre viene de “escariador con bordes cortantes alternativos”, esto describe el diseño del instrumento. En el microscopio óptico se observa una lima con áreas torcidas (una situación convencional de las limas) alternadas con áreas rectas, este diseño reduce la tendencia al enroscamiento de las limas en el conducto radicular (Leonardo y Toledo 2002). El corte transversal es triangular o cuadrado para los instrumentos con conicidad 0,02 de los números 15 y 20 en la punta. La parte activa varía entre 9 y 16 mm. El acabado superficial está mejorado con una técnica de limpieza electrolítica. Las limas del número 35 de conicidad 0,08 y 40 conicidad 0,10 están disponibles en acero inoxidable también. La punta es inactiva y están codificadas por colores y anillos. También incluyen un tope de goma especial que indica el número de usos. La velocidad de manejo está entre 250 y 350 r.p.m..

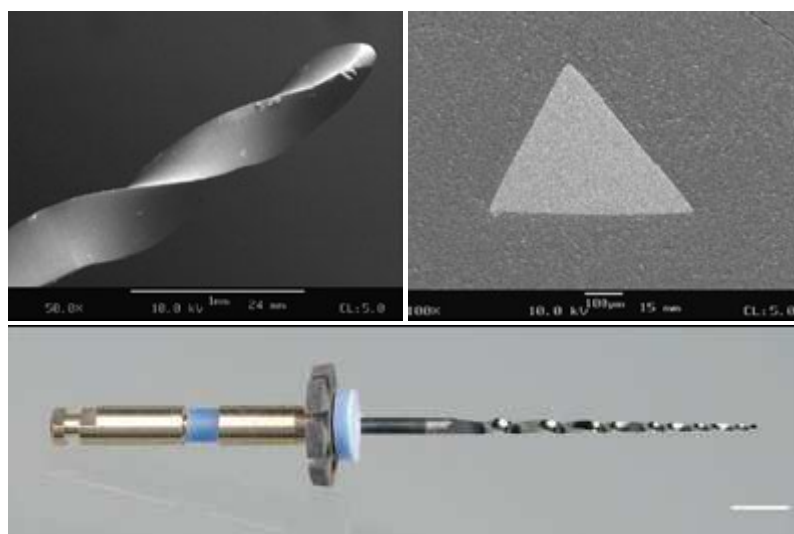


Fig.10 Instrumento RaCe. Vista lateral, corte transversal y vista de un instrumento entero (Peters 2005).



## ProTaper

Estos instrumentos fueron diseñados por Cliff Ruddle, John West, y Pierre Machtou (Ruddle 2001<sup>a,b</sup>). ProTaper (Dentsply Maillefer EE.UU.) (Fig. 11) es un sistema de limas rotatorias de NiTi con conicidad múltiple progresiva. El ProTaper está compuesto por 6 limas, 3 de conformación (SX, S1, S2) y 3 de acabado (F1, F2, F3). Ahora se le han añadido a este sistema dos nuevas limas la F4 y F5.

El corte transversal de las limas ProTaper parece el de una lima K modificada con bordes cortantes y sin guía lateral de penetración, creando así un centro estable y con suficiente flexibilidad en las limas pequeñas. El corte transversal de la lima F3 está ligeramente aliviado para aumentar la flexibilidad. Las tres limas de conformación tienen una conicidad que aumenta coronalmente, y al contrario pasa con las limas de acabado. Las limas de conformación S1 y S2 tienen un diámetro de 0,185 mm y 0,2 mm, respectivamente en la punta, 14 mm de bordes cortantes y una punta parcialmente activa. Los diámetros de estas limas son en D14 un 1,2 y 1,1 mm, respectivamente. Las limas de acabado (F1, F2, F3, F4 y F5) tienen un diámetro en la punta de 0,2, 0,25, 0,3, 0,4 y 0,5 mm, respectivamente entre D0 y D3, las conicidades son 0,07, 0,08, y 0,09, respectivamente. Las limas de acabado tienen una punta no cortante. La sección triangular del ProTaper reduce el área del contacto entre la dentina y la lima. La capacidad en la eficiencia de corte presente en este diseño de lima se ha desarrollado de manera segura balanceando el ángulo helicoidal y el área de escape, previniendo un enroscamiento inadvertido de los instrumentos en el conducto. Tienen un mango corto (13 mm). La sección es triangular convexa (ángulo 120°). La punta es parcialmente activa y no agresiva, con un ángulo de ataque negativo que permite un raspado de las paredes del conducto ((Ruddle 2001<sup>a,b</sup>).

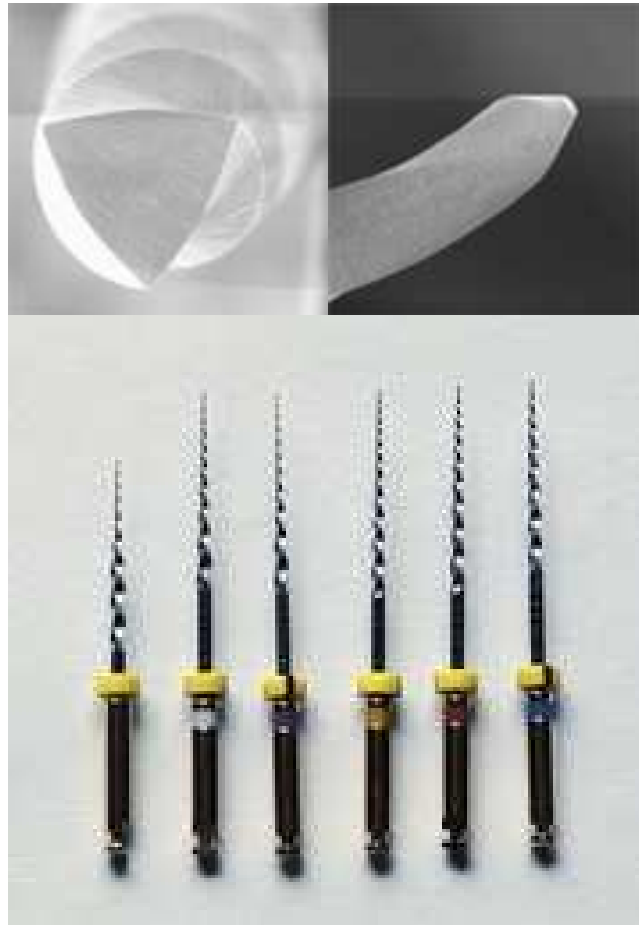


Fig.11 Instrumentos ProTaper corte transversal, vista lateral, y vista de todos los instrumentos (imágenes cortesía de Dentsply Maillefer).

### **Twisted File TF**

Las limas rotatorias Twisted File (TF) (Fig. 12) se han introducido en el mercado en el año 2008 por la casa comercial Sybron Endo. La lima TF está hecha de un alambre de níquel titanio que es calentado, enfriado y torcido que le da sus excepcionales propiedades mecánicas y físicas. La lima TF se sobrepone a las limitaciones de las limas rotatorias de níquel titanio fabricadas por desgaste.

Comúnmente, las limas rotatorias de níquel titanio son fabricadas por desgaste, este desgaste se realiza contra los granos de la estructura del metal debilitándolos. Durante este proceso se crean microfracturas que pueden actuar como un foco de fractura subsiguiente si el instrumento es sometido a un exceso de torsión o de fatiga cíclica.

La lima TF tiene un tamaño 25 en la punta y 5 conicidades: 0,12, 0,10, 0,08, 0,06 y 0,04. Se suministran en paquetes de limas individuales con estas conicidades y también en paquetes configurados por tamaños 0,10, 0,08 y 0,06 como el paquete “grande” y 0,08, 0,06 y 0,04 como el paquete “pequeño”. Están disponibles en longitudes de 23 y 27 mm. La distancia entre las estrías de corte varía de acuerdo a las conicidades. La lima es fabricada de una sola pieza de níquel titanio con lo que se eliminan los movimientos excéntricos durante la rotación. La lima TF es triangular en su sección transversal y son variables el ancho y la profundidad de las estrías de corte así como el ángulo helicoidal.

La lima TF puede ser empleada de dos maneras: en la técnica corono apical o en la de un solo instrumento.

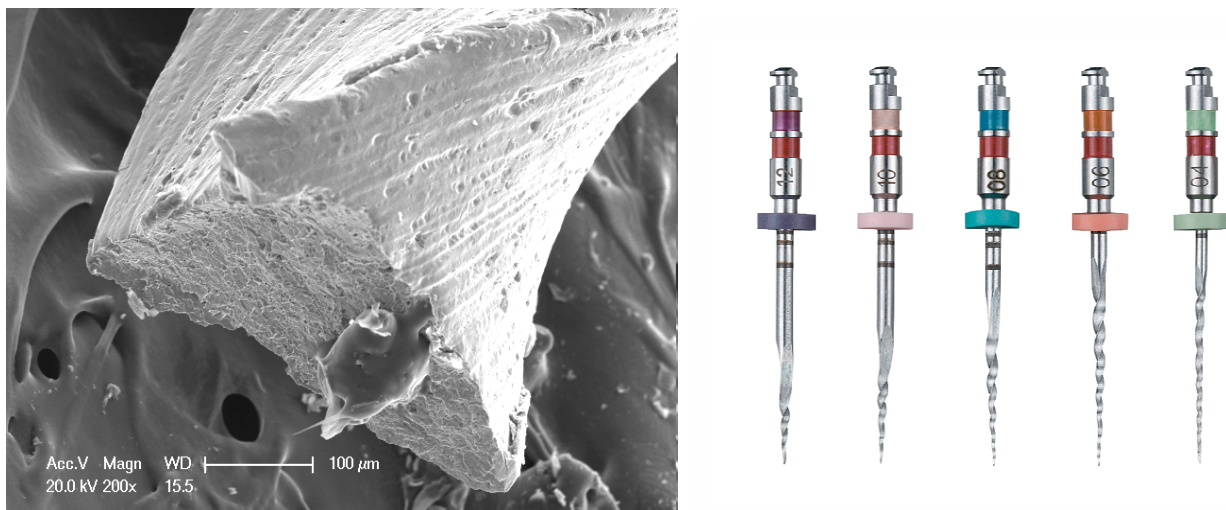


Fig.12 Instrumentos Twisted File. Corte transversal y juego de limas (esta última es una fotografía cedida por Sybron Endo).

## **MTwo**

El sistema de limas rotatorias Mtwo (VDW Alemania) (Fig. 13) ofrece 4 limas que se pueden usar en todos los conductos y 4 limas más para conductos más anchos. Fue introducido por primera vez en 2002 según el diseño de Vinio Malagnino. Las limas tiene conicidad 0,04, 0,05, 0,06 y 0,07. Los instrumentos generales, en función de la conicidad y de su diámetro en D1 se identifican como: 10/0,04, 15/0,05, 20/0,06, 25/0,06. El otro grupo de limas son las siguientes: 25/0,07, 30/0,05, 35/0,04, 40/0,04. Están disponibles en 3 longitudes, 21, 25 y 31 mm con partes activas de 16 mm y de 21 mm, con estos instrumentos viene también una caja para ordenarlas (Luzi y cols. 2006).

Las limas de diferentes conicidades se distinguen por unos anillos que tienen en el mango, las de conicidad 0,04 tienen un anillo, las de conicidad 0,05 tienen dos, las de conicidad 0,06 tres y las de conicidad 0,07 cuatro anillos. Es el único sistema que tiene una lima 10 (ISO) y conicidad 0,04 y una 15 de conicidad 0,05 que se usan al principio de la instrumentación de los conductos. La instrumentación del conducto con sólo 4 limas hace disminuir el tiempo de trabajo y hace más efectivo el tratamiento. La sección de los instrumentos es en forma de S lo que les da mucha más flexibilidad. Tiene un espacio máximo para remover la dentina y un contacto radial mínimo con las paredes del conducto; esto lo hace más efectivo y más seguro. La distancia entre los bordes cortantes aumenta desde la punta hasta la base del instrumento, esto quiere decir que en la siguiente espira se puede remover más dentina ayudando así a reducir el riesgo del bloqueo del conducto y la acumulación de restos de dentina. Cuando más se avanza, más dentina sale fuera.

La punta de los instrumentos no corta, otra característica que lo hace más fiable; es redondeada, tipo Rohane. Es un instrumento de conicidad aumentada que, gracias a la capacidad de corte lateral, permite trabajar simultáneamente a lo largo del conducto

alternando movimientos de progresión y limado pasivo (“conformación simultánea”) (Luzi y cols. 2006). Todos los instrumentos se usan a la longitud de trabajo. Su eficacia de corte es comparable a la de las limas H. Se usan entre 280 y 350 rpm como máximo. Con una reducción de velocidad de 115:1 y una retrorrotación de 90° cuando llega al límite de la velocidad.

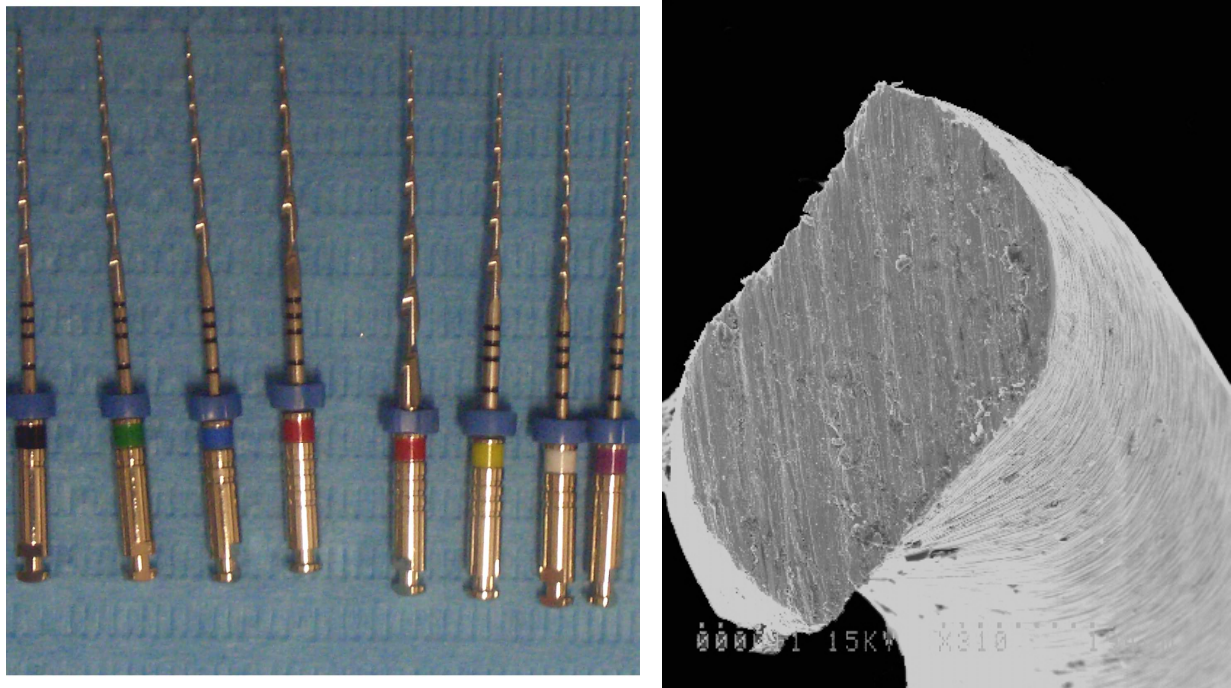


Fig.13 Instrumento Mtwo. Juego de limas y corte transversal (Fotos realizadas para este estudio la de la derecha mediante microscopía electrónica).

## 2.5 Motores eléctricos

Desde los principios de los 90, cuando apareció la primera generación de motores eléctricos, se han desarrollado muchos motores para los sistemas rotatorios. Los motores con reducción de giros son mucho más cómodos para trabajar con los sistemas rotatorios de NiTi, porque proporcionan una velocidad constante (Peters y Barbakow 2002; Peters y cols. 2003). Pero ofrecen también torques mucho más altos de los requeridos que fomentan la fractura de la punta (Booth 2003).

Algunos autores piensan que los motores que controlan el torque (ver Anexo 2), que se han usado durante varios años, aumentan la seguridad operacional (Gambarini 2000). Hay otros autores que sugieren que los motores que incluyen el control del torque son muy útiles para los clínicos sin experiencia (Yared 2001). Los motores puede ser que no reduzcan el riesgo para la fractura causada por la fatiga cíclica. A veces el torque está por debajo del límite de fractura de los instrumentos en el diámetro D3 pero la fractura del instrumento en el diámetro más pequeño es posible. Las industrias que producen los instrumentos rotatorios de NiTi ofrecen sus propios motores eléctricos. No obstante, hay otros aparatos y/o motores con la misma finalidad, algunos de ellos portátiles con baterías recargables. Todos estos motores permiten la utilización de cualquier instrumento de los diferentes sistemas rotatorios. Hoy, en el mercado hay una infinidad de estos motores, pero todos se basan en el mismo concepto de trabajo. Se han introducido motores eléctricos que incorporan un localizador de ápice. La elección de uno de estos motores depende de las preferencias y de la comodidad de trabajo para el clínico.

## **2.6. Limpieza y remodelado del conducto radicular (objetivos).**

Al igual que Miguel Ángel tenía que “liberar” sus estatuas de la piedra, el objetivo biológico de la limpieza y remodelado de conductos consiste en “liberar” al conducto radicular de la pulpa, las bacterias y las endotoxinas.

Los objetivos mecánicos de la limpieza y remodelado son la eliminación de la dentina restrictiva y el esculpido de una conformación cónica que permite la obturación en tres dimensiones (Shilder 1974; Ruddle 1994; West y Roane 1998).

### **Objetivos mecánicos**

1. Una preparación progresivamente cónica. La preparación del conducto debe fluir y estrecharse progresivamente en dirección apical (Allison y cols. 1979).
2. Conservar la anatomía original. Los conductos radiculares pasan a través de múltiples planos geométricos y son significativamente más curvos que las raíces en la que asientan (Shilder 1974).
3. Conservar la posición del foramen (Shilder 1974).
4. Mantener un foramen tan pequeño como sea posible. De este modo se mejoran los resultados del remodelado del conducto y se favorece una obturación tridimensional (Shilder 1974).

---

Los instrumentos rotatorios de NiTi disminuyen la incidencia de percances clínicos, como bloqueos, desplazamientos, formación de escalones, así que ayudan a conservar la anatomía original del conducto (Dietz y cols. 2000). Estos sistemas representan un complemento importante para los procedimientos de remodelado del conducto y colaboran en la consecución de una limpieza adecuada, ya que, ensanchando antes el tercio coronal y medio, le abre camino al irrigante para limpiar mejor el tercio apical, lo cual con la técnica manual es mucho más difícil de conseguir. Cuando los irrigantes, se introducen en el conducto de manera pasiva no van más allá de un milímetro de la punta de la aguja (Ram 1977). Cuando ensanchamos el conducto de manera progresiva, de la corona hacia el ápice, el irrigante fluye por todo el conducto hasta el ápice (Abou-Rass y Patonai 1982). Aun así, es difícil que el irrigante llegue al ápice cuando los conductos son curvos (Reynolds 1987; Parris y cols. 1994; Heard y cols. 1997).



### 3. Revisión de Literatura



Con la introducción de la aleación de NiTi para las limas endodóncicas, nació la idea de una lima rotatoria segura. Los intentos de usar limas de acero convencionales para la instrumentación de conductos radiculares se han repetido a lo largo de muchos años con poco éxito. La lima de acero no tiene flexibilidad suficiente para ser usada con movimientos rotatorios en un conducto curvo, sin alterar significativamente la configuración del conducto y, quizás, originar una perforación en la pared. Hoy en día el número de las limas rotatorias de NiTi ha aumentado y sigue el desarrollo de nuevas limas.

### **3.1 Comparación entre las limas de acero inoxidable y las limas rotatorias de NiTi.**

Los instrumentos rotatorios de NiTi se usan principalmente para evitar errores en conductos curvos donde con los instrumentos de acero inoxidable sería muy probable cometen errores. Los instrumentos rotatorios de NiTi disminuyen la incidencia de percances clínicos, como bloqueos, formación de escalones, desplazamientos y perforaciones.

Walia y cols. en el primer estudio en 1988 sobre limas de NiTi (limas fabricadas con alambre de ortodoncia) mostraron que tenían dos o tres veces la flexibilidad elástica de las limas de acero inoxidable. Una lima NiTi del número 15 se podía someter a una media de 2,5 revoluciones en sentido horario (900°) antes de la fractura frente a las 1,75 revoluciones (630°) de las de acero. En la rotación antihoraria, las limas de NiTi del número 15 se podían retorcer a 1,25 revoluciones (250°) mientras que las de acero inoxidable, solo 0,5 o 0,75 (225°) (Walia y cols. 1988).

Las limas de NiTi tienen una superior resistencia a la fractura por torsión horaria y antihoraria comparados con las limas de acero inoxidable (Walia y cols. 1988).

Las limas rotatorias de NiTi comparadas con las limas de acero inoxidable presentan ventajas principalmente debidas a su gran flexibilidad y a su mayor deflexión angular (Walia y cols. 1988).

Rowan en 1996 indica que no hay diferencia de fuerza y torque para llegar al punto de fractura del instrumento sea de NiTi o de acero inoxidable. Según este autor los instrumentos de acero inoxidable poseen mayor rotación a la fractura en el sentido horario y los instrumentos de NiTi en el sentido antihorario. Sin embargo para la misma fuerza ejercitada, los instrumentos de NiTi permiten más rotaciones, tanto en el sentido horario como en el antihorario, que los instrumentos de acero inoxidable.

Camps y cols. en 1995 compararon la deflexión angular máxima de cuatro tipos de limas de NiTi con una lima K de acero inoxidable. Todas las limas superaron los valores mínimos de la especificación nº 28 para la deflexión angular máxima (360° para todos los tamaños). La deflexión angular a la fractura osciló entre 479° y 1218° con el acero inoxidable, fracturándose en general en un rango de valores semejante al del NiTi.

Wolcott y cols. en 1997 aseguran que los instrumentos de acero inoxidable no presentan diferencias significativas entre el torque mínimo y el torque a la fractura, sin embargo los instrumentos de NiTi sí que presentan una diferencia significativa entre éstos dos torques.

Serene y cols. en 1995 afirmaron que las limas de NiTi en una curvatura de 90° se fracturan después de 90 rotaciones y una lima de acero después de 20.

Zuolo y Walton (1997), después de usar instrumentos de acero inoxidable y el instrumento rotatorio de NiTi Profile en conductos mesiales de molares mandibulares humanos, afirmaron que los instrumentos de NiTi resisten mucho más al deterioro que los de acero inoxidable.

Algunos autores intentan afirmar que la razón por la que los instrumentos manuales de NiTi producen menos transporte del conducto radicular, comparado con las limas de acero inoxidable flexibles, utilizando la misma técnica, no se debe a su mayor flexibilidad sino a su menor capacidad de corte. Sin embargo Kazemi y cols. en 1995 señalaron que los instrumentos de NiTi son igual o más agresivos que los instrumentos de acero inoxidable sobre su acción sobre la dentina. También son más resistentes al desgaste que los de acero inoxidable.

La deflexión angular para llegar al límite de endurecimiento de un instrumento rotatorio de NiTi es de 2,5°, hasta ese valor se pueden completar  $10^6$  ciclos (Best 2004).

La deflexión angular a la fractura fue significativamente mayor en las limas manuales tipo K que en cualquier otro instrumento endodóncico de NiTi (Miyai y cols. 2006).

Esta inferior capacidad al corte no es significativa si pensamos en la instrumentación manual, donde cada movimiento del instrumento exige tiempo y esfuerzo por parte del operador. En el caso de la instrumentación rotatoria este aspecto es poco determinante.

### **3.2 Fractura de las limas rotatorias de NiTi.**

Aunque las limas rotatorias de NiTi disminuyen la incidencia de percances clínicos, su uso también conlleva una incidencia aumentada, aunque impredecible de rotura de limas. La separación y deformación de los instrumentos es un problema serio en el tratamiento de los conductos. Parámetros como el torque, la fatiga cíclica, la velocidad de manejo, el diseño del instrumento, la experiencia del operador o la técnica de instrumentación, pueden influir en la tendencia a la deformación y a la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi.

#### **3.2.1 Teorías que explican la ruptura de los instrumentos rotatorios y tipos de fractura.**

Hay muchas teorías que explican la ruptura de los instrumentos rotatorios pero las más destacadas son la de Pruett y la de Sattapan.

Las limas sufren tensiones en las curvaturas con radio pequeño, pasan el límite de elasticidad y esto causa la fractura (Pruett y cols. 1997).

Cuando las limas remodelan las paredes del conducto, entre la lima y éste hay más superficie de contacto y así la lima se atasca; esto causa un estrés muy grande y la lima se rompe.

Las fracturas se pueden producir por torsión o por fatiga de flexión.

La fractura por torsión es una fractura con deformación. (Una fractura con deformación visible del instrumento que pueden presentarse como: desenroscados, enroscamiento inverso,

enroscamiento inverso con apretamiento de las espiras o combinación de estos defectos) (Sattapan y cols. 2000).

La fractura por fatiga de flexión es una fractura sin deformación (Una fractura afilada sin defectos visibles del instrumento) (Sattapan y cols. 2000; Peng y cols. 2005; Shen y cols. 2006).

Según Pruett y cols. (1997), la fractura por fatiga pasa por tres estados: (Según observaciones en el microscopio electrónico de barrido).

Estado I : Una grieta inicial en la periferia del instrumento.

Estado II: La grieta se difunde de la periferia al centro del instrumento en forma de estrías que son causadas por la tensión durante rotación del instrumento.

Estadio III: Una fractura dúctil que se ve en le centro de la superficie fracturada.

### **3.2.2 Factores que influyen en la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi.**

#### **3.2.2.1. Radio y ángulo de la curvatura, diámetro de los instrumentos.**

El radio de la curvatura, el ángulo de está y el diámetro del instrumento son más importantes que la velocidad para predecir una separación de los instrumentos. El radio de la curvatura debería ser una variable independiente en los estudios que valoran la instrumentación del conducto radicular y en los estudios de la fatiga cíclica (Pruett y cols. 1997) (Fig.14).

La fatiga cíclica del metal es un factor importante en la fractura de naturaleza dúctil de un instrumento (Pruett y cols. 1997).

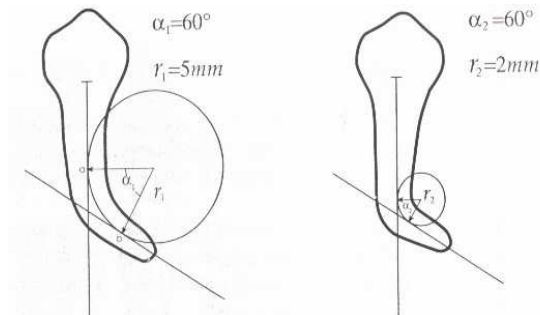


Fig. 14 El método de Pruett (1997) para medir el ángulo y el radio.

El radio pequeño de la curvatura, junto con un instrumento de diámetro grande, hace que bajen los ciclos que originan la fractura y que aumente el estrés del instrumento (Pruett y cols. 1997). Estos mismo autores indican que el factor más importante para determinar la resistencia a la fatiga de las limas es el radio de la curvatura, ya que al disminuir este aumenta la probabilidad de fractura (Pruett y cols. 1997).

Otros estudios refuerzan los resultados anteriormente descritos. Para la mayoría de ellos el radio de la curvatura y el diámetro del instrumento es un factor muy importante, como se demuestra a continuación:

El radio de la curvatura es el factor más importante para determinar la resistencia a la fatiga de los instrumentos. El tiempo para fracturar un instrumento disminuye con el aumento del diámetro de éste. Los instrumentos rotatorios de NiTi fallan por la fatiga cíclica. Una apreciación táctil del instrumento es válida para prevenir la fractura. El/la profesional no



debería asumir que un instrumento más grueso tenga una vida mas larga (Haïkel y cols. 1999).

El estudio de Yared y cols. (1999), confirmó parcialmente los resultados de Pruett y cols. (1997). Ellos determinaron que la vida de un instrumento tiene una relación inversa con el diámetro de este último. Los dos estudios se diferencian en el diseño de la parte experimental. Los instrumentos rotatorios usados fueron el Profile número entre 15 a 40 trabajando en conductos mesiales de molares mandibulares bajo la irrigación de una solución de hipoclorito sódico al 2,5%, para Pruett y cols. (1997). Yared y cols. (1999) utilizaron el Lightspeed número 30 y 40 en tubos metálicos idénticos sin emplear soluciones irrigadoras.

En 378 limas Quantec Series 2000, la lima que se desecho más fue la lima número 1 (*orifice opener*). Esto refuerza los resultados de Pruett y cols. (1997) respecto a que los ciclos a la fractura para los instrumentos con diámetro más grande son menores que en los instrumentos con diámetro más pequeño (Sattapan y cols. 2000<sup>b</sup>).

El ángulo de la curvatura y la velocidad de manejo son unos parámetros que aumentan el riesgo a la fractura, pero el ángulo de la curvatura es más importante que la velocidad de manejo. La velocidad de manejo no es un parámetro independiente pero está relacionado con el ángulo de la curvatura. La curvatura es un parámetro independiente y aumenta el riesgo a la fractura (Zelada y cols. 2002; Patiño y cols. 2005).

En un estudio de Ullmann y Peters (2005), se demuestra que el diámetro de los instrumentos juega un papel muy importante en la distribución de la tensión a lo largo del instrumento. Los

instrumentos con diámetro grande que se han sometido a fatiga cíclica varias veces hay que usarlos con precaución o descartarlos.

El ángulo de la curvatura es un factor que puede influir el torque y la fatiga cíclica que llevan al instrumento a la fractura (Bahia y Buono 2005; Capar y cols. 2015 <sup>a, b</sup>).

Cuánto más cantidad de metal tenga un instrumento menos resistencia a la fatiga presenta. Clínicamente esto implica que los instrumentos con más masa de metal (diámetros más grandes) hay que descartarlos antes que los instrumentos más pequeños (Grande y cols. 2007 <sup>a, b</sup>).

Inan y cols. (2007) indican que la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos del sistema ProTaper depende del radio de la curvatura, pero también del diámetro del instrumento. Estos autores nos advierten que el uso de limas rotatorias grandes en conductos curvos se debe de hacer con especial cuidado.

Según Plotino y cols. (2010), los instrumentos Mtwo 25.06 ofrecen más resistencia a la fatiga en conductos curvos (90 ° y 2mm de radio de curvatura) seguidos por Profile 25.06 de Maillefer, Profile 25.06 de Denstply Tulsa, FlexMaster 25.06 y F2 de ProTaper Universal. Dependiendo del diseño de la lima hay instrumentos del mismo diámetro y conicidad que se comportan de forma diferente en curvaturas muy abruptas.

Kosti y cols. en 2011 comprobaron que un aumento de curvatura de  $0\pm 10^\circ$  a  $10\pm 30^\circ$  aumenta la fractura de los instrumentos en un 35%. Los mismos autores indican también que el aumento de la curvatura de  $10\pm 30^\circ$  a  $30\pm 60^\circ$  hace que el riesgo de fractura aumente en un 22% más.

Lopes y cols. en 2011 y 2013<sup>a</sup> indican que el porcentaje de fractura aumenta si la curvatura cambia de localización del tercio medio al tercio apical. No se observaron deformaciones plásticas en el eje de los instrumentos Mtwo.

Según otros autores la curvatura del conducto no afecta a la flexibilidad de los instrumentos rotatorios ProTaper Universal, K3, y EndoSequence (Viana y cols. 2013).

### **3.2.2.2 Velocidad de manejo.**

En esta revisión bibliográfica se puede observar la falta de acuerdo entre los autores sobre la velocidad de manejo. Muchos de ellos indican que el aumento de la velocidad si afecta a la fractura y el desgaste de las limas pero otros demuestran que no influye en la separación de las limas.

Pruett y cols. (1997), demostraron que la alteración de la velocidad de manejo en un rango de 750 a 2000 r.p.m. no tiene un efecto significativo sobre el número de ciclos para la fractura (estudio realizado con Lightspeed, a 1000 r.p.m. y en tubos metálicos).

En un estudio con 320 limas Profile, 28 de ellas mostraron fractura/deformación (8,7%). La relación entre fractura y deformación fue 4 veces más probable a 333,33 r.p.m. que a 166.67 r.p.m. cuando se usaba una pieza de mano MicroMega 324. Utilizar los instrumentos a baja velocidad aumenta el tiempo de utilización de los instrumentos y disminuye los problemas del tratamiento (Gabel y cols. 1999).

La velocidad de manejo influye sobre la fractura de los instrumentos. A la velocidad de 150 r.p.m. los instrumentos penetran más en los conductos y se fracturan menos. Este estudio llegó a la conclusión que las limas de conicidad 0,04 se fracturan menos si se mueven a velocidad baja (Dietz y cols. 2000).

Los instrumentos Profile .04 Serie 29 utilizados con dos velocidades diferentes, 150 r.p.m. (30 mlares) y 350 r.p.m. (30 mlares), no se fracturaron (Daugherty 2001). El Profile 04 Serie 29 debería ser utilizado a 350 rpm para ser el doble de eficiente y reducir a la mitad la tasa de las deformaciones comparado con la velocidad 150 r.p.m.. Sin embargo las dos velocidades se pueden utilizar (Daugherty 2001).

Los instrumentos Profile 6% fueron utilizados en 300 conductos divididos en tres grupos (100 dientes cada uno) con una velocidad de manejo de 150, 250 y 350 r.p.m. Se vieron mucho más instrumentos separados o bloqueados en el tercer grupo (velocidad 350 rpm). Diferencias estadísticamente significativas se vieron entre el grupo de 150 r.p.m. y 350 r.p.m. pero no se vieron entre el grupo de 150 y 250 r.p.m. (Yared y cols. 2001).

Los instrumentos GT fueron utilizados en 300 conductos divididos en tres grupos (100 dientes cada uno) con una velocidad de manejo de 150, 250 y 350 r.p.m.. En ningún grupo se vieron separaciones; se presentó sólo un bloqueo de instrumento en el grupo de 350 r.p.m.. El estudio estadístico mostró diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de 150 r.p.m. y 350 r.p.m. y entre el grupo de 250 r.p.m. y 350 r.p.m. respecto al bloqueo del instrumento (Yared y cols. 2002<sup>b</sup>).

La velocidad de manejo y la curvatura del conducto radicular contribuyen al incremento del riesgo de fractura, sin embargo, entre los dos el factor menos importante es la velocidad de manejo. En este estudio no se separó ningún instrumento en tres diferentes velocidades (150, 250 y 350 r.p.m.) hasta cuando la curvatura no estaba tan pronunciada. Cuando la curvatura del conducto es pronunciada el riesgo para la fractura aumenta. Este riesgo sigue alto aunque lo usemos con baja velocidad y pocas veces. La velocidad no es un factor independiente pero está relacionado con la curvatura (Zelada y cols. 2002).

K3 y ProTaper fueron utilizados en conductos de dientes extraídos en tres diferentes velocidades 150, 250 y 350 r.p.m. (20 conductos por cada velocidad). Los instrumentos utilizados a 350 r.p.m. fueron más susceptibles a la fractura que los instrumentos utilizados a la velocidad de 250 r.p.m. y estos últimos fueron más susceptibles que los instrumentos utilizados a 150 r.p.m. En este estudio también se demostró que el ángulo de la curvatura es un factor muy importante respecto a causar fracturas, pero no hay diferencias entre las dos limas y el radio de la curvatura (Martin y cols. 2003).

El aumento de la velocidad de 300 a 600 r.p.m. en las limas F3 y F4 del sistema Protaper Universal reduce de forma significativa el número de ciclos hacia la fractura (Lopes y cols. 2009).

La velocidad entre 300 y 500 r.p.m. no influye en la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Profile Velox (Dentsply EE.UU.) ( Gao y cols. 2010).

La velocidad no afecta a la fatiga cíclica de los instrumentos del sistema mecanizado Mtwo que presentan el mismo tamaño y misma conicidad. La preparación del conducto fue menos costosa en términos de tiempo en las velocidades 250 y 350 r.p.m. comparadas con 150 r.p.m.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre las tres velocidades utilizadas (Pedulla y cols. 2014).

### 3.2.2.3 El torque.

Si se establece el torque justo por debajo del límite de elasticidad de cada instrumento, la tensión mecánica es menor y el riesgo de deformación plástica y de fractura es probable que se reduzca hasta un punto muy por debajo de lo que era posible anteriormente. Los valores de torque bajo, experimentalmente, proporcionan una mayor resistencia a la fatiga cíclica, lo que reduce el número finito de rotaciones hasta la fractura (Gambarini y cols. 2001<sup>a,b</sup>).

El torque está relacionado no sólo con la excesiva fuerza apical, sino también con el volumen del conducto antes de prepararlo (Peters y cols. 2001; Peters y cols. 2003).

Los instrumentos rotatorios ProTaper trabajan mejor con un torque alto (Berutti 2004).

Peters y cols. (2005) afirmó que el uso de la lubricación con los instrumentos rotatorios es una ventaja, porque se bajan los valores del torque máximo. Con soluciones acuosas (ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) y agua) los valores bajan más que cuando usamos un gel (Glyde™ Dentsply Maillefer Suiza). Lo que también se observó en este estudio fue que aunque en los instrumentos del sistema ProTaper no bajaban los valores del torque si que bajaba la fuerza de uso en un 12-54%. En los instrumentos Profile bajaban los valores de torque pero usando una pasta lubricante (Glyde™) aumentaba la fuerza que se aplicaba a los instrumentos, cosa que no pasaba con las soluciones acuosas.

#### **3.2.2.4 Exceso de fuerza.**

Un exceso de fuerza es la principal causa de fractura de los instrumentos. Los resultados de este estudio indicaron que las limas más pequeñas experimentaban un mayor porcentaje de distorsiones que las limas mayores, probablemente debido a una menor resistencia a la fatiga (Barbakow y Lutz 1997).

La aplicación de una fuerza vertical excesiva, induce a tener un torque más alto y esto es probable que cause fractura del instrumento (Blum y cols. 1999).

Ningún instrumento ProTaper se fracturó a pesar de ejercer una fuerza mayor, siempre cuando existe un camino deslizante ya preparado (Peters y cols. 2003).

#### **3.2.2.5 La experiencia del operador.**

La experiencia del operador es muy importante en la incidencia a la fractura de los instrumentos. Es una variable independiente cuando los otros parámetros son idénticos. Todos los instrumentos se fracturaron en el punto de máxima flexión. Los instrumentos se fracturaron en un gran porcentaje en el periodo de aprendizaje. Entre los cinco operadores, tres eran odontólogos generales y dos endodoncistas, la mayoría de los instrumentos se fracturaron por los odontólogos generales. En este estudio se demostró que el número de rotaciones determina el número de los ciclos a la fractura. Nueve instrumentos de nº 25, nueve de nº 20 y 3 de nº 15 fallaron (Mandel 1999).

Los instrumentos rotatorios son muy sensibles a la manera de manipulación. Si no son usados correctamente aumenta el estrés y el desgaste (Blum y cols. 1999).

La practica antes de usar las limas rotatorias GT con una técnica de crown-down a 150 r.p.m. es crucial para evitar la separación de las limas y reducir la incidencia a la deformación y del bloqueo de los instrumentos. Ningún instrumento se separo en manos de un operador con experiencia (Yared y cols. 2002<sup>b</sup>).

Yared y cols. han realizado otros estudios con limas Profile (2002) y ProTaper ( 2003) y han sacado los mismos resultados mencionados arriba pero con la diferencia que el Profile fue usado a 150 r.p.m. y el ProTaper a 300 r.p.m..

Vieira y cols. (2008) en un estudio clínico donde un experto en el campo de la Endodoncia utilizó 10 juegos de ProTaper cada uno de ellos en 5 molares. El mismo operador utilizó 10 juegos del sistema anteriormente citado, donde con cada uno de ellos conformó a 8 molares, y un tercer grupo donde un alumno de grado empleó 10 juegos del mismo sistema de forma que cada uno de ellos fue utilizado en 5 molares. El operador con experiencia no fracturó ninguna lima, el alumno de grado fracturó 6 limas. Los mismos autores relatan que la resistencia a la fatiga bajo de forma exponencial con el aumento de los usos clínicos. La fatiga estructural fue encontrada en todos los instrumentos. Los autores indican que la experiencia del operador influye en la fractura y la deformación plástica de las limas rotatorias.

En un estudio longitudinal donde se evaluó la fractura de las limas manuales y rotatorias de NiTi en un curso de Posgrado en Endodoncia se pudo constatar que en 1367 pacientes donde se realizaron 2180 casos y se trataron 4897 conductos radiculares, se encontraron un 1,83% de fracturas en todas las limas. Las limas manuales un 0,55% de los casos y las rotatorias en un 1,33% de los casos (Tzanetakis y cols. 2008). Las limas que se hallaron fracturadas fueron: 10



limas HERO (6 de 20.04; 2 de 30.06; 1 de 25.04 y 1 Endoflare), 9 limas de Profile (2 O.S. (*Orifice shaper*) 3; 1 O.S.2; 5 de 20.04 y 1 de 25.04), 2 limas GT, 6 limas ProTaper (4F1; 1S2; 1F3). Según estos autores la incidencia de fractura es muy baja aunque sean casos realizados por alumnos de posgrado.

Shen y cols. (2011) realizaron un estudio retrospectivo de 4 años sobre instrumentos usados en clínica por alumnos de grado. En este estudio detectaron que en 3706 limas Profile solo se deformaron un 1,3 % y solo el 1% se fracturó. La lima que presentó más defectos fue la 20(34/48). Según estos autores los sistemas rotatorios se pueden utilizar de forma segura por parte de los alumnos de grado.

#### **3.2.2.6. La Estructura.**

Las aleaciones de NiTi son aleaciones con memoria de forma que permiten su recuperación después de una deformación plástica cuando no están cargadas.

Este cambio de fase está producido por una transformación termo-elástica inducida por la tensión. Por ello se producen la deformación y la fractura cuando se alcanza la tensión límite de la fase martensítica (Thompson 2000).

Las aleaciones con memoria de forma se caracterizan de una transformación martensítica, que es reversible y esta acompañada por una histéresis que se puede inducir por la temperatura o por el estrés (Fig.15 y 16).

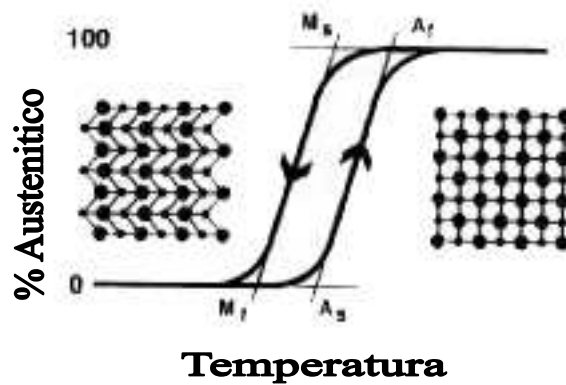


Fig.15 La histéresis del estrés inducido por la temperatura en las aleaciones de NiTi

En el caso de la temperatura la transformación martensítica empieza con la  $M_s$  (*Martensitic Start*) y acaba al  $M_f$  (*martensitic finish*) y la transformación al revés ocurre entre las temperaturas  $A_s$  y  $A_f$ .

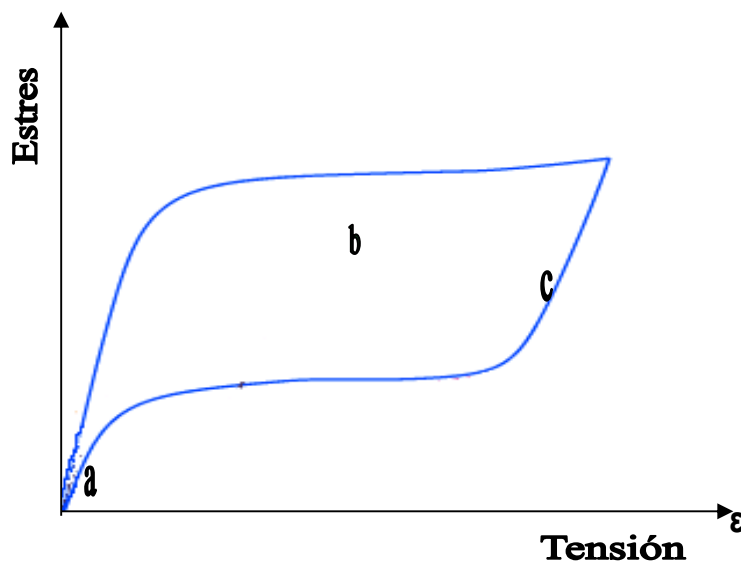


Fig.16 La histéresis inducida por la tensión en las aleaciones de NiTi.

En el caso del estrés el proceso de la transformación está inducido por la superelasticidad. Este efecto está relacionado con los cambios de la estructura en ciertas temperaturas. La fase austenítica se transforma en martensítica durante la carga y vuelve a la austenítica durante la descarga. Al principio, cuando empieza la tensión, la aleación es austenítica totalmente, después de un estrés particular, que depende de la temperatura, se observa la transformación martensítica (estable con el estrés) (Thompson 2000). La deformación fácil es una consecuencia de una transformación inducida por el estrés, si no actúa la tensión (curvatura) o el estrés, la fase martensítica no es estable en la temperatura del conducto, y por esto los especímenes recogen su forma original después de la descarga. Si la fase austenítica no existiera no sería posible la transformación y el comportamiento súper elástico no existiría. La fase austenítica y martensítica tienen una estructura cristalográfica diferente. La cristalografía austenítica es cúbica pero la martensítica es más compleja (Thompson 2000).



Fig.17 Mecanismo de súper elasticidad.

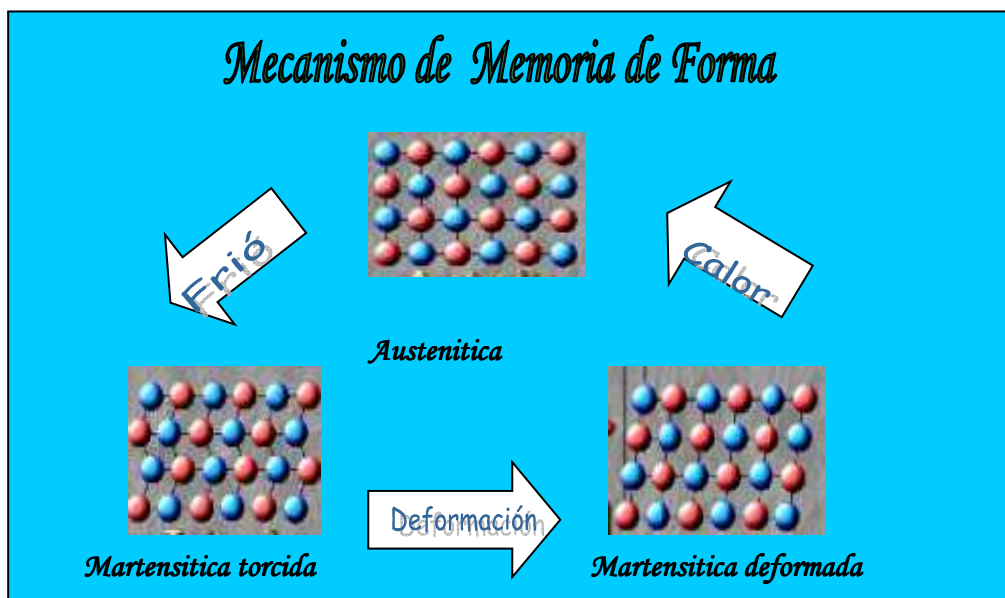


Fig.18 Mecanismo de memoria de forma.

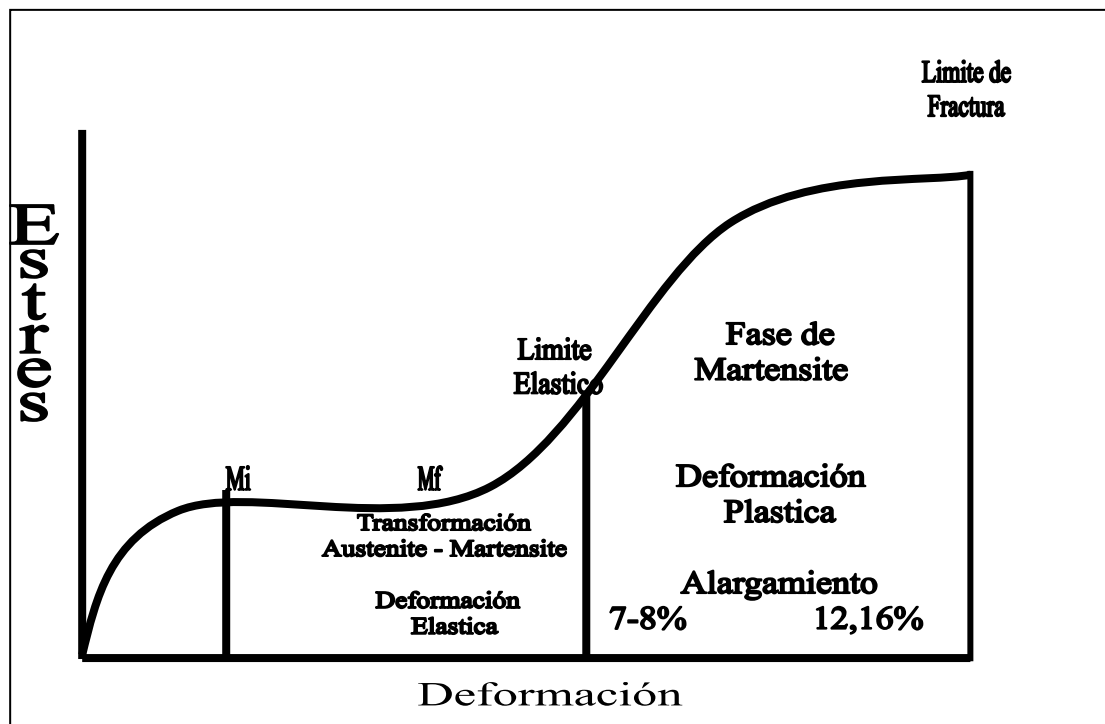


Fig.19 El comportamiento súper elástico del NiTi cuando está bajo tensión. Mi: Inicio de la transformación martensítica, Mf: Final de la transformación martensítica. Modificado por Gambarini y Thompson (2000).

Esta transformación cristalina permite la súper elasticidad del NiTi (Fig. 17, Fig.18 y Fig.19) aumentando la fragilidad y llevando a la deformación y, consecutivamente, a la ruptura si se sobrepasa el límite elástico (Thompson 2000; Gambarini 2000). Con los movimientos de vaivén se evita este riesgo porque se distribuyen las zonas con mayor estrés a lo largo de la parte activa del instrumento.

El estado de la superficie de los instrumentos endodóncicos estudiado con microscopio electrónico de barrido, se muestra como un factor muy importante para iniciar una fractura o separación (Kuhn 2001).

Los defectos durante la fabricación de las limas endodóncicas juegan un papel muy importante en la degradación de las propiedades mecánicas de estas aleaciones. Los defectos y

el estrés interno pueden influir negativamente en la movilidad de la interfase martensítica (Kuhn 2001).

El tratamiento de la superficie de los instrumentos RaCe (pulido eléctrico) reduce la presencia de micro-grietas, suciedades y defectos de fabricación (Tripi y cols. 2006).

Según Johnson y cols. (2008) la aleación M-wire presenta una resistencia a la fatiga cíclica superior (390% más) cuando es comparado con la aleación de Nitinol utilizada de forma convencional para fabricar las limas de los sistemas mecanizados para la conformación de los conductos. Según estos mismos autores el torque a la fractura de la aleación M-wire es la misma a la de la aleación de Nitinol.

Gao y cols. (2010) afirman que el material de las limas mecanizadas influye en la resistencia a la fatiga cíclica presentado diferencias estadísticamente significativas entre el M-wire y SE-wire, siendo mejor el primero.

La aleación M-wire hace que los instrumentos rotatorios sean más robustos y más resistentes al desgaste que los instrumentos realizados con aleación NiTi convencional por su estructura martensítica única hecha por nano cristales. Esta aleación mejora las propiedades mecánicas, aumentando la resistencia a la fatiga cíclica, poseen una flexibilidad alta y aumenta la resistencia al estrés torsional (Ye y Gao 2012; Pongione y cols. 2012; Pereira y cols. 2013; Ninan y Berzins 2013; Braga y cols. 2014; Capar y cols. 2015; Elnaghy y Elsaka 2015).

### **3.2.2.7 La esterilización y el hipoclorito de sodio.**

Las propiedades físicas del NiTi no son alteradas significativamente por la esterilización en autoclave con calor seco. Hay muchos estudios que demuestran que la esterilización mejora las propiedades de los instrumentos. Aunque hay otros que dicen que aumenta el riesgo a la fractura y otros que dicen que altera sólo la superficie de estos.

La esterilización y la exposición al hipoclorito sódico (NaOCl) pueden exaltar la corrosión de los instrumentos y aumentar el riesgo a la fractura. Los instrumentos presentan corrosión y fracturas completas después de la esterilización y exposición a NaOCl al 5% (Aten, 1993).

Después de la esterilización seca de los instrumentos de NiTi se ha experimentado un aumento de la dureza del NiTi, sugiriendo una mejora en la aleación después de la esterilización, verificado por el aumento de los ciclos hacia la fractura. La esterilización mejora la vida de los instrumentos de NiTi invirtiendo el estrés inducido por la transformación de la fase martensítica a la austenítica (Serene y cols. 1995; Melo y cols. 2002).

La esterilización no tiene ningún efecto en la prolongación de la vida clínica de los instrumentos y en la alteración de la fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi (Mize y cols. 1997).

La esterilización en autoclave de los instrumentos rotatorios de NiTi hasta en 10 veces no aumenta el riesgo de la fractura (Silvaggio y cols. 1997).

La esterilización en seco antes de cada uso y la exposición al NaOCl durante el tratamiento no aumenta el riesgo a la fractura de los instrumentos. Es posible que la esterilización en seco haya “rejuvenecido” los instrumentos después de su uso, explicando la estabilidad del número de las rotaciones hasta la fractura (Yared 1999).

36 instrumentos ProFile, 18 con conicidad 0,04 y 18 con conicidad 0,06 fueron expuestos a diferentes ciclos de esterilización. Los instrumentos que sufrieron más ciclos de esterilizaciones, mostraron en profundidad una composición química diferente a la del grupo control; esto fue el resultado de una cantidad enorme de óxido de titanio. Este grupo mostró una menor capacidad de corte en comparación con los otros grupos. La esterilización repetida de los instrumentos rotatorios en autoclave altera la estructura superficial de los instrumentos (Rapisarda 1999).

Los instrumentos de NiTi experimentan una corrosión severa después de sumergirlos en una solución de NaOCl diluida (O'Hoy y cols. 2003).

Los cambios en las propiedades mecánicas de los instrumentos endodóncicos de NiTi después de 5 ciclos de esterilización fueron insignificantes. Los procedimientos de esterilización producen un aumento significativo en la resistencia a la fatiga de los instrumentos. La esterilización cambia la microestructura de la superficie haciendo que los instrumentos sean menos susceptibles a las fisuras y a su propagación (Viana y cols.2006).

El fenómeno de la fractura prematura se puede atribuir a la corrosión galvanica inducida por la presencia de metales no similares, donde uno actúa como cátodo de una pareja galvanica



que se establece cuando el instrumento esta sumergido en la solución OCINa. El instrumento de NiTi puede actuar como ánodo y así se produce su corrosión (Berutti 2006).

La resistencia a la corrosión del NiTi mejoro bajando el pH de la solución NaOCl al 10,1, esto permite al sistema alcanzar una estabilidad donde domina el  $TiO_2$  y  $NiO_2$  (Novoa y cols. 2007).

Cheung y cols. (2007) indican que el hipoclorito afecta la vida de los instrumentos de NiTi y es un medio más corrosivo cuando se compara con el agua. En este estudio se encontró una huella de corrosión en uno de los instrumentos, que según los autores puede afectar la vida útil de los mismos.

Cheung y cols en 2008 revela que los instrumentos rotatorios de NiTi son susceptibles a la corrosión por parte del hipoclorito sódico y que las huellas de corrosión que aparecen en la superficie de ellos pueden ser puntos críticos para que se inicien y se propaguen micro fracturas que causarían la fractura del instrumento fatigado en la solución del hipoclorito.

Se debería tener en cuenta que después de varios ciclos de utilización y esterilización los instrumentos modifican algunas de sus propiedades físicas, pero la esterilización no es el gran responsable de estas alteraciones, el principal responsable es la utilización, que altera estas propiedades produciendo fatiga cíclica, no el material.

La polarización anódica de las limas rotatorias de NiTi dentro del conducto radicular durante 60 min, tiene como resultado la disolución parcial de la lima, dejando espacio para que las

limas manuales puedan sobrepasarlas y conformar el conducto bloqueado por la propia lima. Si aumentamos la cantidad de iones de flúor la disolución sería mayor (Aboud y cols. 2014).

Los ciclos repetidos de esterilización en autoclave no influyen en las propiedades mecánicas de los instrumentos mecanizados de NiTi excepto los instrumentos K3 XF que demuestran un aumento significativo de la resistencia a la fatiga cíclica (Plotino y cols. 2012<sup>b</sup>).

La esterilización mediante autoclave mejora la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos GT (Arias y cols. 2014).

### **3.2.2.8 Otros Factores**

Los depósitos de dentina aprisionados juegan un papel importante en los fallos clínicos de los instrumentos rotatorios de NiTi. Aunque el papel que puede jugar la dentina atrapada en las microfracturas que se forman durante el uso de los instrumentos rotatorios de NiTi es hipotético hasta ahora. Pero en los estudios microscópicos siempre se ven restos de dentina en las grietas y según ellos esta dentina puede inducir a que la microfractura se convierta en una fractura (Alapati y cols. 2004).

Las propiedades de un instrumento endodóncico están influenciadas por su diseño geométrico. El diseño de un instrumento y la técnica de instrumentación influyen en la magnitud y concentración del estrés y en la fractura del instrumento (Blum 1999; Turpin 2000; Berutti 2003; Alapati 2005; Xu y Zheng 2006). Estas propiedades también se afectan por el número de las espiras y por el proceso de producción. Los prototipos con forma romboide y con 24 espiras se pueden usar sin aumentar el riesgo de fractura si se usan con rotación limitada (Schäfer 2001).

El corte transversal de las limas rotatorias influye mucho en las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios de NiTi. Los factores que influyen más son la inercia del corte transversal, la profundidad de las espiras, área del centro del instrumento, y la superficie periférica. La forma del corte transversal de una lima tiene que ser diseñada para minimizar la concentración del estrés (Xu y Zheng 2006).

El diseño de un instrumento juega un papel muy importante en la resistencia a la fatiga de un instrumento (Tripi y cols. 2006, Chi y cols. 2016<sup>b</sup>).

Según Zhang y cols. (2010) los instrumentos con corte transversal en forma de U y triangular se fracturan mucho más que otro tipo de diseños como en S o triangular convexo. Según estos mismos autores el diseño del corte transversal influye más que la conicidad y el número de la lima en el aumento del estrés bajo torsión. Estos autores también confirman que las limas tipo Mtwo y Quantec se fracturan más que otro tipo de limas mecanizadas de NiTi por su diseño geométrico.

La resistencia a la fatiga cíclica aumenta cuando el área del corte transversal de un instrumento disminuye. De los cuatro instrumentos testados (TF, Race, Profile y K3) las limas rotatorias TF presentaron más resistencia a la fractura por fatiga (Oh y cols. 2010).

Los instrumentos más robustos presentan una resistencia a la fatiga cíclica mayor y se deben usar más en clínica. Pero en conductos curvos, se deben usar instrumentos que tengan menos masa de metal en el corte transversal porque son más flexibles y pueden conformar mejor los conductos y tener menos riesgo de fractura (Kaval y cols. 2016<sup>a,b</sup>).

La rotación también influye en la vida de los instrumentos mecanizados de NiTi. Una rotación alternante (60° horario y 45° anti horario) alarga más la vida de los instrumentos que una rotación continua en el mismo sentido (Varela-Patiño y cols. 2010). Según estos mismos autores las limas S1 y S2 del sistema Protaper Universal aumentaron sus ciclos de uso cuando fueron sometidos a una rotación alternante. La lima S2 fue más resistente a la fractura y a la deformación sometida a las dos diferentes rotaciones. Estos hechos fueron corroborados también por De Deus y cols. en 2010 los cuales en su estudio observaron que la lima F2 aumento su resistencia a la fatiga cíclica cuando era utilizada en un movimiento recíprocante en comparación con el movimiento continuo.

La rotación interrumpida por 1 o 5 segundos cada 10 o 20 segundos en sistemas como Protaper Next o el sistema Mtwo reduce la resistencia a la fatiga cíclica en las limas de gran calibre (X2 en Protaper Next y 25.06 en el Mtwo) y no afecta a la de las limas de pequeño tamaño (Pedulla y cols. 2016).

La rotación recíprocante hace que las limas únicas o las limas convencionales sean más resistentes a la fatiga cíclica. Numerosos estudios pueden confirmar este hecho (Gamabrini y cols. 2012; Castello-Escriva y cols. 2013; Lee y cols. 2013; Lopes y cols. 2013<sup>a</sup>; Da Frota y cols. 2014; Dagna y cols. 2014; Vadhana y cols. 2014; Shin y cols. 2014; Kiefner y cols. 2014; Capar y cols. 2015<sup>a,b</sup>; Ahn y cols. 2016; Ferreira y cols. 2016; Arslan y cols. 2016; Neelakantan y cols. 2016).

La temperatura a 37°C influye en la resistencia a la fatiga bajándola de forma drástica en casi un 85% comparado con los instrumentos que se encuentran en temperatura ambiente (20°C) (De Vasconcelos y cols. 2016).

### 3.3 Fractura por fatiga o fractura por torsión

Hay diferentes opiniones sobre este tema. Algunos autores apoyan la tesis de que la fractura por fatiga cíclica es mucho más importante y ocurre más veces que la fractura por torsión. Esto depende mucho del diseño del trabajo experimental, porque si se utilizan tubos de metal que no tienen dentina donde el instrumento se puede atascar, el instrumento siempre se va a fracturar por fatiga cíclica. Todo cambia cuando el estudio se ha realizado sobre dientes extraídos o en clínica, porque los dientes tienen curvaturas y dentina que son diferentes al material de los tubos de metal o cubos de metacrilato.

Pruett y cols. en 1997 aseguran que la fatiga cíclica del metal es un factor muy importante en la fractura del instrumento. Además han sugerido que se hagan tests normalizados para la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de NiTi, pero no sólo estáticos, sino también dinámicos.

En un estudio con Lightspeed (108 instrumentos) usados clínicamente no se encontró ningún crack por fatiga (Marending y cols. 1998).

Haikel y cols. en 1999 respaldaban los resultados de Pruet y cols. (1997) en todos los casos que han tenido fracturas, esta era de naturaleza dúctil, eso quiere decir que la fatiga cíclica es la mayor causa de fallos y fracturas de los instrumentos rotatorios de NiTi.

En 2000<sup>a</sup> Sattapan y cols., en un estudio con las limas rotatorias de NiTi Quantec Series 2000 (usados por un especialista endodoncista en 6 meses), observaron que el 55,7% de las fracturas eran por torsión y un 44,3% lo eran por fatiga. Esto indica que la fractura por

torsión, puede ocasionarse por ejercer más fuerza apical durante la instrumentación, ocurriendo más acusadamente cuando los conductos son curvos. También se observa que los instrumentos con un diámetro mayor se fracturan más por fatiga cíclica.

El fenómeno de la fatiga cíclica repetida del metal causado por las curvaturas del conducto puede ser el factor más importante en la fractura de los instrumentos (Kuhn 2001).

La fatiga cíclica parece que tenga un efecto acumulativo en los instrumentos, debilitándolos todo el tiempo (Ruddle 2001).

Los instrumentos de NiTi que presentan resistencia a la fatiga cíclica por flexión se deben de usar en la conformación de los conductos curvos (por ejemplo TF) y las que son más resistentes al estrés por torsión se deben de usar en conductos finos, estrechos y más o menos rectos (por ejemplo FlexMaster) (Park y cols. 2010).

### 3.4. Alargar la vida a los instrumentos rotatorios de NiTi con manipulación.

La implantación iónica de  $4,8 \times 10^{-17}$  iones /cm<sup>2</sup> de boro aumenta la solidez de los instrumentos de NiTi (Lee 1996). Este procedimiento y la nitrificación térmica cambia las características de la superficie de los instrumentos, esto aumenta la habilidad de corte y la resistencia al desgaste. La implantación iónica es todavía costosa, pero las técnicas industriales en gran escala pueden producir instrumentos más eficientes y seguros con un coste bajo. La implantación iónica no introduce contaminantes y afecta a 200-400 nm de la superficie sin crear alteraciones. De esta forma se disminuye el tiempo de instrumentación y los instrumentos duran más (Rapisarda y cols. 2000) (Fig.20).

Los instrumentos implantados no manifiestan los típicos cambios de superficie que afectan rápidamente a la vida de los instrumentos rotatorios de NiTi no implantados. En el microscopio electrónico de barrido los cambios de un instrumento no implantado se presentan después de 60 segundos trabajando en un cubo de metacrilato. Se observa que su superficie tiene modificaciones pequeñas en sus bordes. Después de 240 s presentan signos permanentes de desgaste en su superficie. En cambio los instrumentos implantados después de los 240 s, trabajando en un cubo de metacrilato, no presentan cambios significativos en la micromorfología de sus superficies (Rapisarda y cols. 2001).

Estos tratamientos crean una superficie de nitrato de titanio con una proporción de 1/1 de nitrógeno y titanio, pero este tipo de tratamiento es muy caro, por esto Tripi y cols. (2002; 2003), publicaron dos métodos diferentes para hacer este tipo de implantación de forma menos costosa. El primero es la reacción de NH<sub>3</sub> húmedo con el NiTi, bajo temperaturas muy altas (300°C), y el segundo es un procedimiento MOCVD (*metal organic chemical vapor*

*deposition*) con adaptadores de  $Ti(Et_2N)_4$  como precursores de titanio y nitrógeno. Con las dos técnicas se puede depositar nitrógeno en la superficie de los instrumentos rotatorios, pero la primera crea en la superficie una proporción de N/Ti de 0,9 y la segunda técnica de 0,2; esto quiere decir que la primera técnica es mejor que la segunda. Los autores dicen que necesitan más tiempo para estudiar los efectos que esto tiene en las propiedades de los instrumentos rotatorios de NiTi y si es lo mismo que la implantación iónica. Si esto se llega a confirmar y comercializar tendremos instrumentos que disminuirán el tiempo de trabajo y durarían más.

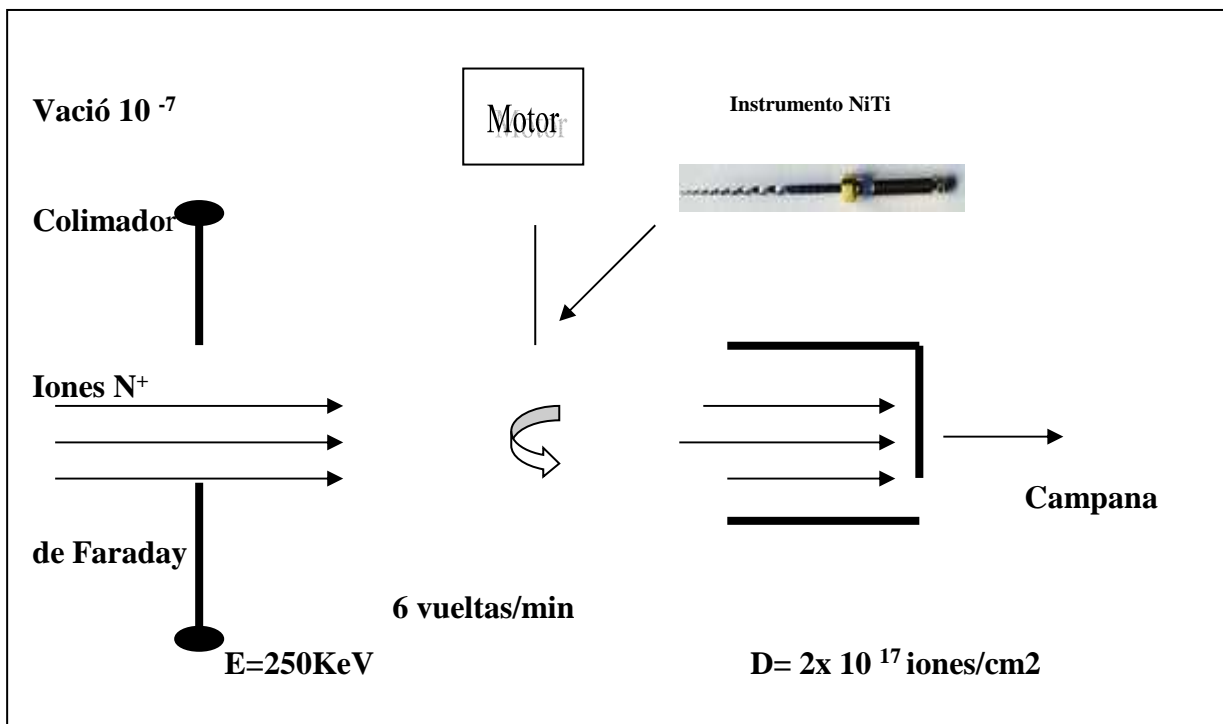


Fig.20 Esquema de la nitridación de los instrumentos.

El tratamiento criogénico de las instrumentos rotatorias consiste en la manipulación de estas con nitrógeno líquido a  $-196^{\circ}C$ . Este tratamiento aumenta la microdureza pero esta mejora no se detecta clínicamente. No se podían registrar cambios en la estructura cristalina (Kim y cols. 2005; Da Silva y cols. 2013; Vinothkumar y cols. 2016).



Wolle y cols. (2009) encontraron en su estudio, que el tratamiento de la superficie de las limas NiTi mediante iones de argón mejoró la resistencia a la fatiga cíclica comparado con el tratamiento de la superficie con iones nitrógeno. Los mismos autores indican que el tratamiento de la superficie con iones de argón o de nitrógeno no reduce la formación de micro grietas en la superficie de las limas.

El tratamiento de la superficie de las limas mecanizadas de NiTi mediante iones de nitrógeno según Gavini y cols. (2010) mejora la resistencia a la fatiga cíclica de las limas K3. Según los mismos autores la implantación industrial de esta técnica de modificación de la superficie de los instrumentos puede alargar la vida de los instrumentos.

Tratamiento térmico de los instrumentos rotatorios de NiTi consiste en tratar a las limas por 30 minutos en las temperaturas 250° C, 300° C, 350 ° C, 375 ° C, 400 ° C, 410 ° C, 420 ° C, 425 ° C, 430 ° C, 440 ° C, 450 °C, 475° C, 500° C, y 550 ° C para ver que temperatura es la más óptima y en este estudio se detectó que el grupo de los 430 ° C y 440 ° C presentaron los valores más altos de la resistencia a la fatiga. Los otros grupos tratados en temperaturas inferiores y superiores presentaban una resistencia disminuida. Este tratamiento termal puede significar un aumento de la resistencia a la fatiga de los instrumentos de NiTi (Zinelis y cols. 2007).

Ebihara y cols. (2011), realizaron un estudio donde aplicaron altas temperaturas por un tiempo de 30 minutos ( un grupo a 400°, otro grupo a 450° y un último grupo a 500°) obteniendo como resultado, a las pruebas mecánicas realizadas, un aumento de la flexibilidad de las limas, lo que las haría más efectivas en la conformación de los conductos radiculares.

Anderson y cols. en 2007 y Lopes y cols. en 2010 indican que el tratamiento de electro pulido reduce las irregularidades en la superficie de las limas y por consiguiente aumenta la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de NiTi.

El pulido electro-químico de las limas del sistema K3 no influye en la resistencia a la fractura de estas limas (Barbosa y cols. 2008).

Según Boessler y cols. (2009) la técnica de electro pulido altera la forma de los bordes cortantes de las limas rotatorias de NiTi con la consiguiente afectación de las habilidades de corte de estas limas. Estos mismos autores indican que con este tipo de limas se debe de aumentar el torque para conformar mejor los conductos.

Praisarnti y cols. en 2010 indican que el electro pulido es muy beneficioso para las propiedades anticorrosivas de la aleación de las limas rotatorias de NiTi en contra del hipoclorito de sodio. Estos instrumentos presentan más resistencia a la fractura por fatiga.

El tratamiento de la superficie de las limas mediante electro pulido y el tratamiento térmico de las limas Race, aumento la resistencia a la fractura por fatiga (Condorelli y cols. 2010). Otros autores como Kim y cols. (2010) apoyan los resultados del estudio anterior añadiendo también el proceso de fabricación mediante una técnica de retorsión, el cual aumenta también la resistencia a la fatiga cíclica (Iarsen y cols. 2009).

Lopes y cols. en 2016 mediante una análisis de la superficie de las limas sometidas a electro pulido y las que no están tratadas, observaron que las hendiduras eran más numerosas y más profundas. Los instrumentos que presentaban hendiduras menos profundas tenían un mayor número de ciclos hacia la fractura, siendo más resistentes y menos susceptibles a la separación.

Chi y cols. (2016<sup>a</sup>) han realizado un tratamiento de la superficie de las limas mecanizadas de NiTi mediante una capa entre 200 y 500 nm de titanio, zirconio y boro de estructura amorfa que aumenta en los test mecánicos la resistencia a la fatiga y a la fractura.

La aplicación de una capa flexible de dióxido de titanio hace que las limas sean más flexibles y mejora su capacidad de corte, además mejora la resistencia a la corrosión (Aun y cols. 2016).

### **3.5 Estudios sobre instrumentos rotatorios de NiTi.**

Hoy en día disponemos de muchos instrumentos rotatorios, por esto se han hecho varios estudios para ver su capacidad de corte y remodelación de los conductos, pero al mismo tiempo hay otros muchos para ver el desgaste de estas limas y el riesgo de fractura de las mismas. A continuación se revisarán algunos de estos trabajos, clasificados por sistemas de instrumentos.

#### **3.5.1 LightSpeed**

108 instrumentos LightSpeed fueron evaluados con un microscopio electrónico de barrido después de ser utilizadas, una parte en la facultad por estudiantes universitarios (3 grupos) y la otra parte en una consulta privada por un profesional (3 grupos). Los instrumentos utilizados en los tres primeros grupos no se esterilizaron con ultrasonidos. Según los autores, para remover los restos de las espiras de los instrumentos una simple esterilización no es suficiente y se debe utilizar un procedimiento con ultrasonidos. Una técnica correcta evita las fracturas de los instrumentos. El riesgo a la fractura es más alto cuando se utilizan muchas veces (Marending 1999).

El LightSpeed tiene imperfecciones antes de su uso. Según el autor no se pueden fabricar instrumentos rotatorios sin imperfecciones pero el objetivo es mejorar la calidad para minimizar las fracturas. En este estudio no se fracturó ningún instrumento (Eggert 1999).

### 3.5.2 Quantec.

En 378 limas Quantec Series 2000 (utilizadas por un endodoncista en 6 meses) 55,7 % fallaron a la torsión y 44,3% por la fatiga en flexión. La lima que desecharon más fue la lima número 1, el *orifice opener* (Sattapan y cols. 2000).

### 3.5.3 Profile.

En 320 limas Profile .04 solo 28 demostraron desgaste o separación el 8,7% (Gabel 1999).

La lima que demostró estar mas predispuesta a fracturarse fue la lima Profile 20-0,06, cuando ésta era utilizada mas de tres veces (Moldauer, 2002).

Un estudio mostró que todos los instrumentos Profile 0,04 numero 20 presentaban deformaciones. Entre ellos sólo dos instrumentos presentaban deformaciones visibles (Svec 2002).

1457 conductos de 419 molares inferiores fueron preparados con Profile 0,04. Cada juego de limas fue usado en 5 molares. 19 limas presentaron deformaciones plásticas visibles y 21 se fracturaron. 14 de ellas se fracturaron en el tercio apical y 7 en la parte media del conducto. Los instrumentos que se fracturaron más fueron los del número 20 especialmente después de la segunda vez de ser utilizados. Un uso prolongado en la clínica del sistema Profile aumenta

el riesgo de fractura de los instrumentos. 1/3 de los instrumentos fracturados sobrepasó la constricción apical (Al-Fouzan 2003).

Un total de 2880 instrumentos Profile fueron usados para preparar 1440 conductos simulados en cubos de metacrilato y otros 2880 para preparar 1440 conductos en dientes extraídos. En este estudio se fracturaron 12 instrumentos o un 0,41% en los conductos simulados y 9 instrumentos o un 0,31% en los dientes extraídos. La incidencia de fractura en total fue de un 0,36%; el 67% de estos instrumentos eran del número 25 conicidad 0,04; y el 81% de estos instrumentos se fracturo en el tercio apical (Di Fiore y cols. 2006)

#### **3.5.4 ProTaper.**

225 limas ProTaper fueron utilizadas divididas en tres grupos de 75; el primero de control, el segundo trabajó en 2 molares (6-8 conductos) y el tercero en 4 molares (12-16 conductos). Ninguno de ellos se fracturo tras haber trabajado en 4 molares (Fife y cols., 2004).

En un estudio de Peng y cols. (2005), observaron con microscopio electrónico de barrido 121 limas S1 del sistema ProTaper que fueron descartadas durante un periodo de 17 meses en una clínica endodóncica en China. 27 de estas limas se fracturaron sin deformación previa, 2 se fracturaron con deformación previa y solo una presentó defectos visibles sin fracturarse. En todas las limas se encontraron fisuras, desgaste de los bordes cortantes, restos de dentina atrapados en las fisuras.

En un estudio de cohorte de evaluación clínica a largo plazo se encontró que en un numero de 4652 tratamientos de conductos se fracturaron solo 113 (2,4%) instrumentos ProTaper en un

periodo de tiempo de 17 meses. El F3 se fracturo más que otras limas (34 en 113) y el F1 se fracturo menos que las demás (2 en 113) (Wolcott y cols. 2006).

Vieira y cols. (2009) indican que el uso del Protaper Universal en manos de un experto no presenta fracturas después de la instrumentación de 5 molares en clínica. Pero con el uso, baja la resistencia a la torsión y la deflexión angular de las limas cuando son comparadas con limas nuevas.

Luzi y cols. (2010) en su estudio observaron que las limas nuevas ProTaper presentaban defectos microscópicos pero no macroscópicos. Encontraron que solo un 7% de los instrumentos fueron fracturados. Los autores utilizaron el mismo juego de instrumentos en 30 conductos observando los defectos después de cada uso y sometiendo los instrumentos a ciclos de esterilización después de la conformación de cada tres conductos.

### **3.5.5 Mtwo.**

Inan y cols. (2009) en un estudio clínico donde se observaron mediante microscopio óptico y electrónico 593 limas de Mtwo que fueron utilizadas durante 12 meses en pacientes observaron que el 25,80 % de las limas presentaron defectos, el defecto más recurrente fue la fractura (16,02%). Las limas 10.04 y 15.05 fueron las que más fracturas presentaron un 30,39% y un 25,47% respectivamente. Según estos mismos autores estas últimas limas (10.04 y 15.05) se deben de considerar de un solo uso. La fractura de los instrumentos es debida a a fatiga cíclica por ello Inan y cols. (2009) sugieren que se deben usar mediante un número limitado de rotaciones.

### **3.5.6 HyFlex.**

Shen y cols. (2013) analizaron a 468 instrumentos HyFlex después de su uso en clínica no observando ninguna fractura y solo un 3,4 % de deformaciones. Un estudio por difracción por rayos X identificó que los instrumentos presentaban estructura martensítica y austenítica al mismo tiempo en temperatura ambiente. El riesgo de fractura de estos instrumentos dentro del sistema de conductos radiculares es muy bajo. Los instrumentos de calibre pequeño deben considerarse de único uso ( Shen y cols. 2013).

### **3.5.7 K3.**

En un estudio donde se observaron 2397 limas K3 que fueron utilizados durante 21 meses, en no más de 30 conductos, en una clínica de un endodoncista se concluyó que la incidencia de los defectos encontrados fue de un 5,63% de los cuales 3,59 son fracturas y 2,05% deformaciones. Los instrumentos que presentaron más defectos fueron en las limas de conicidad 0.04 y 0.06. El 63,95 % fallaron por fatiga de flexión, y el 36,05 % fallo por torsión (Shen y cols. 2015).

### **3.5.8 Estudios comparativos.**

En un estudio con los instrumentos Quantec, Hero y ProFile (número 25, conicidad 0,04 y 0,06) el Quantec conicidad 2 obtuvo los valores mas altos a la resistencia a la fractura (Haïkel y cols. 1999).

Tygesen y cols. (2001) estudio 420 limas: (210 Pow-R y 210 ProFile ). No observaron diferencias estadísticamente significativas en la incidencia de deformaciones de las limas

entre los dos sistemas. Se encontraron 20 limas ProFile (9,5%) y 28 limas Pow-R (13,3%) deformadas. Se rompieron dos limas Pow-R (0,95%) y no se fracturo ninguna ProFile.

Entre Profile y ProTaper el Profile se muestra más elástico que ProTaper y en las mismas condiciones, ProTaper presenta un estrés menor y mejor distribuido que Profile (Berutti y cols. 2003).

En un estudio entre ProFile, GT, Quantec y ProTaper no se observó ninguna deformación de instrumentos entre ProFile y GT. En el grupo de Quantec, se observó en una lima (0,10/ n°25) que las estrías se dañaron ligeramente. En el grupo del ProTaper, 6 de 12 limas F3 se deformaron y una SX apareció ligeramente dañada. En este estudio no se observó ninguna fractura (Yun y Kim 2003).

En otro estudio comparativo, esta vez entre K3 Endo, ProTaper y Profile, se prepararon 45 molares mandibulares y maxilares con curvatura entre 40 y 75 grados. Cada instrumento trabajó en 15 conductos que tenían una curvatura similar. La proporción de las limas deformadas fue de 15,3% para el sistema Profile, 2,4% para el sistema ProTaper y 8,3 % para el K3 Endo. El porcentaje de las limas fracturadas fue de 1,7% (Profile), 6,0% (ProTaper) y 2,1% (K3 Endo). De este estudio se desprende que los tres sistemas no presentaron diferencias estadísticamente significativas respecto a la fractura (Ankrum y cols. 2004).

Herrera y cols. (2004), en un estudio comparativo entre GT y K3 se instrumentaron 20 conductos con cada sistema y se encontraron con 4 limas GT fracturadas, las limas K3 no sufrieron ninguna fractura. La lima GT que se fracturó fue de calibre 20 y conicidad 0,06.



Schäfer y cols. (2006) al estudiar la conformación de conductos simulados con curvaturas entre 28 y 35°, efectuada con los sistemas rotatorios de NiTi, Mtwo, K3 y Race, encontraron que el Mtwo no se fracturó en ningún conducto, pero sí se encontraron deformaciones para éste, y para los otros dos sistemas sí que se encontraron fracturas, 6 instrumentos Race y 4 K3. Estos mismos autores realizaron el mismo estudio pero en dientes extraídos (60 conductos con curvatura entre 25y 35°), en este estudio no se encontró ninguna fractura en ninguno de los tres sistemas.

En un estudio comparativo entre Profile, ProTaper, GT y K3 Endo se instrumentaron 3181 conductos en una clínica de postgrado por estudiantes de primer año. La incidencia de fractura fue de un 0,39% en total; un 0,28 % para el sistema ProFile; un 0,41% para el ProTaper; un 0,39% para el GT y un 0,52% para el K3 Endo. El porcentaje de dientes donde se fracturaron limas fue de un 1,9 %. La mayoría de los fragmentos fracturados se encontró en el tercio apical (Di Fiore y cols. 2006).

Troian y cols. (2006) en su estudio compararon el sistema RaCe con el sistema K3. Se prepararon 100 conductos simulados en resina epoxi. 10 juegos por cada sistema fueron usados en este estudio, cada juego se descartaba después de haber preparado 5 conductos. No se observaron distorsiones en los instrumentos K3 pero si que se presenciaron en los instrumentos RaCe, además se evidenció desgaste en la superficie de los instrumentos RaCe y distorsión de las espiras cosa que no se evidencio de los instrumentos K3. En este estudio ningún instrumento K3 se fracturo, pero si que se separaron 6 instrumentos RaCe. Las diferencias entre los dos sistemas fueron estadísticamente significativas.

Un total de 166 instrumentos ProFile y 325 instrumentos ProTaper descartados durante 17 meses en una clínica endodóncica se analizaron y se evidenció que: el sistema ProFile presentaba un 7% de separaciones y un 5 % de deformaciones; el sistema ProTaper un 14% de separaciones y un 0,3% de deformaciones. El ProTaper se fractura sin avisar, al contrario que le ProFile que parece que sus espiras se distorsionan antes de que se separe (Shen y cols. 2006).

En un estudio clínico (Shen y cols. 2009<sup>a</sup>) realizado durante 12 meses en una clínica se testaron mediante stereomicroscopio y microscopio electrónico 1071 limas Profile.04, 432 limas Profile Series 29.04 y 1895 limas ProTaper Universal, todas ellas fueron de un solo uso. En las limas Profile Serie 29 no se encontraron deformaciones ni fracturas, en el sistema ProTaper Universal se encontraron un 2,9% de deformaciones y un 0,26% de fracturas, en el sistema Profile.04 solo se encontraron un 0,75% de deformaciones. Según los mismos autores las limas más afectadas fueron la 25 en el Profile .04 y la lima SX para el sistema ProTaper Universal. Aunque las limas fueron de un solo uso se encontraron mediante el sistema EDAX (microanálisis por dispersión de energías de rayos-X), restos de dentina y también se encontraron micro fracturas.

Los autores Shen y cols. (2009<sup>c</sup>) evaluaron 79 instrumentos fracturados durante 16 meses de uso en clínica. Los sistemas evaluados fueron K3 y ProTaper. El 78% de las limas K3 y el 66% de las limas ProTaper se fracturaron por fatiga cíclica. Todos presentaban uno o dos microfracturas previas a la separación final. El 86% de las limas del sistema K3 presentaban dos micro fracturas o más no solo en los bordes cortantes sino también en varios sitios de las espiras de las limas. El sistema ProTaper solo presentaba el 28% de dos o varios micro fracturas. En el sistema ProTaper según los mismos autores el 81 % de las limas de

conformación (limas S) solo presentaban una micro fractura y el 37% de las limas de acabado. La incidencia de la fractura está relacionada con la técnica de conformación de los conductos.

Yamazaki y cols. (2011) compararon la superficie del tercio apical de 30 limas K3, Protaper Universal, TF y Biorace antes y después de su uso en 12 bloques de resina y sometidas a 12 ciclos de autoclave mediante un microscopio de fuerzas atómicas y un microscopio óptico. En este estudio se pudo comprobar que la superficie topográfica de las limas cambio de forma estadísticamente significativa antes y después de su uso. El desgaste fue mayor en las limas Protaper Universal seguidas por K3, BioRace y TF.

En un estudio de Al-Hadalaq (2013) cuando se compararon dos instrumentos TF y Profile del mismo calibre y conicidad se observó que no había diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga cíclica como también a la resistencia a la fractura entre los dos sistemas en condiciones idénticas.

Otros autores comparan el ProTaper Next con el Protaper Universal indicando que el Protaper Next es más resistente a la fatiga cíclica (Pérez Higuera y cols. 2014; Nguyen y cols. 2014).

Arias y cols. en 2014 compararon la fatiga cíclica de dos sistemas GT y GTX llegando a la conclusión que los instrumentos GTX no usados pero esterilizados tendrían una vida más larga que las limas GT con una probabilidad de 75 y 66% respectivamente. Los instrumentos GT son más resistentes a la fatiga cíclica después del uso clínico cuando se comparan con los instrumentos GTX en los últimos 3 mm de la parte activa desde la punta del instrumento. El uso en clínica de los instrumentos disminuye la resistencia a la fatiga cíclica.

En un estudio donde se compararon los sistemas Hyflex EDM, ProTaper Universal y ProTaper Gold se pudo confirmar que el sistema HyFlex EDM presentaba la resistencia a la fatiga más alta cuando se comparaba con los otros sistemas ( Kaval y cols. 2016<sup>b</sup>). En este mismo estudio también se indica que aunque los sistemas ProTaper Universal y ProTaper Gold tengan el mismo corte transversal el ProTaper Gold presenta una resistencia torsional y de fatiga cíclica mayor a la de ProTaper Universal.

En un estudio reciente de Elnaghy y Elsaka 2016 donde los autores compararon el sistema TRUShape con el ProTaper Next, Gold y Universal llegaron a la conclusión de que el sistema TRUShape presenta una menor resistencia a la fatiga cíclica y una menor flexibilidad cuando es comparado con ProTaper Next y Gold. El sistema TRUShape, ProTaper Gold y ProTaper Universal tienen una menor resistencia al estrés torsional comparados con el ProTaper Next. La microdureza superficial del sistema TRUShape y del Protaper Gold es muy similares.

En varios estudios donde se comparan los sistemas ProTaper Universal y Protaper Gold se indica que este último tiene una resistencia a la fatiga y flexibilidad mejorada cuando se compara con ProTaper Universal ( Elangy y Elsaka 2016; Uygun y cols. 2016)

## 4. Objetivos



El **objetivo general** de este trabajo es la evaluación microscópica del desgaste de las limas Mtwo, tras su uso en diferentes condiciones de lubricación, influencia del operador, ensanchamiento previo del conducto y la esterilización simulando la preparación del sistema de conductos radiculares en clínica.

### **Objetivos Específicos**

1. Establecer cuando se empiezan a detectar imperfecciones en estas limas.
2. Describir la presencia y naturaleza de las imperfecciones encontradas en las limas.
3. Averiguar el tipo de fractura que se observa.
4. Establecer qué tipo de condición simulada ayuda a prevenir el desgaste y la fractura de los instrumentos mecanizados.





## 5. Materiales y métodos



## **5.1. Revisión bibliográfica.**

De manera previa al planteamiento de este estudio se realizó un análisis bibliográfico de las publicaciones científicas relacionadas a este campo; el procedimiento de la investigación de las diferentes fuentes fue la que se describe a continuación.

### **5.1.1 Tipos de estudios.**

Ensayos clínicos y de laboratorio que evaluaron la efectividad de uno o más instrumentos rotatorios y características ligadas a ellos.

### **5.1.2 Tipos de muestras.**

Ensayos clínicos donde se han utilizado instrumentos mecanizados de NiTi como una técnica habitual en pacientes, ensayos de laboratorio donde se utilizaron dientes extraídos, tacos de metacrilato y otros dispositivos para analizar la propiedades mecánicas de los instrumentos.

### **5.1.3 Tipos de intervención.**

Todas las técnicas de tratamiento de conducto en dientes extraídos, intervención clínica y conductos simulados.

### **5.1.4 Métodos de búsqueda para la identificación de los estudios.**

Para la identificación de los estudios incluidos en esta revisión, o considerados para la misma, se desarrollaron estrategias de búsqueda detalladas para cada base de datos registrada. Estas se basaron en la estrategia de búsqueda desarrollada para MEDLINE,

pero revisada apropiadamente para cada base de datos para tener en cuenta las diferencias en las reglas de sintaxis y el vocabulario controlado.

La búsqueda por tema utilizó una combinación de vocabulario controlado y términos de texto libre que se enumeran completamente más abajo.

1. ROTARY INSTRUMENTS
2. NITI INSTRUMENTS
3. ENDODONTIC
4. 3 AND 1
5. FRACTURE NITI ROTARY INSTRUMENTS
6. ROOT CANAL TREATMENT
7. WEAR ENDODONTIC ROTARY INSTRUMENTS
8. NITI ENDODONTIC ROTARY INSTRUMENTS
9. ROOT CANAL
10. ENDODONTIC FILES HISTORY
11. FRACTURE ENDODONTIC FILES
12. COMPARISON ROTARY NITI ENDODONTIC FILES AND STAINLESS ENDODONTIC FILES
13. STERILIZATION AND 8
14. SODIUM HYPOCHLORITE AND 1
15. TORQUE OR ENDODONTIC MOTORS

Tabla 1. Estrategia de búsqueda para PUBMED. El vocabulario controlado se presenta en mayúscula y los términos de texto libre en minúscula.

#### ***5.1.4.1 Bases de datos consultadas.***

**PubMed** (enero de 1994 hasta noviembre de 2016), un servicio de la National Library of Medicine que incluye más 16 millones de citaciones de MEDLINE y otras revistas de ciencias naturales con artículos biomédicos desde 1950. PubMed incluye enlaces con artículos completos y otras fuentes relacionadas.

#### ***5.1.4.2 Motores de búsqueda en Internet.***

Google fue fundada en septiembre de 1998 por Larry Page y Sergey Brin, Google Inc., es la empresa creadora de Google, un prestigioso motor de búsqueda diseñado para ofrecer un método de búsqueda por Internet rápido y fácil. Se trata del mayor motor de búsqueda de la Web, puesto que ofrece a los usuarios acceso a un índice compuesto por más de 8.000 millones de URL.

#### ***5.1.4.3 Idioma.***

La búsqueda intentó identificar todos los estudios relevantes sin distinción de idioma. Se consideraron los estudios en idiomas distintos al inglés, si podían ser traducidos. Se identificaron y tradujeron las referencias en alemán, italiano y portugués.

#### ***5.1.4.4 Búsqueda de referencias.***

Se inspeccionaron también las referencias de todos los estudios elegibles para verificar si había más estudios relevantes. Se revisaron las listas de referencias de los artículos de revisión identificados durante las búsquedas para ubicar estudios adicionales. También se consultaron las listas de referencias de los libros de texto sobre Odontología y Endodoncia.

#### **5.1.4.5 Búsqueda manual.**

Las revistas que se identificaron como importantes se seleccionaron para realizar una búsqueda manual para esta revisión. Las revistas que no habían sido revisadas en las bases de datos fueron revisadas manualmente en la biblioteca del Máster Propio en Odontología Conservadora y Endodoncia de la Universidad CEU Cardenal Herrera donde se buscaron en los índices de las revistas de Endodoncia y de otras revistas relacionadas con el tema como:

Journal of Endodontics 1994-2016;

International Endodontic Journal 1994-2016;

Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology, Oral Radiology and Endodontics 1994-2016;

Journal of Dental Research 1994-2016;

Journal of American Dental Association 1994-2016.

#### **5.1.4.6 Estudios no publicados.**

Se establecieron contactos personales para identificar artículos en curso o no publicados. Se establecieron contactos también con los autores de trabajos de investigación aún no publicados.

### **5.1.5. Métodos de la revisión.**

#### ***5.1.5.1 Selección de estudios.***

Todos los informes identificados electrónicamente por la búsqueda, se imprimieron y examinaron minuciosamente de forma independiente en base al título, las palabras clave y el resumen para ver si era probable que el estudio fuera relevante.

#### ***5.1.5.2 Obtención de los datos.***

Se seleccionaron todos los artículos que se incluirían en la revisión. Se tabularon los estudios excluidos con descripción de las razones de su exclusión. En todos los artículos seleccionados se registraron los siguientes datos: el año de publicación, tamaño de la muestra, muestra del estudio y resultados, descripción detallada de las técnicas empleadas y de los instrumentos utilizados, duración de los estudios, tipos de estudio realizados, conclusiones sobre estos estudios. En este estudio se incluyeron artículos o libros desde el año 1994 hasta hoy, con la excepción de algún artículo pionero o muy importante que fue incluido a pesar de exceder los límites de la búsqueda.

## 5. 2 Muestra.

Para la realización de este estudio fueron seleccionados 50 molares mandibulares extraídos por razones periodontales. Se realizaron radiografías en dirección vestibulo-lingual y mesio-distal de todos los dientes (Fig.21).

94 conductos mesiales (molares mandibulares) estrechos, con una curvatura simple y no muy pronunciada: con un ángulo entre 20° y 30° y un radio de 5 mm fueron seleccionados para este estudio. El radio y el ángulo de la curvatura se determinaron usando la técnica de Pruett (1997). Los dientes no debían presentar caries radicular ni resorciones externas e internas. Los dientes durante todo el estudio se conservaron en solución acuosa.

Se incluyeron estos conductos por la dificultad que presentan en la instrumentación, ya que los conductos anchos y sin curvatura no desgastan los instrumentos y por ello no cumplen los criterios que exige este estudio. Se eligieron 94 y no solo 90 para tener una muestra remanente por la posible fractura que podían sufrir algunos de las limas utilizadas en este estudio.



Fig.21 Dientes extraídos y radiografía en una proyección vestibulo-lingual.



### 5.3 Instrumental.

#### 5.3.1 Mtwo (Ver Anexo 1).

Mtwo es un sistema de instrumentación rotatoria de NiTi. El paquete estándar incluye una secuencia básica de 4 instrumentos con calibres en la punta (D1) que van del 10 al 25 (Fig. 22), presentando una conicidad que varía según el instrumento y otros instrumentos para conductos más anchos de 30 al 40. El calibre en D1 y la conicidad correspondiente a cada lima son las siguientes:

<b>Mtwo</b>	<b>Conicidad</b>	<b>Longitud</b>	<b>Identificación</b>
10	0.04	21, 25 y 31 mm	Un anillo color morado
15	0,05	21, 25 y 31 mm	Dos anillos color blanco
20	0.06	21, 25 y 31 mm	3 anillos color amarillo
25	0.06	21, 25 y 31 mm	3 anillos color rojo
30	0.05	21, 25 y 31 mm	2 anillos color azul
35	0.04	21, 25 y 31 mm	1 anillo color verde
40	0.04	21, 25 y 31 mm	1 anillo color negro
25	0.07	21, 25 y 31 mm	4 anillos rojo

Tabla 2. Mtwo presentación comercial.

Los instrumentos Mtwo presentan un corte transversal en forma de “S” (Fig.23), con dos hojas de corte en ángulo activo, que presentan un contacto radial mínimo, con un espacio muy conveniente para la remoción de dentina. El espacio es más profundo en la parte posterior de la parte activa, lo que reduce el riesgo de bloqueo y la acumulación de barrillo dentinario. Presenta una punta inactiva. Presenta una distancia entre hojas (pitch) variable y progresivo, lo que reduce la posibilidad de que el instrumento se pueda “atornillar” dentro del conducto, minimizando las posibilidades de fractura. Forman espirales largas, casi verticales. Esta forma reduce notablemente el efecto de “atornillamiento”, con lo que el riesgo de fracturas disminuye, al mismo tiempo que nos proporciona un mejor control de la progresión del instrumento dentro del conducto radicular, y una doble acción de corte: al penetrar y lateralmente. Esto permite la conformación simultánea del conducto logrando una forma cónica del mismo desde el primer instrumento. Los instrumentos Mtwo presentan dos longitudes de partes activas de 16 y 21 mm (Luzi y cols. 2006).

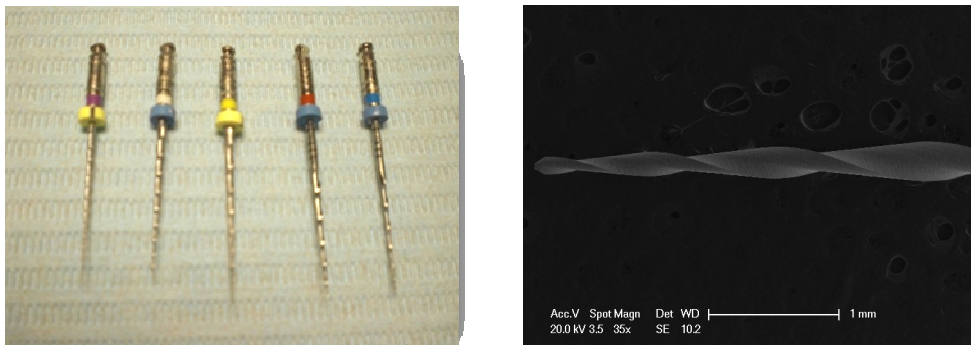


Fig. 22 Limas Mtwo fotografía de la secuencia habitual (izquierda) fotografía mediante microscopia electrónica a la derecha.

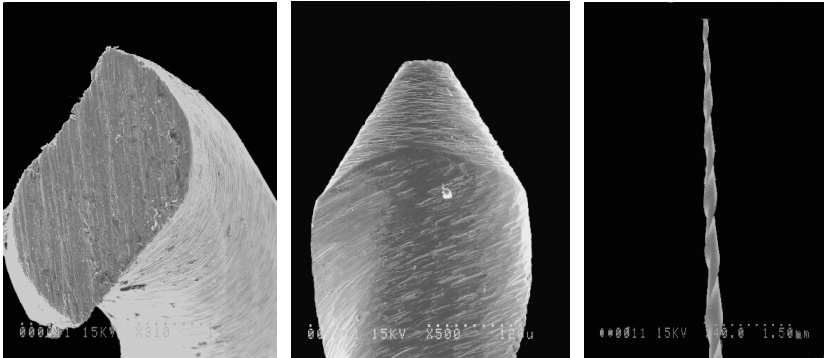


Fig.23. Mtwo: Sección de corte (izquierda), punta no activa (centro), apoyos radiales de corte (derecha).

-Limas K Flexofile 10 y 15 para permeabilizar el conducto y ensancharlo antes de usar los instrumentos rotatorios.

-Instrumentos manuales del 10-25 0.02 para realizar el camino deslizante previo.

-SX del sistema Protaper (Dentsply, Maillefer, Suiza).

-Disco de diamante para cortar los especímenes.

-*Clean Stand* (Dentsply, Suiza)

### 5.3.2 Sistema de propulsión de los instrumentos rotatorios.

Los dientes se prepararon con el motor endodónico X-Smart™ (Dentsply, Suiza) (Fig.24) a 300 r.p.m. con un torque de 2.8 para todos los instrumentos rotatorios



Fig.24 Motor X-Smart™.

### 5.3.3 Equipo de observación.

Los instrumentos rotatorios Mtwo fueron fotografiados antes y después de los correspondientes usos con un microscopio electrónico de barrido modelo Philips ESEM XL30 (Fig.25).



Fig.25 Microscopio Electrónico de Barrido (Philips ESEM XL30).

Para observar los instrumentos macroscópicamente se usó una lupa de 2 aumentos (Fig.26).



Fig. 26 Lupa de dos aumentos.

#### **5.3.4. Materiales de esterilización.**

La esterilización de los instrumentos se realizó con una cuba de ultrasonidos Ultrasons UB-1488. Limpia instrumentos con un recipiente de doble cuerpo, construido totalmente en acero inoxidable, dispositivo de vaciado, filtro antiparásito, reloj desconectador y calefacción regulable; además se utilizó un autoclave Matachana serie S100.

#### **5.3.5 Material para la instrumentación y más ensayos de laboratorio.**

Hipoclorito sódico al 2,5 y 5%

Clorhexidina 2%

EDTA en forma de gel (Glyde®)

## **5.4- Metodología.**

Todos los instrumentos Mtwo utilizados en este estudio fueron observados microscópicamente mediante el microscopio electrónico de barrido mencionado anteriormente. Para los ensayos 1, 2 y 3 los instrumentos fueron metalizados, mientras que para el ensayo 4 no se realizó ya que se les hizo el análisis con espectrómetro con rayos-X (EDS).

Todas las limas fueron fotografiadas a magnificaciones diferentes a 20 kV a 180, 270 y 360 ° en perspectivas laterales. Se les realizaron unas muescas y señas para conocer la posición inicial dentro de la cámara de vacío del microscopio electrónico de barrido. Antes de empezar a preparar los conductos la capa de oro fue removida de la superficie de los instrumentos utilizando una gasa y alcohol a 40% y después se limpiaron en un baño de ultrasonidos.

### **5.4.1 Técnica de Preparación de conductos.**

#### **Ensayo 1. Se procedió de la siguiente manera:**

El experto y los alumnos de posgrado y grado procedieron de forma idéntica para estandarizar la muestra y las condiciones del estudio. De esta manera solo se mide la influencia de un solo factor, la experiencia. Cada uno de los operadores instrumentó 10 conductos. Se eligió este número de muestra ya que hay estudios que indican que los instrumentos deben de utilizarse como máximo en 10 conductos (Yared y cols. 1999; Plotino y cols. 2006).

*5.4.1.1.* La corona de todos los dientes fue cortada mediante un disco de diamante y refrigeración. Las raíces utilizadas fueron cortadas a la misma longitud la de 18 mm. La

irrigación se realizó con hipoclorito sódico al 5%. La permeabilización de los conductos se realizó mediante lima K del número 10. La longitud de trabajo se consideró como 1mm menos de la longitud de la lima cuando llega al ápice. Después con una lima K n° 15, fue alcanzada la longitud de trabajo.

5.4.1.2. La secuencia utilizada de Mtwo mediante la técnica de conformación simultánea fue la siguiente:

Instrumento Mtwo 10.04 a la longitud de trabajo mediante movimiento de vaivén y cepillado de las paredes. La velocidad y el torque fueron constantes (indicadas anteriormente).

Patency con limas K del número 10 (LT+0,5mm). Irrigación con hipoclorito sódico al 5%.

Instrumento Mtwo 15.05 a la longitud de trabajo mediante movimiento de vaivén y cepillado de las paredes. La velocidad y el torque fueron constantes (indicadas anteriormente).

Patency con limas K del número 10 (LT+0,5mm). Irrigación con hipoclorito sódico al 5%.

Y así sucesivamente llegando a emplear como último instrumento la lima Mtwo 25.06.

Los instrumentos fueron esterilizados después de conformar 3 conductos primero en un baño de ultrasonidos y después en autoclave a 134° durante 60 min. Este procedimiento se repitió en el segundo ciclo. En el último ciclo el procedimiento se hizo después de conformar 4 conductos en vez de tres, puesto que las propiedades mecánicas y la resistencia a la fatiga de los instrumentos no se ven afectados por los ciclos de



esterilización hasta un número razonable de usos que puede ser hasta 4 veces (Viana y cols. 2006). Los dos tipos de ciclos son aceptables ya que en situaciones clínicas cuando conformamos un molar podemos realizar la esterilización después de ensanchar tres o cuatro conductos en la misma sesión. De esta manera, se esterilizan los instrumentos después de instrumentar los 10 conductos por parte de cada operador sin aumentar los ciclos de esterilización.

Después de usar la secuencia del Mtwo en cada conducto, los instrumentos fueron observados macroscópicamente a través de una lupa con 2 aumentos. Cuando se alcanzó la conformación de los 10 conductos los instrumentos fueron metalizados con polvo de oro y paladio (ver anexo 1), secados y fueron observados microscópicamente en el microscopio electrónico de barrido (MEB) y se les hicieron fotos a cada uno de los instrumentos para ver el desgaste y compararlo con los instrumentos nuevos. Mediante las muescas realizadas previamente en la parte no activa de instrumento se pudieron poner en la misma posición como anteriormente.

#### **5.4.2. Ensayo sobre el efecto de los irrigantes en el desgaste de las limas (Ensayo 2).**

En este caso la instrumentación se realizó de forma idéntica para todos los conductos, por parte de un operador con experiencia de más de 10 años en el campo de la Endodoncia, pero se cambió el irrigante en el Grupo 1 (n=10) se irrigó solo con hipoclorito de sodio al 5%, en el Grupo 2 (n=10) se irrigó con hipoclorito de sodio al 5% y EDTA en forma de gel, y en el Grupo 3 (n=10) se irrigó con clorhexidina al 2%.

En el Grupo 1 se irrigó con una jeringa de 5 ml durante 2 min después de cada instrumento usado en el conducto radicular.

En el Grupo 2 junto con la irrigación con 5 ml durante 2 min tras el uso de cada instrumento, este último antes de ser introducido en el conducto se embadurnaba con EDTA en gel.

En el Grupo 3 después de la instrumentación con cada uno de los instrumentos se irrigaba con una jeringa (5 ml) de clorhexidina durante 2 min.

5.4.2.1. La corona de todos los dientes fue cortada mediante un disco de diamante y refrigeración. Las raíces utilizadas fueron cortadas a la misma longitud la de 18 mm. La permeabilización de los conductos se realizó mediante lima K del número 10. La longitud de trabajo se consideró como 1mm menos de la longitud de la lima cuando llega al ápice. Después con una lima K nº 15, fue alcanzada la longitud de trabajo.

5.4.2.2. La secuencia utilizada de Mtwo mediante la técnica de conformación simultánea fue la misma descrita en el punto anterior. La variable que cambia es la solución de irrigación utilizada.

La instrumentación de todos los conductos se realizó hasta el instrumento 25.06.

Los instrumentos fueron esterilizados después de conformar 3 conductos primero en un baño de ultrasonidos y después en autoclave a 134° durante 60 min. Este procedimiento se realizó de forma idéntica al realizado en el Ensayo nº1.

Después de usar la secuencia del Mtwo en cada conducto, los instrumentos fueron observados macroscópicamente a través de una lupa con 2 aumentos. Cuando se alcanzó la conformación de los 10 conductos los instrumentos fueron metalizados con polvo de oro y paladio, secados y se observaron microscópicamente en el microscopio electrónico de barrido (MEB) y se les hicieron fotos a cada uno de los instrumentos para

ver el desgaste y compararlo con los instrumentos nuevos. Mediante las muescas realizadas previamente en la parte no activa de instrumento se pudieron poner en la misma posición como anteriormente.

#### **5.4.3 Ensayo de la influencia del preflaring en el desgaste de las limas mecanizadas de NiTi (Ensayo 3).**

En este caso el procedimiento de la instrumentación con los instrumentos Mtwo y la irrigación se realizó de la misma forma como se ha descrito anteriormente en el ensayo 1. La instrumentación de todos los conductos se realizó por parte de un operador con experiencia de más de 10 años en el campo de la Endodoncia. La única variable que cambiaba era el pre-ensanchamiento previo a la instrumentación con los instrumentos Mtwo.

Grupo 1 (n=10): se realizó un pre-ensanchamiento con limas manuales del número 15, 20 y 25. Las limas se utilizaron introduciéndolas en el conducto de forma pasiva sin forzarlas y no intentando llegar a la longitud de trabajo de forma inmediata. Los movimientos fueron horarios y antihorarios hasta notar resistencia y una vez llegados a este punto se les daba un cuarto de vuelta y se retiraban del conducto. Este tipo de movimiento se realizó hasta que la lima no tocara las paredes del conducto.

Grupo 2 (n=10): no se realizó ningún tipo de ensanchamiento adicional al que realizan los propios instrumentos Mtwo.

Grupo 3 (n=10): en este grupo la parte coronal del conducto fue ensanchada mediante el instrumento SX del sistema ProTaper Universal (Dentsply, Suiza) con un movimiento de vaivén introduciéndolo solos unos milímetros (3mm) dentro del conducto sin

alcanzar la longitud de trabajo y sin forzarlo dentro del conducto. El torque en este caso fue establecido en un 4 y la velocidad 300 r.p.m.

Los instrumentos fueron esterilizados después de conformar 3 conductos primero en un baño de ultrasonidos y después en autoclave a 134° durante 60 min. Este procedimiento se realizó de forma idéntica al que se realizó en el Ensayo n°1.

#### **5.4.4 Ensayo sobre la influencia de las sustancias irrigadoras en los instrumentos de NiTi (Ensayo 4).**

En este ensayo se utilizaran diferentes tipos de irrigantes y la esterilización después de cada ciclo de irrigación. Todas las limas se observaron antes al microscopio electrónico y después del tratamiento según grupo en la misma posición que anteriormente. En este caso las limas no fueron metalizadas ya que se les realizó un análisis EDS (*Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy*) para ver la cantidad de elementos que tenían en la superficie antes y después. Por ello la superficie fue la misma y se fijó mediante marcas y muescas en la parte no activa de las limas y en el mango. En la misma superficie se hicieron 10 mediciones diferentes para obtener la media. Las mediciones se realizaron en tres superficies diferentes punta (1 mm de la punta), parte media (8 mm de la punta) y la parte más coronal de la lima (16 mm justo en el límite entre la parte activa e inactiva del instrumento), siempre en la parte activa. Para ello se utilizaron tres juegos de instrumentos del sistema Mtwo (10.04; 15.05; 20.06 y 25.06) que se dividieron en tres grupos según la sustancia de irrigación utilizada.

Sumergimos solo la parte activa para evitar el proceso de la electrolisis que causa la pérdida de material. Puesto que si sumergimos el instrumento entero la parte activa tiene una aleación metálica distinta a la del mango que, si entran en contacto mediante

un ambiente acuoso con electrolitos libres se convierten en electrodos con la consiguiente pérdida de elementos (Berutti 2006). Para ello las limas fueron medidas en un *clean stand* lleno con la solución pertinente según grupo.

Los valores de los porcentajes al peso de los elementos Ni y Ti de cada instrumento nuevo (en los tres niveles descritos anteriormente) se utilizaron como valor estándar o como control para comparar los valores de los mismos elementos obtenidos después de la exposición de las limas a las diferentes sustancias irrigadoras como se detalla a continuación. En cada grupo se utilizaron 4 instrumentos (10.04; 15.05; 20.06 y 25.06).

Grupo 1: se utilizó hipoclorito de sodio al 2,5 % durante 3 minutos para cada instrumento del sistema Mtwo. Después de los tres minutos se esterilizaron en autoclave. Este ciclo se repitió 10 veces.

Grupo 2: se utilizó hipoclorito de sodio al 5 % durante 3 minutos para cada instrumento del sistema Mtwo. Después de los tres minutos se esterilizaron en autoclave. Este ciclo se repitió 10 veces.

Grupo 3: se utilizó clorhexidina al 2 % durante 3 minutos para cada instrumento del sistema Mtwo. Después de los tres minutos se esterilizaron en autoclave. Este ciclo se repitió 10 veces.

## 5.5. Criterios de comprobación.

### 5.5.1. Microscopia electrónica de barrido y mediante la lupa.

Los criterios usados para la comprobación de la integridad de los instrumentos fueron:

- Defectos Macroscópicos
  - Fracturas
  - Deformaciones
- Defectos microscópicos
  - Muecas en los bordes cortantes
  - Interrupción de los bordes cortantes
  - Microfracturas.
  - Grietas ( *crack* ) por fatiga
  - Restos de metal
  - Corrosión
  - Imperfecciones de fabricación
  - Restos de dentina

### 5.5.2 Análisis EDS.

Se evaluó la cantidad de Ni y Ti en una superficie determinada en la parte apical, media y coronal del instrumento antes y después de ser utilizados.

### **5.6 Análisis estadístico.**

Todos los datos obtenidos en este estudio se volcaron en una tabla Excel. Para todos los ensayos se realizó un análisis descriptivo de los datos.

Para ver la normalidad de la muestra se utilizó una prueba estadística de Kolmogorov-Smirnov. A continuación para comparar los defectos encontrados en los instrumentos (microscopia electrónica de barrido y lupa) antes y después de ser empleados se utilizó el test de Kruskal Wallis ( $p \leq 0,05$ ). La existencia de los diferentes defectos se puntuó con 1 y la ausencia con 0.

El test ANOVA de un factor y la prueba de homogeneidad de la varianza Leven con un p-valor igual o menor a 0,05, fue empleado para comparar y determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos relacionados con el instrumento, zona de medición, material y solución irrigadora utilizada sobre los resultados obtenidos con el EDS.





## 6. Resultados



### 6.1 Influencia del operador en el desgaste de las limas Mtwo.

Las observaciones efectuadas a las limas nuevas en los tres grupos no detectaron defectos macroscópicos pero si defectos microscópicos que se registraron como imperfecciones e fabricación (perdida de material en los bordes cortantes, defectos estructurales en la superficie de la lima) que se pueden ver solo a altas magnificaciones (Fig. 27).

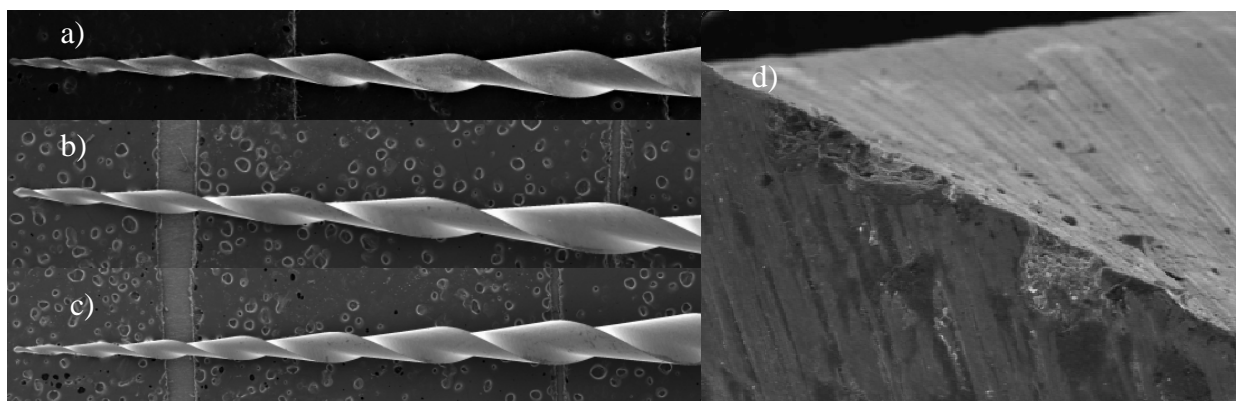


Fig.27 Instrumentos nuevos de Mtwo observados en el microscopio electrónico de barrido. a) Instrumento 20.06 a x50, b) instrumentos 25.06 a x50 c) instrumento 25.06 donde se pueden observar defectos de estructura en la superficie d) pérdida de material y defectos estructurales en la superficie del instrumento 15.05 nuevo a x800.

#### Defectos macroscópicos

En la siguiente tabla se pueden observar los resultados de las imperfecciones macroscópicas que se encontraron en los instrumentos después de emplearlos por parte del experto, del alumno de postgrado y el alumno del último curso de grado (n=10, por cada operador).

Defecto	Experto				Alumno de Postgrado				Alumno de grado			
	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06
Deformación	Si	No	No	No	Si	Si	No	No	Si	Si	No	No
Fractura	No	No	No	No	No	No	No	No	Si	Si	No	No

Tabla 3. Resumen de la existencia o no de los defectos macroscópicos en los instrumentos utilizados por los diferentes operadores.

En el grupo del experto no se encontró ninguna fractura pero si una deformación por ello un 25% de las limas utilizadas, o en un 10%, si nos basamos en el número de conductos trabajados por este operador, presentaron defectos macroscópicos. En el grupo del alumno de

posgrado tampoco se encontraron fracturas pero si dos deformaciones en los instrumentos 10.04 y 15.05 (50% de los instrumentos o un 20% en base a las veces que fueron utilizadas presentaron defectos macroscópicos). La fractura de los instrumentos solo se encontró en grupo de los alumnos de grado. Las limas se fracturaron después de trabajar 6 conductos en el caso de la limas 10.04 y de 7 conductos en el caso del instrumento 15.05. Los dos instrumentos fueron sustituidos con dos nuevos que también sufrieron deformaciones. Por ello en el último grupo los defectos macroscópicos alcanzaron un 66,7% de las limas o un 40% si nos basamos en el número de conductos trabajados.

Los instrumentos que sufrieron más desgaste macroscópico fueron el 10.04 y 15.05.

#### Defectos microscópicos

Defecto	Experto				Alumno de Postgrado				Alumno de grado			
	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06
Muecas en los bordes cortantes	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Interrupción de los bordes cortantes	No	No	No	No	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Microfractura	No	No	No	No	No	No	No	No	Si	Si	No	No
Grietas	Si	Si	No	No	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Restos de metal	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Corrosión	No	No	No	No	No	Si	No	No	Si	Si	Si	Si
Restos de dentina	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si

Tabla 4 Imperfecciones microscópicas encontradas en los instrumentos después de ser empleados por los diferentes operadores.

Como se puede observar en la tabla 4 todos los instrumentos sufren desgaste a nivel microscópico independientemente del operador. Las muecas en los bordes cortantes, los restos de dentina, y los restos de metal se encuentran en todos los instrumentos independientemente del operador. Pero en este estudio se pudo observar que en os

instrumentos utilizados por los alumnos de posgrado y de último curso de grado presentaban más de una imperfección de cada defecto registrado. En algunos casos (instrumentos 10.04 y 15.05) en el grupo del operador alumno de grado se encontraban en el mismo instrumento hasta 6 imperfecciones del mismo tipo (rupturas de los bordes cortantes).

La fractura encontrada es por fatiga ya que el corte es limpio y sin irregularidades en los dos instrumentos donde ocurrió (Fig.28).

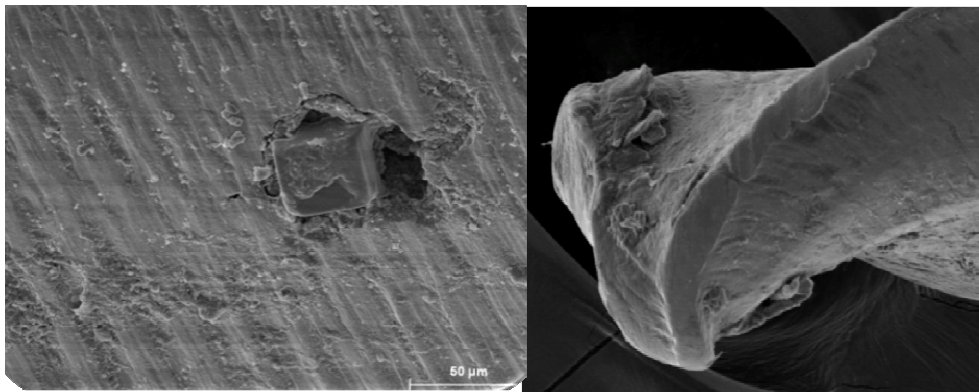


Fig. 28 Microfractura y fractura encontrada en el grupo 3 donde el operador fue un alumno de grado.

Las deformaciones en los instrumentos se fotografiaron con el microscopio electrónico de barrido y se pudieron observar acortamiento y estiramiento en las espiras de los instrumentos (Fig. 29).

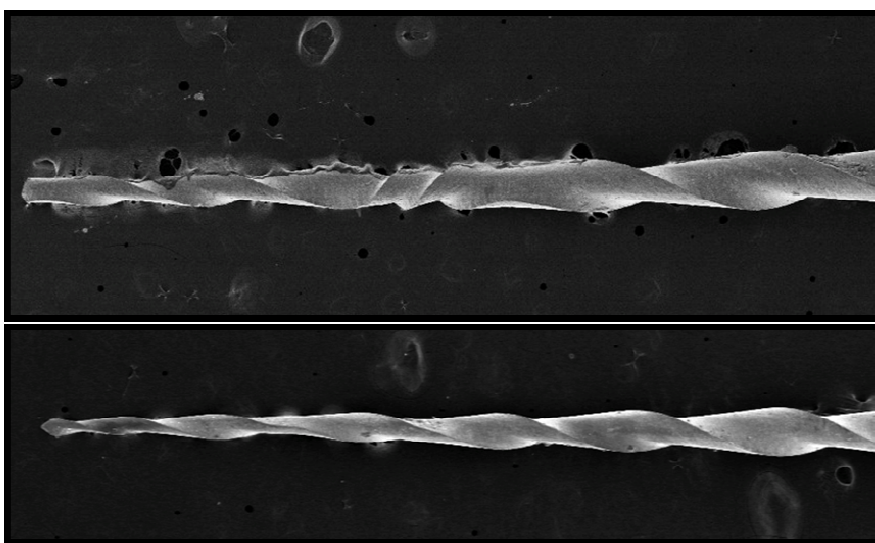


Fig. 29 En la figura de la parte superior se puede ver una espira acortada y en la parte inferior espira estirada la primera pertenece al grupo del alumno de grado y la inferior al grupo del alumno de posgrado.

En los instrumentos se pueden observar rupturas de los bordes cortantes que hacen que los instrumentos pierdan habilidad de corte y los restos de dentina que a pesar de la esterilización de los instrumentos y la limpieza exhaustiva se siguen viendo en ellos.

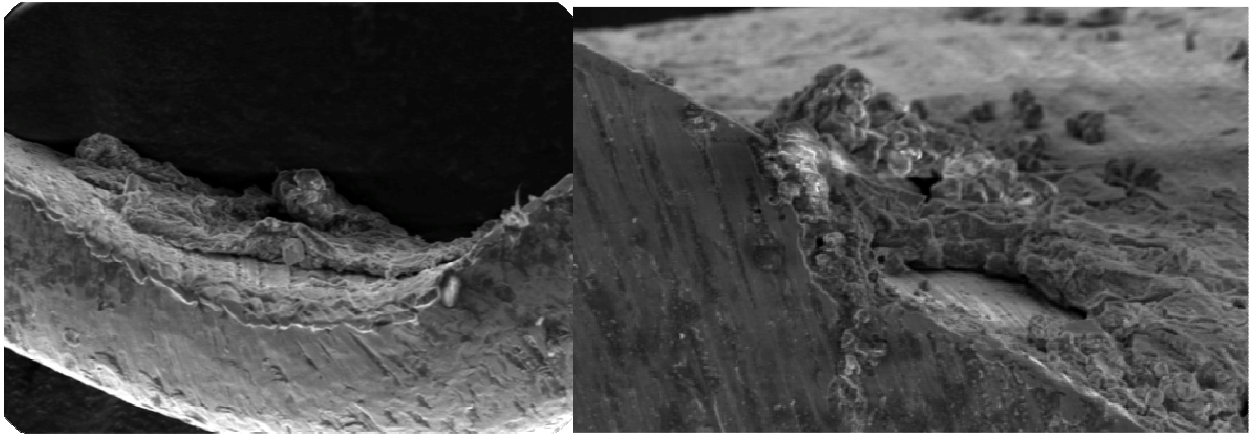


Fig.30 Muestras en los bordes cortantes en la limas de 15.05 (grupo del alumno de grado), y en la figura de la derecha se pueden observar restos de dentina.

Según el test estadístico de Kruskal Wallis donde el p-valor se estableció en menor o igual a 0,05, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos para los defectos macroscópicos (Deformaciones  $p=0,772$ , Fracturas  $p=0,579$ ) en los defectos microscópicos existen diferencias estadísticamente significativas en las imperfecciones de fabricación en las limas nuevas siendo más altos estos últimos en el juego de instrumentos utilizado en el grupo 3. Para las otras imperfecciones no existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos (muestras en los bordes cortantes  $p=0,306$ ; interrupciones en los bordes cortantes  $p=0,118$ ; microfractura  $p=0,579$ ; grietas  $p=0,261$ ; restos de metal en los bordes cortantes y los restos de dentina  $p=0,306$ ; la corrosión  $p=0,141$ ).

## 6.2 Utilización de diferentes soluciones irrigadoras.

Las limas nuevas utilizadas para ver el efecto de las soluciones irrigadoras en el desgaste de los instrumentos presentaron imperfecciones solo en el grupo 2 y 3 idénticas a la que explicamos en el punto 6.1.

En este ensayo de laboratorio se encontró una fractura en el instrumento 15.05 trabajando en el conducto número 10 en el grupo 3 donde se utilizó como sustancia irrigadora la clorhexidina (25%). La fractura fue por fatiga. Si se encontraron deformaciones en los

instrumentos 15.05 en el grupo 1 (hipoclorito sódico) y en la lima 10.04 en los dos últimos grupos (Fig. 31).

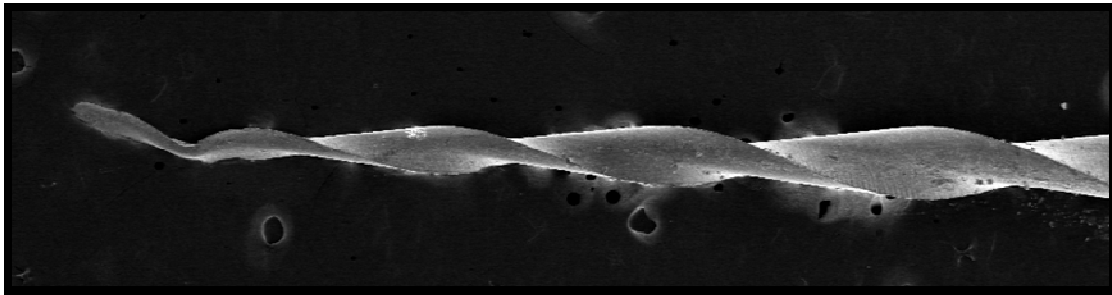


Fig.31 Deformación en la parte apical del instrumento 10.05 a x50.

En el grupo 2 (hipoclorito sódico y EDTA en gel) se observó dentina atrapada en las grietas formadas por la instrumentación de los conductos (Fig.32).

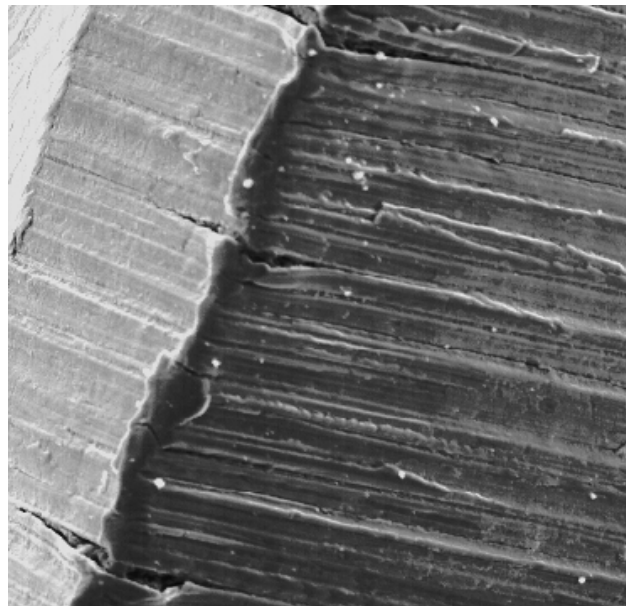


Fig. 32 Detalle de dentina atrapada en las grietas formadas en los bordes cortantes del instrumento.

En la siguiente tabla se puede ver la presencia o no de defectos en las limas según los grupos:

Defecto	Hipoclorito sódico				NaOCL+ EDTA en gel				Clorhexidina			
	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06
Muestras en los bordes cortantes	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Interrupción de los bordes cortantes	No	No	Si	Si	No	No	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Microfractura	No	No	No	No	No	Si	No	Si	Si	Si	Si	Si
Grietas	Si	Si	Si	Si	Si	No	No	No	Si	Si	Si	Si
Restos de metal	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Corrosión	Si	Si	No	No	Si	Si	No	No	No	No	No	No
Restos de dentina	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si

Tabla 5 Imperfecciones en los instrumentos Mtwo después de su uso en el sistema de conductos empleando diferentes soluciones irrigadoras.

En la tabla 5 se puede observar que en el grupo donde se utiliza la clorhexidina no hemos encontrado huellas de corrosión. En todos los instrumentos independientemente del tipo de irrigante utilizado se encuentran muescas en los bordes cortantes y restos de dentina. De los datos obtenidos también se puede destacar que las grietas se encontraron más en los grupos del hipoclorito de sodio solo y en el grupo de la clorhexidina. En el grupo donde se utilizó el EDTA como quelante el número de limas que presentaron grietas fue muy bajo.

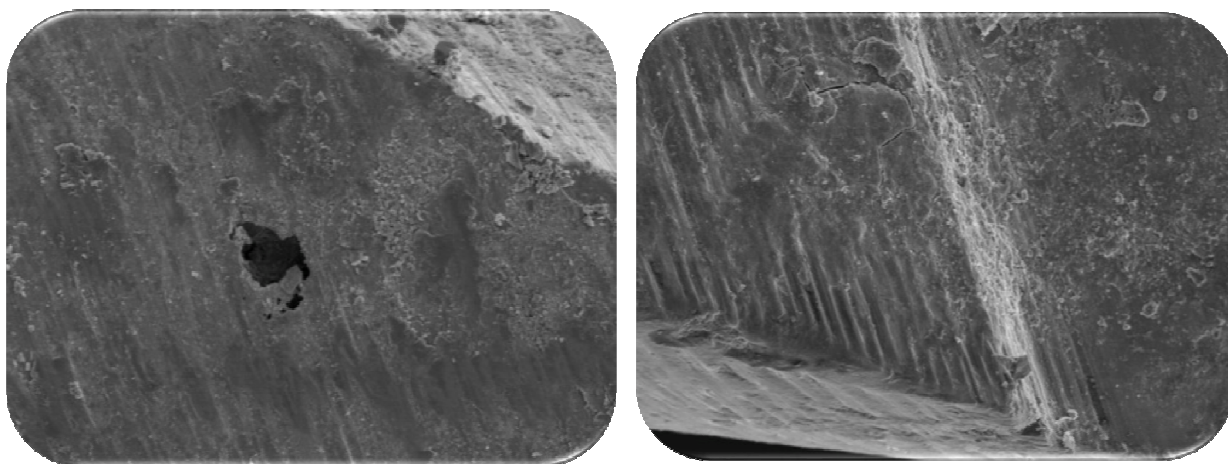


Fig. 33 Corrosión presente en el instrumento 15.05 en el grupo del hipoclorito de sodio (izquierda). Restos de dentina en los instrumentos 20.05 del grupo del hipoclorito de sodio y EDTA (derecha).



Del análisis estadístico realizado se puede observar que existen diferencias estadísticamente significativas según el test de Kruskal Wallis ( $p \leq 0,05$ ) entre los tres grupos en la presencia de las microfracturas  $p=0,047$  donde el peor grupo es el de la clorhexidina el siguiente el de hipoclorito sódico y el que mejores resultados da el grupo del hipoclorito y EDTA. También existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos en la presencia de las grietas ( $p=0,025$ ) donde el peor grupo es el de la clorhexidina el siguiente el de hipoclorito sódico y el que mejores resultados da el grupo del hipoclorito y EDTA. En los defectos macroscópicos no existen diferencias estadísticamente significativas (deformaciones  $p=0,141$ ; fracturas  $p=0,209$ ) como tampoco existen en el resto de los defectos microscópicos (muescas en los bordes cortantes  $p=0,306$ ; interrupciones en los bordes cortantes  $p=0,440$ ; restos de metal en los bordes cortantes y los restos de dentina  $p=1,000$ ; la corrosión  $p=0,209$ ).

### 6.3 Efecto del pre-ensanchamiento (*Preflaring*).

Las limas nuevas presentan los mismos defectos descritos en el punto 6.1 de este mismo trabajo.

En los defectos macroscópicos se registró solo una fractura en el grupo donde no se utilizaron instrumentos ninguno para realizar pre-ensanchamiento del conducto (Instrumento 15.05 en el último conducto un 25%). En el mismo grupo se encontraron dos deformaciones en el instrumento 10.04 y 15.05, este último se fracturó posteriormente (Fig. 34).

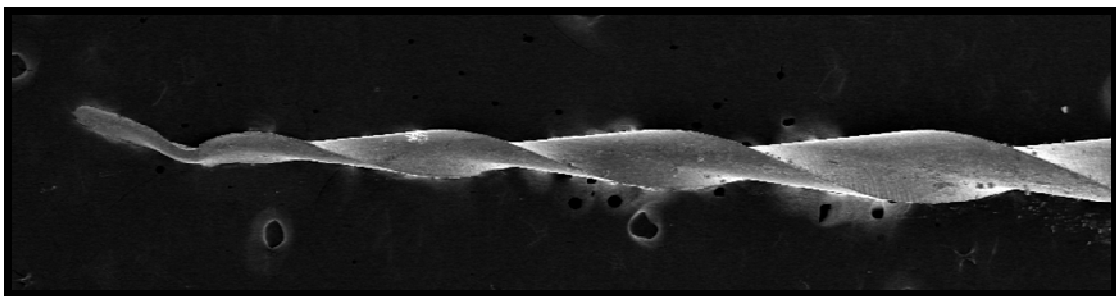


Fig.34 Deformación en la parte más apical del instrumentos 15.05 del Grupo 2.

#### Defectos microscópicos

En los dos grupos donde se realizó *preflaring* sea manual como mecánico no se encontraron microfracturas ni grietas en todos los instrumentos utilizados.

En el Grupo 2 (no pre-ensanchamiento) se encontraron grietas y microfracturas como también bordes hundidos.

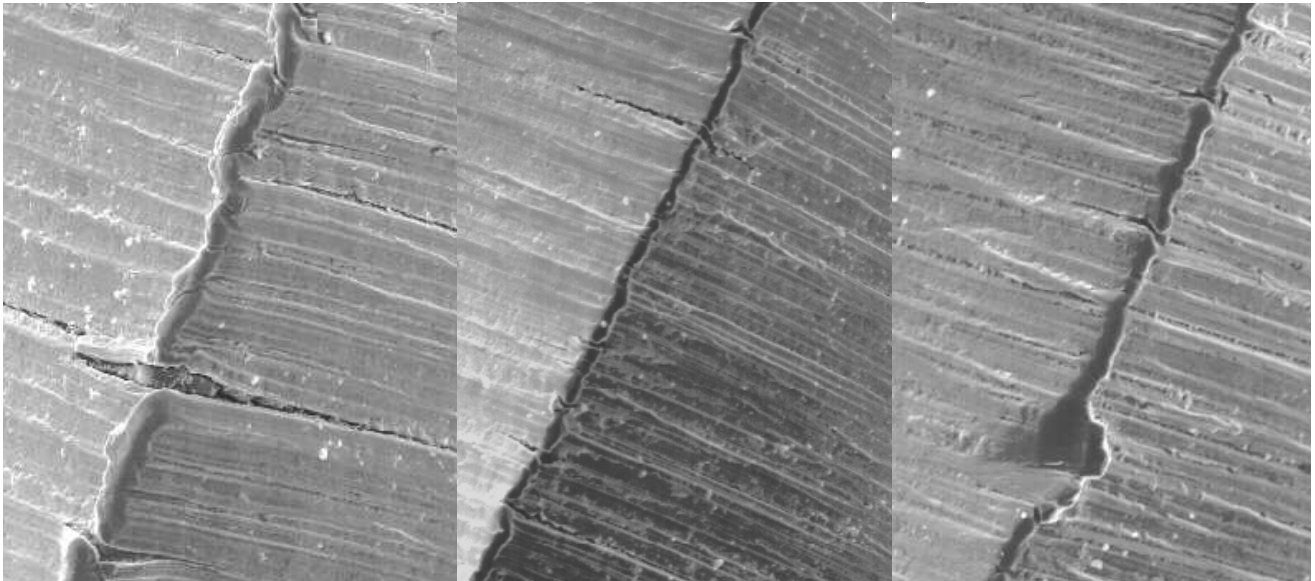


Fig.35 Izquierda grietas observadas en un instrumento 25.05 grupo 2; la fotografía del medio otro detalle de las grietas en el mismo instrumento descrito anteriormente; derecha borde hundido encontrado en el instrumento 15.05 en el grupo 2.

En la siguiente tabla se pueden observar todas las imperfecciones encontradas en todos los instrumentos empleados en este ensayo.

Defecto	Pre-ensanchamiento limas manuales				No pre-ensanchamiento				Pre-ensanchamiento SX			
	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06	10.04	15.05	20.06	25.06
Muecas en los bordes cortantes	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Interrupción de los bordes cortantes	No	No	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Microfractura	No	No	No	No	Si	Si	No	Si	No	No	No	No
Grietas	No	No	No	No	Si	Si	No	Si	No	No	No	No
Restos de metal	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	No	Si	No
Corrosión	Si	Si	No	No	No	No	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Restos de dentición	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si

Tabla 6 Imperfecciones en los instrumentos Mtwo en los tres grupos donde se ha valorado el efecto del pre-ensanchamiento del conducto en el desgaste de los instrumentos rotatorios.

En este grupo se pudieron observar huellas de corrosión como se demuestra en la figura 36.

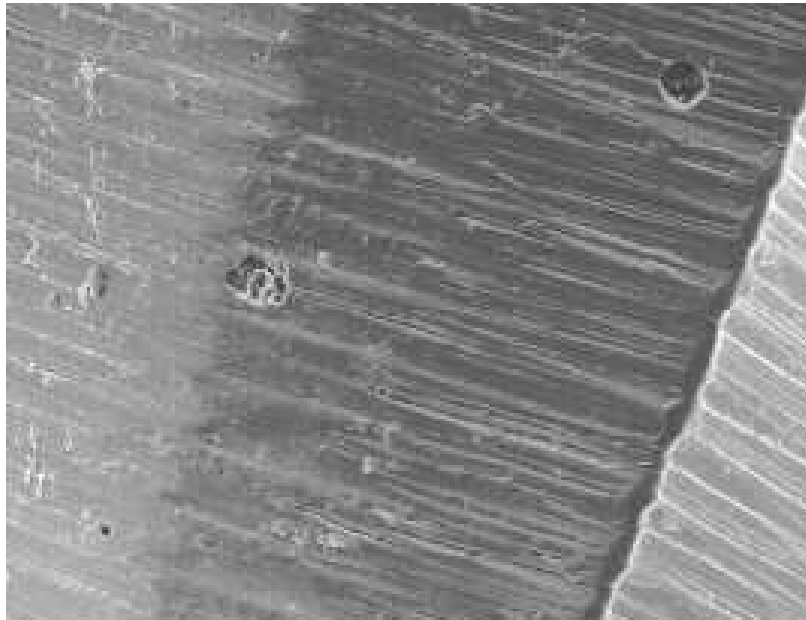


Fig. 36 Huellas de corrosión en el instrumentos 20.06 3n el segundo grupo.

El estudio estadístico mediante la prueba de Kruskal Wallis ( $p \leq 0,05$ ) determina que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos cuando nos referimos a las deformaciones ( $p=0,006$ ) presentando peores resultados el grupo 2 seguido por el grupo 1 y el que mejor se comporta es el grupo 3. No existen diferencias estadísticamente significativas en la incidencia de fractura. En los defectos microscópicos existen diferencias estadísticamente significativas en la incidencia de las microfracturas ( $p=0,000$ ) y de las grietas ( $p=0,000$ ) presentando peores resultados el grupo 2 seguido por el grupo 1 y el que mejor se comporta el grupo 3. No existen diferencias estadísticamente significativas para las otras imperfecciones (muescas en los bordes cortantes  $p=0,306$ ; interrupciones en los bordes cortantes  $p=0,261$ ; restos de metal en los bordes cortantes  $p=0,290$ ; restos de dentina  $p=0,306$ ; la corrosión  $p=0,209$ )

### 6.4 Efecto de la sustancias irrigadoras en la aleación de NiTi de los instrumentos mecanizados.

En las siguientes tablas (7, 8, 9 y 10) se pueden observar la cantidad de Ni y de Ti en la superficie de los instrumentos en los tres niveles establecidos. La medición de realizó en el microscopio electrónico de barrido descrito anteriormente en el apartado de material y métodos y a continuación en la figura 37, 38 y 39 se pueden observar algunas de las mediciones realizadas.

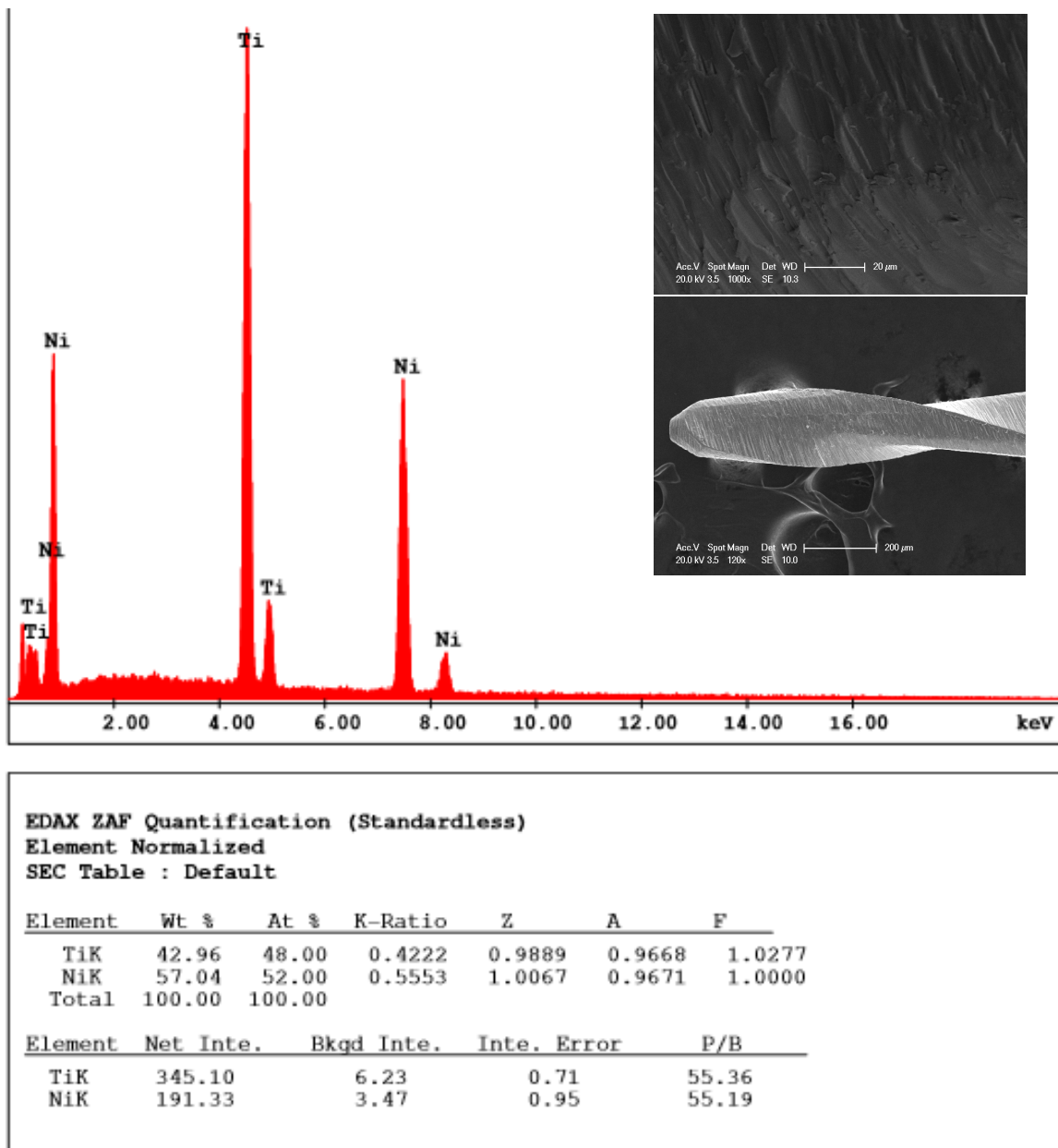


Fig. 37 Medición en la superficie de la parte más cerca de la punta del instrumento.

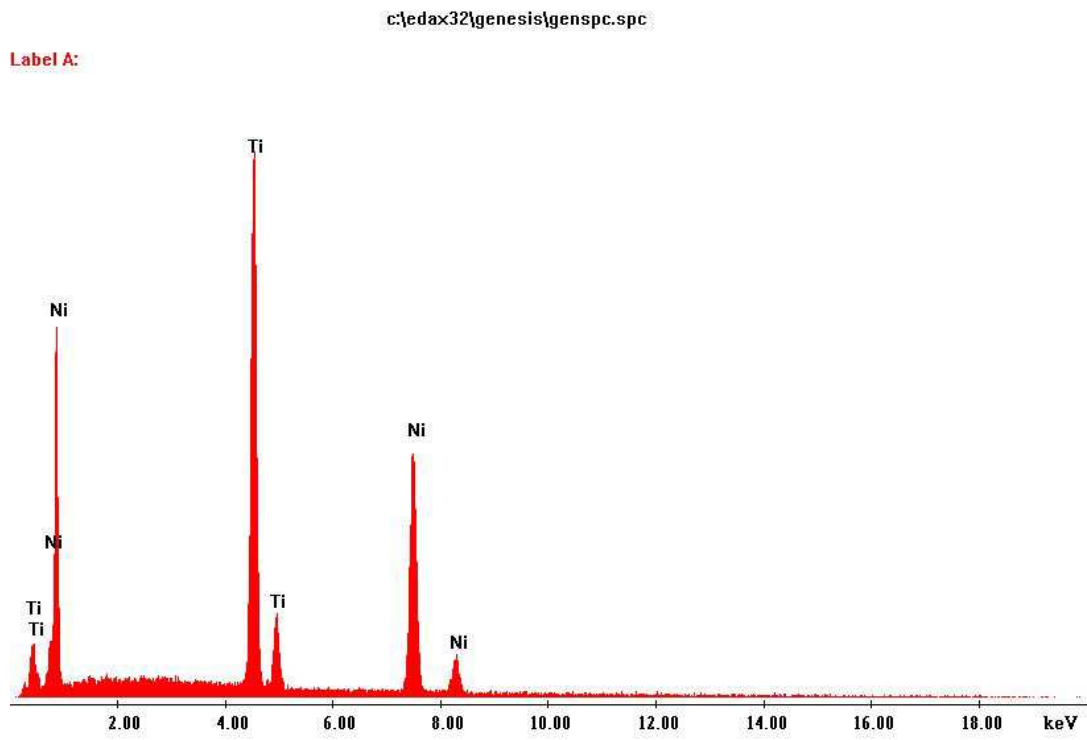


Fig. 38 Medición en la superficie de la parte media del instrumento.

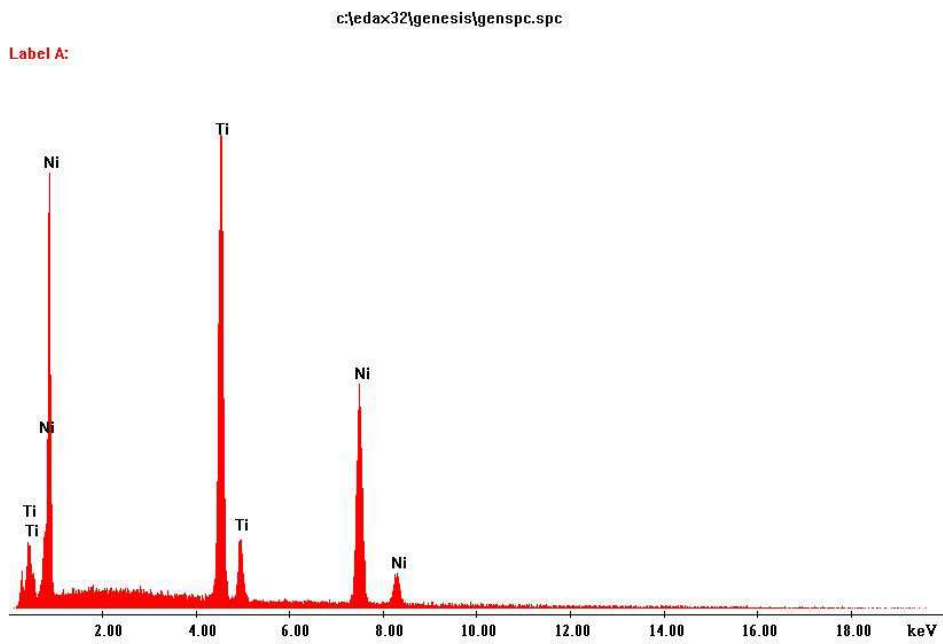


Fig. 39 Medición en la superficie de la parte más coronal del instrumento.

Estadísticos descriptivos						
Variable dependiente: RESULTADO DE MEDIDA						
TIPO DE INSTRUMENTO	ACCIÓN SOMETIDA	ZONA DE MEDICIÓN	TIPO DE METAL	Media	Desviación estándar	N
Instrumento 10.04	NUEVA	APICAL	Ti	43,648	0,708	10
			Ni	55,47	1,04523	10
		MEDIO	Ti	43,499	0,47205	10
			Ni	56,462	0,10486	10
		CORONAL	Ti	43,435	0,50509	10
			Ni	57,324	0,42846	10
	NaOCI 5%	APICAL	Ti	44,01	0,63195	10
			Ni	56,508	0,12127	10
		MEDIO	Ti	43,121	0,01287	10
			Ni	56,891	0,00994	10
		CORONAL	Ti	44,122	0,31212	10
			Ni	55,975	0,01179	10
	NaOCI 2.5%	APICAL	Ti	43,83	0	10
			Ni	56,17	0	10
		MEDIO	Ti	43,83	0	10
			Ni	55,79	0	10
		CORONAL	Ti	44,3	0	10
			Ni	55,7	0	10
	Clorhexidina	APICAL	Ti	43,99	0	10
			Ni	56,01	0	10
		MEDIO	Ti	43	0	10
			Ni	57	0	10
		CORONAL	Ti	43,58	0	10
			Ni	56,42	0	10

Tabla 7. Se detallan todas las medias de los porcentaje en peso de Ni y Ti del instrumento 10.04 nuevo y la desviación estándar en las distintas zonas de medición con las diferentes soluciones irrigadoras utilizadas.

Estadísticos descriptivos						
Variable dependiente: RESULTADO DE MEDIDA						
TIPO DE INSTRUMENTO	ACCIÓN SOMETIDA	ZONA DE MEDICIÓN	TIPO DE METAL	Media	Desviación estándar	N
LIMA 15.05	NUEVA	APICAL	Ti	43,41	0	10
			Ni	56,59	0	10
		MEDIO	Ti	46,56	0	10
			Ni	56,44	0	10
		CORONAL	Ti	43,78	0	10
			Ni	56,22	0	10
	NaOCI 5%	APICAL	Ti	39,68	0	10
			Ni	60,32	0	10
		MEDIO	Ti	44	0	10
			Ni	56	0	10
		CORONAL	Ti	43,78	0	10
			Ni	56,22	0	10
	NaOCI 2.5%	APICAL	Ti	42,49	0	10
			Ni	57,51	0	10
		MEDIO	Ti	42,09	0	10
			Ni	57,91	0	10
		CORONAL	Ti	42,76	0	10
			Ni	57,24	0	10
	Clorhexidina	APICAL	Ti	42,07	0	10
			Ni	57,93	0	10
		MEDIO	Ti	43,42	0	10
			Ni	56,58	0	10
		CORONAL	Ti	42,98	0	10
			Ni	57,02	0	10

Tabla 8. Se detallan todas las medias de los porcentaje en peso de Ni y Ti del instrumento 15.05 nuevo y la desviación estándar en las distintas zonas de medición con las diferentes soluciones irrigadoras utilizadas.

Estadísticos descriptivos						
Variable dependiente: RESULTADO DE MEDIDA						
TIPO DE INSTRUMENTO	ACCIÓN SOMETIDA	ZONA DE MEDICIÓN	TIPO DE METAL	Media	Desviación estándar	N
LIMA 20.06	NUEVA	APICAL	Ti	42,96	0	10
			Ni	57,04	0	10
		MEDIO	Ti	43,8	0	10
			Ni	56,2	0	10
		CORONAL	Ti	39,48	0	10
			Ni	60,52	0	10
	NaOCl 5%	APICAL	Ti	39,68	0	10
			Ni	60,32	0	10
		MEDIO	Ti	42,88	0	10
			Ni	57,12	0	10
		CORONAL	Ti	43,78	0	10
			Ni	56,22	0	10
	NaOCl 2.5%	APICAL	Ti	43,03	0	10
			Ni	56,97	0	10
		MEDIO	Ti	43,83	0	10
			Ni	56,13	0	10
		CORONAL	Ti	43,59	0	10
			Ni	56,41	0	10
	Clorhexidina	APICAL	Ti	43,72	0	10
			Ni	56,28	0	10
		MEDIO	Ti	43,81	0	10
			Ni	56,19	0	10
		CORONAL	Ti	43,16	0	10
			Ni	56,84	0	10

Tabla 9. Se detallan todas las medias de los porcentaje en peso de Ni y Ti del instrumento 20.06 nuevo y la desviación estándar en las distintas zonas de medición con las diferentes soluciones irrigadoras utilizadas.



Estadísticos descriptivos						
Variable dependiente: RESULTADO DE MEDIDA						
TIPO DE INSTRUMENTO	ACCIÓN SOMETIDA	ZONA DE MEDICIÓN	TIPO DE METAL	Media	Desviación estándar	N
LIMA 25.06	NUEVA	APICAL	Ti	43,41	0	10
			Ni	56,59	0	10
		MEDIO	Ti	44,19	0	10
			Ni	55,81	0	10
		CORONAL	Ti	42,53	0	10
			Ni	57,47	0	10
	NaOCl 5%	APICAL	Ti	43,13	0	10
			Ni	56,22	0	10
		MEDIO	Ti	43,01	0	10
			Ni	56,99	0	10
		CORONAL	Ti	43,66	0	10
			Ni	56,34	0	10
	NaOCl 2.5%	APICAL	Ti	43,75	0	10
			Ni	56,25	0	10
		MEDIO	Ti	42,88	0	10
			Ni	57,12	0	10
		CORONAL	Ti	42,87	0	10
			Ni	57,13	0	10
	Clorhexidina	APICAL	Ti	44,24	0	10
			Ni	55,76	0	10
		MEDIO	Ti	44,2	0	10
			Ni	55,8	0	10
		CORONAL	Ti	42,97	0	10
			Ni	57,03	0	10

Tabla 10. Se detallan todas las medias de los porcentaje en peso de Ni y Ti del instrumento 25.06 nuevo y la desviación estándar en las distintas zonas de medición con las diferentes soluciones irrigadoras utilizadas.

Según la prueba de homogeneidad de varianza de Leven en la prueba de ANOVA ( $p \leq 0.05$ ) obtenemos los siguientes resultados estadísticos cuando se comparan las medias totales de los elementos de Ni y Ti encontrados en la superficie de los instrumentos sometidos a las tres soluciones irrigadoras con el estándar (porcentajes en peso de los instrumentos nuevos), según cada tercio del instrumento. Esto se detalla en las siguientes tablas (11 , 12 y 13)

Instrumento	Valor calculado Nivel medio	P- valor
10.04	78	0,829
15.05	78	1,000
20.06	78	1,000
25.06	78	0,002*

Tabla. 11 Diferencias estadísticas en la parte más apical del instrumento para los elementos de Ni y Ti entre los instrumentos nuevos y los sometidos a la exposición a las diferentes soluciones irrigadoras. \*existen diferencias estadísticamente significativas.

A nivel más apical solo se encontraron diferencias significativas solo en el instrumento 25.06 donde los valores de los porcentaje de Ni y Ti oscilan bastante en las tres superficies y se observa más en los grupos de hipoclorito sódico.

Instrumento	Valor calculado Nivel medio	P- valor
10.04	78	0,350
15.05	78	0,000*
20.06	78	0,914
25.06	78	1,000

Tabla. 12 Diferencias estadísticas en la parte media del instrumento para los elementos de Ni y Ti entre los instrumentos nuevos y los sometidos a la exposición a las diferentes soluciones irrigadoras. \*existen diferencias estadísticamente significativas.

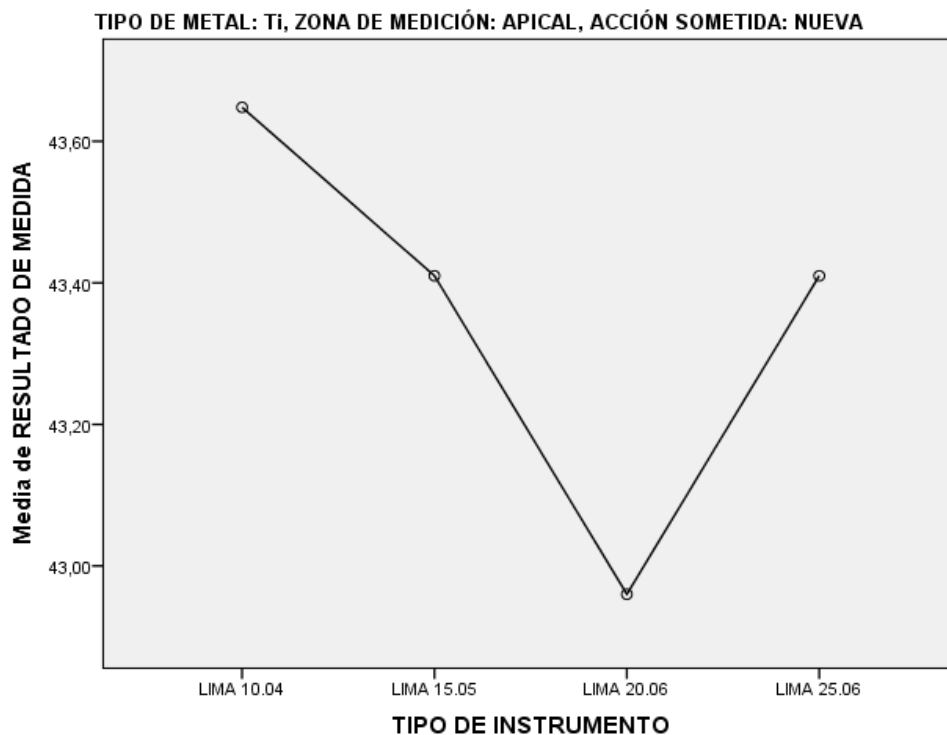
En la parte media del instrumento (siempre de la parte activa) solo se encontraron diferencias significativas solo en el instrumento 15.05 donde los valores de los porcentaje de Ni y Ti oscilan bastante en las tres superficies y se observa más en los grupos de hipoclorito sódico.

Instrumento	Valor calculado Parte coronal	P- valor
10.04	78	0,050*
15.05	78	1,000
20.06	78	1,000
25.06	78	1,000

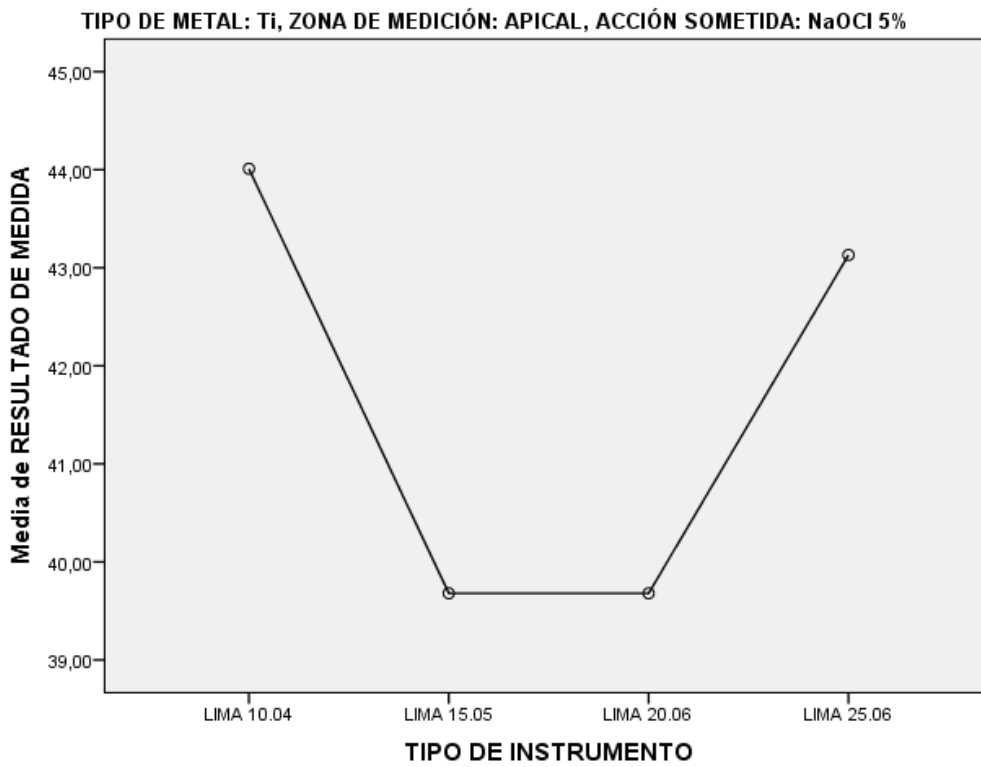
Tabla. 13 Diferencias estadísticas en la parte más alta del instrumento (parte activa) para los elementos de Ni y Ti entre los instrumentos nuevos y los sometidos a la exposición a las diferentes soluciones irrigadoras. \*existen diferencias estadísticamente significativas.

En la parte más alta del instrumento (siempre de la parte activa) solo se encontraron diferencias significativas solo en el instrumento 10.04 donde los valores de los porcentaje de Ni y Ti oscilan bastante en las tres superficies y se observa más en los grupos de hipoclorito sódico.

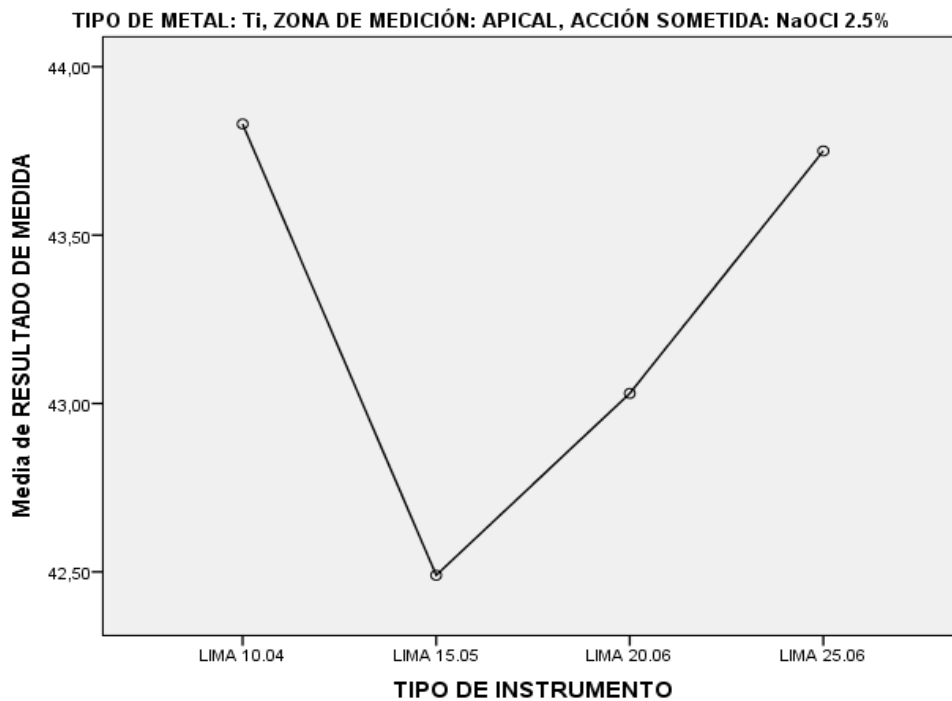
A continuación se representan en graficas la cantidad de Titanio y de Níquel en los diferentes instrumentos y según el tratamiento.



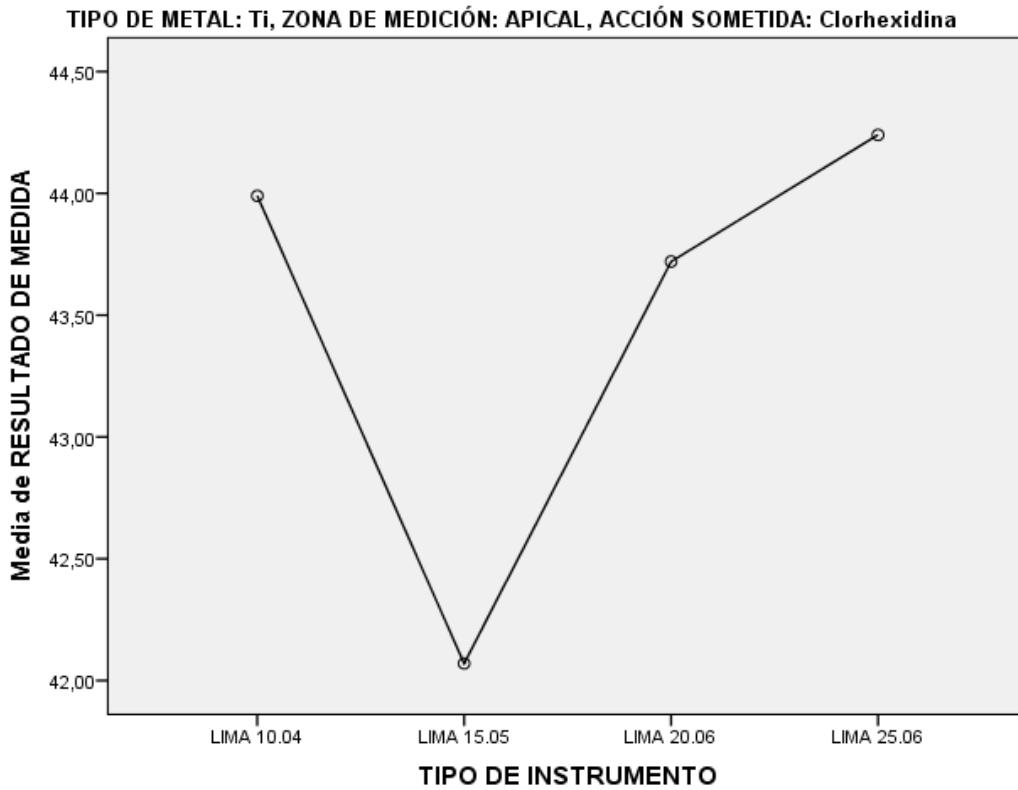
Grafica 1. Porcentaje en peso de Titanio en los diferentes instrumentos nuevos.



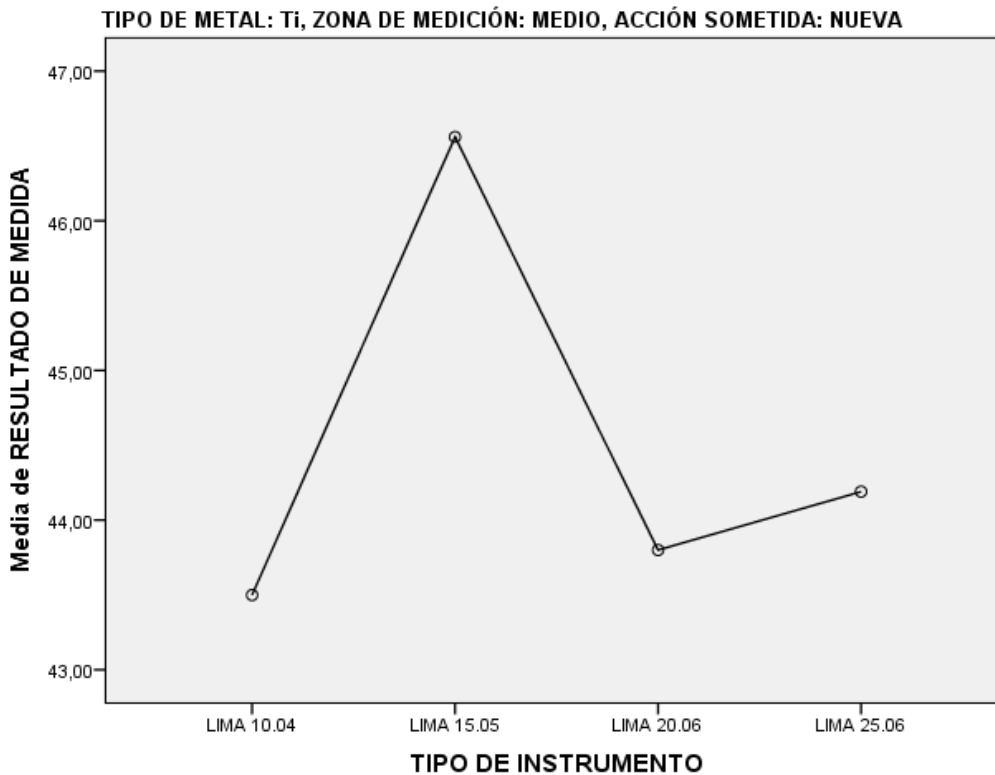
Grafica 2. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos que se han sometido anteriormente a hipoclorito sódico al 5%.



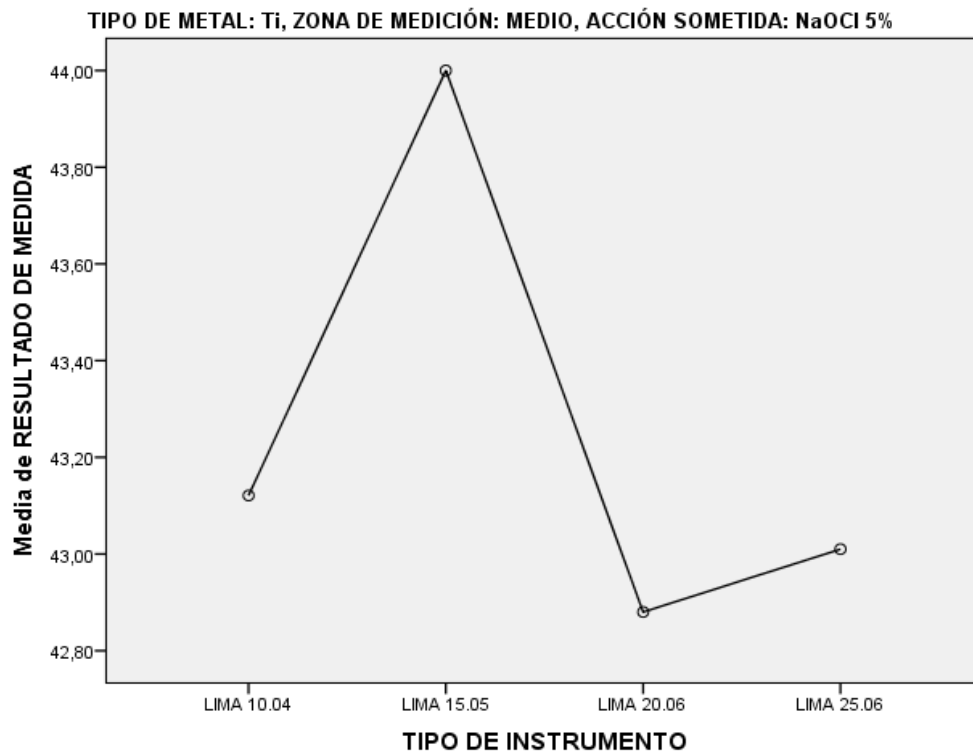
Grafica 3. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos que se han sometido anteriormente a hipoclorito sódico al 2,5%.



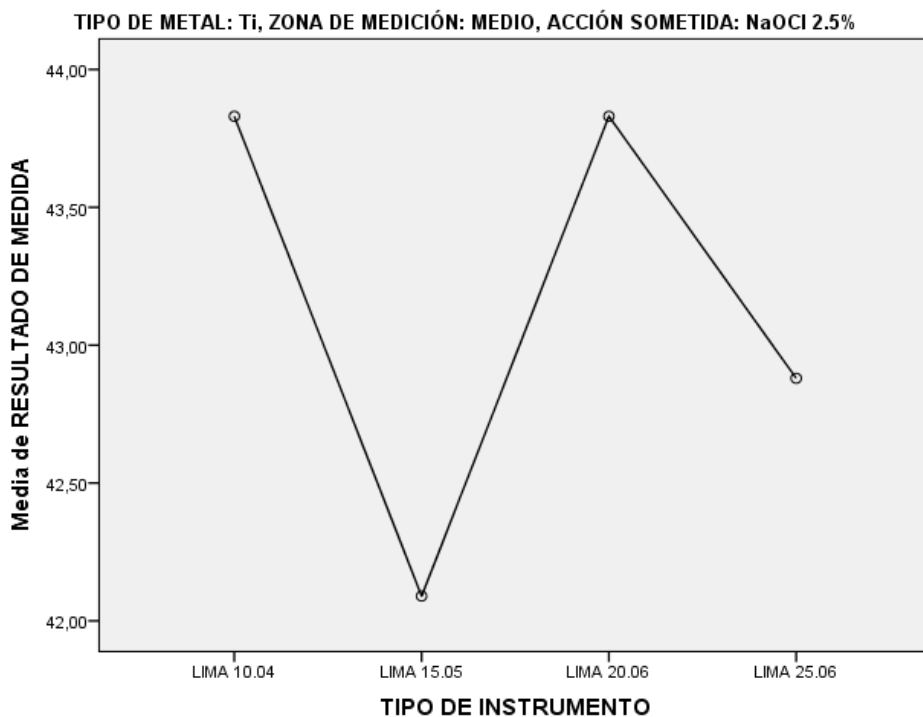
Grafica 4. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos que se han sometido anteriormente a clorhexidina.



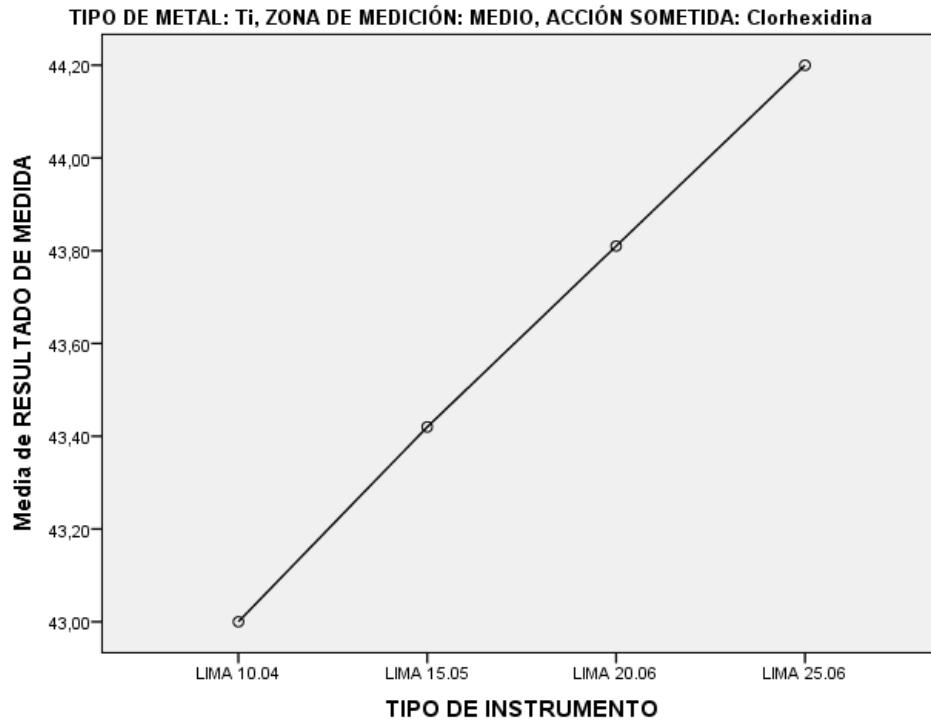
Grafica 5. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos nuevos medidos en la zona media.



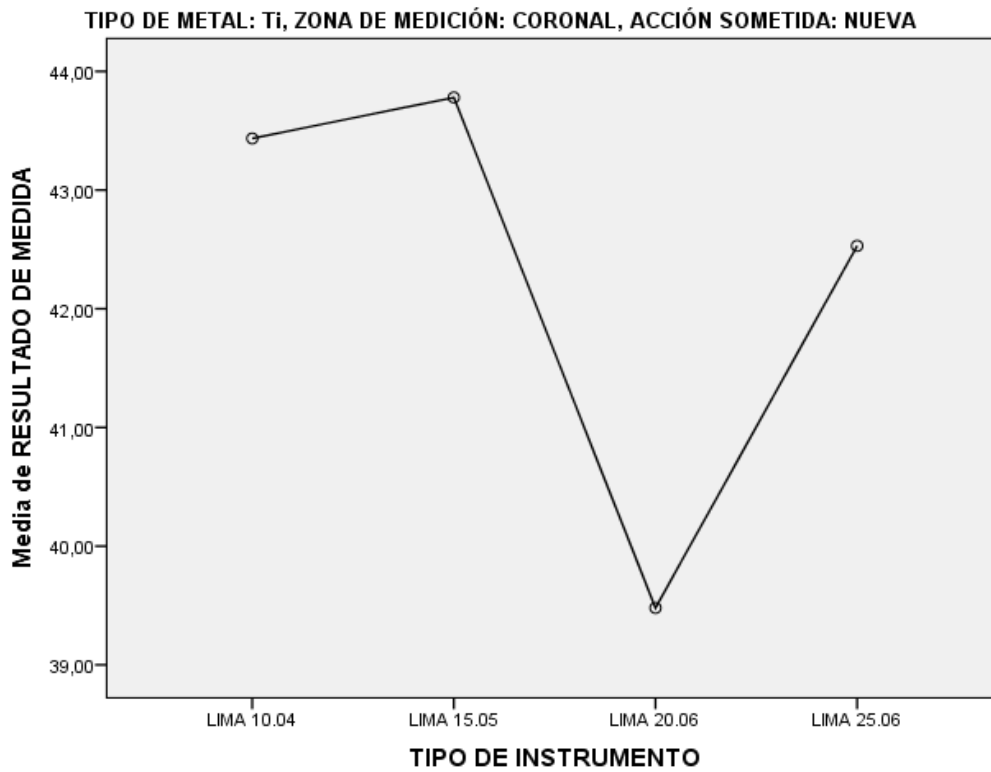
Grafica 6. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento mediante hipoclorito sódico al 5% medidos en la zona media.



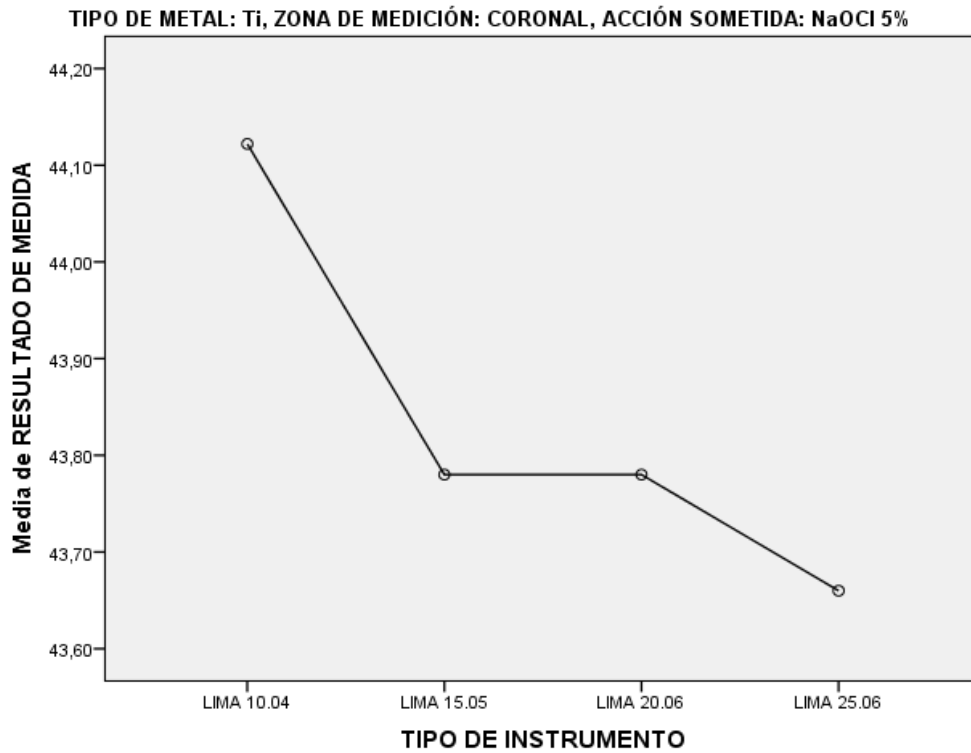
Grafica 7. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento mediante hipoclorito sódico al 2,5% medidos en la zona media.



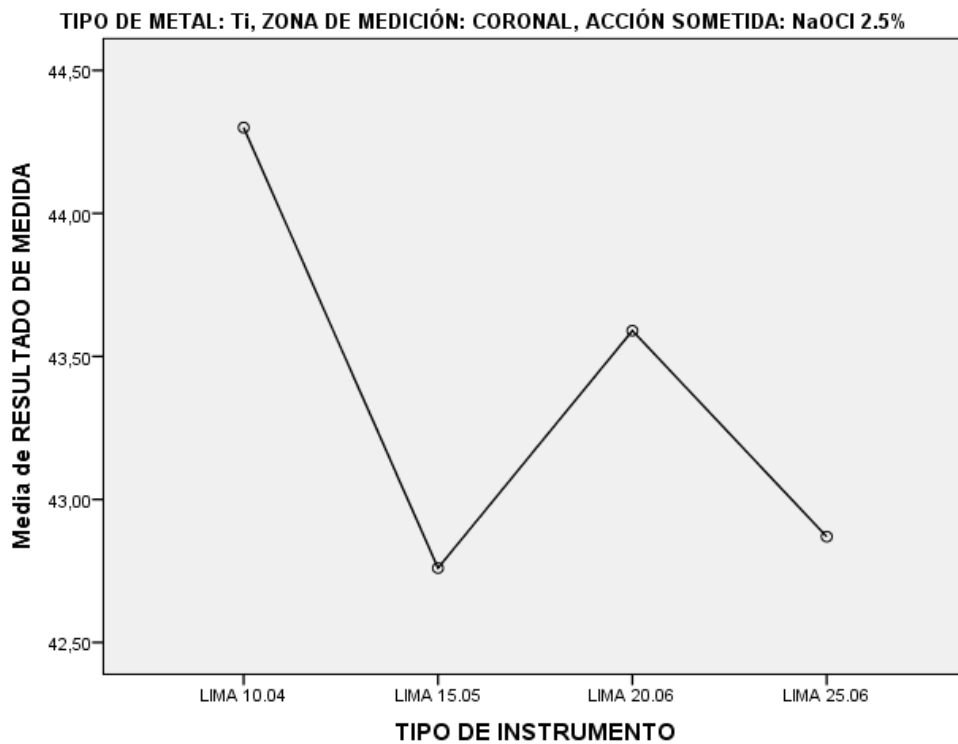
Grafica 8. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento mediante clorhexidina medidos en la zona media.



Grafica 9. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos nuevos medidos en la zona más alta de la parte activa de los instrumentos.

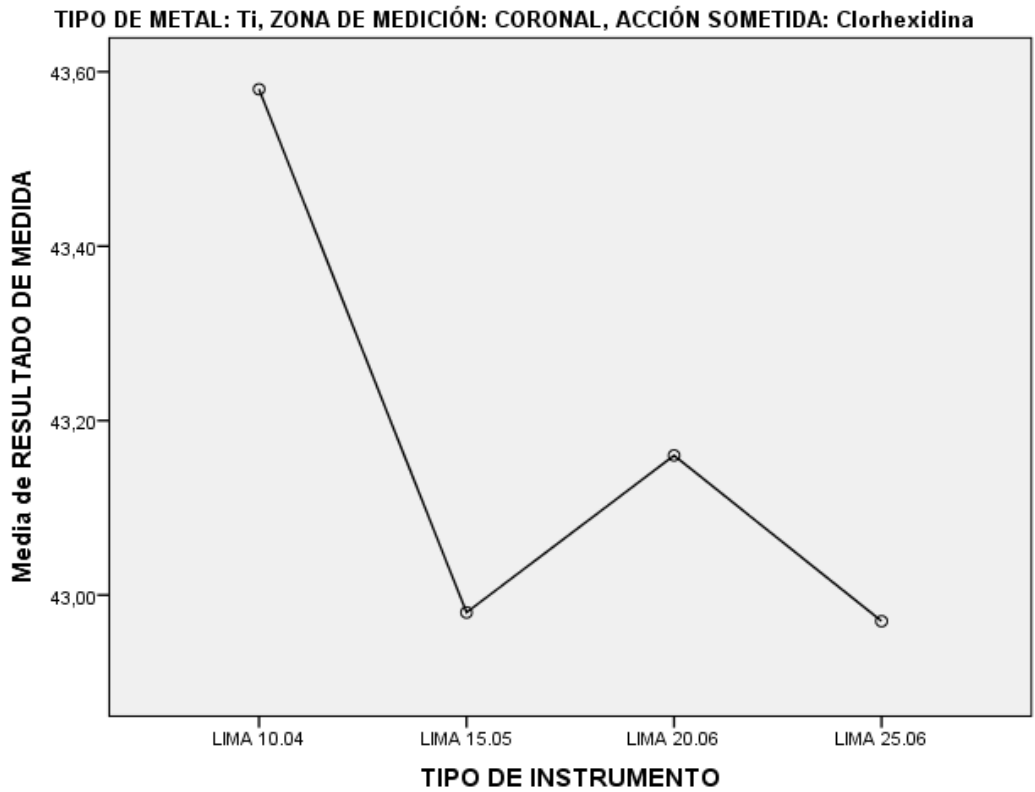


Grafica 10. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sumergidos en solución de hipoclorito sódico al 5% medidos en la zona más alta de la parte activa de los instrumentos

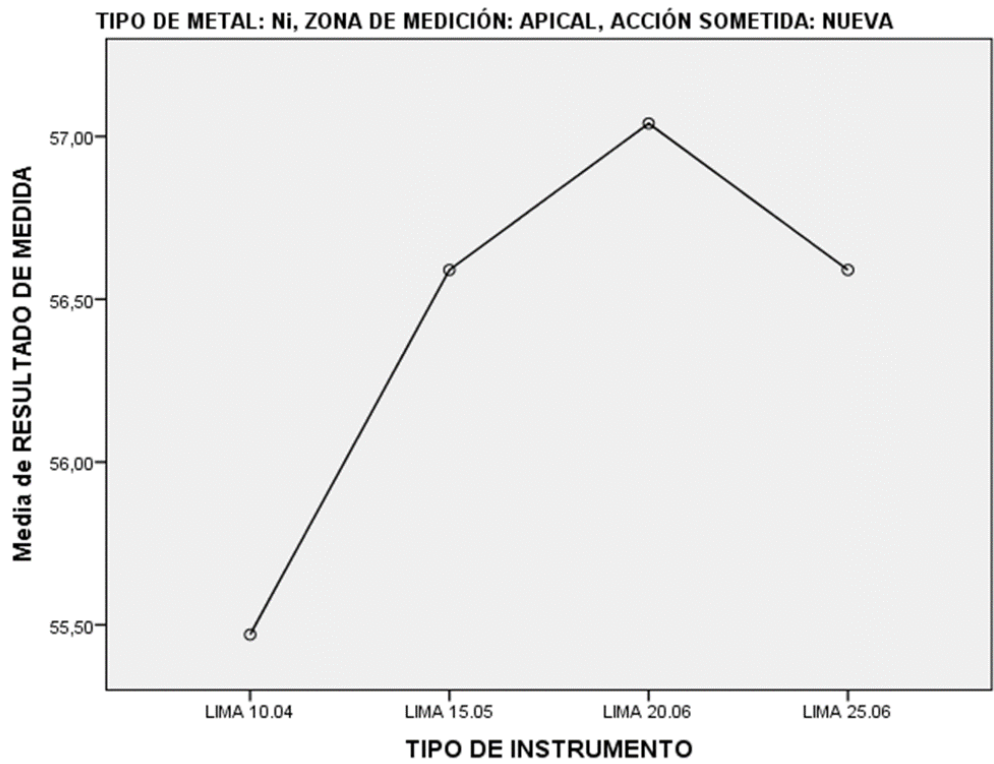


Grafica 11. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sumergidos en solución de hipoclorito sódico al 2,5 % medidos en la zona más alta de la parte activa de los instrumentos

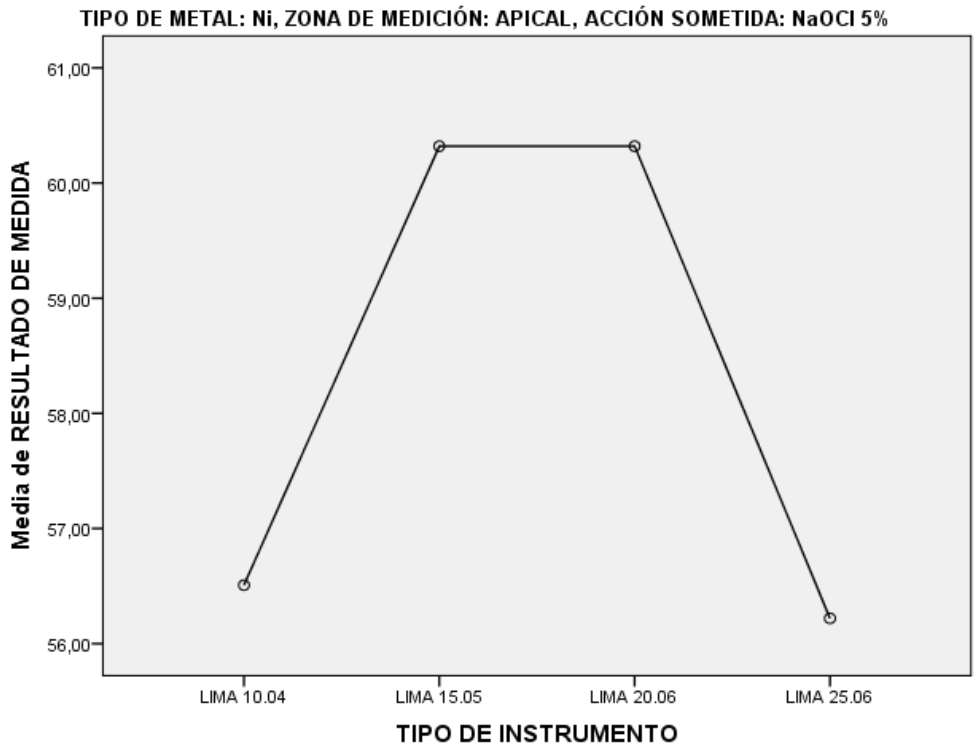




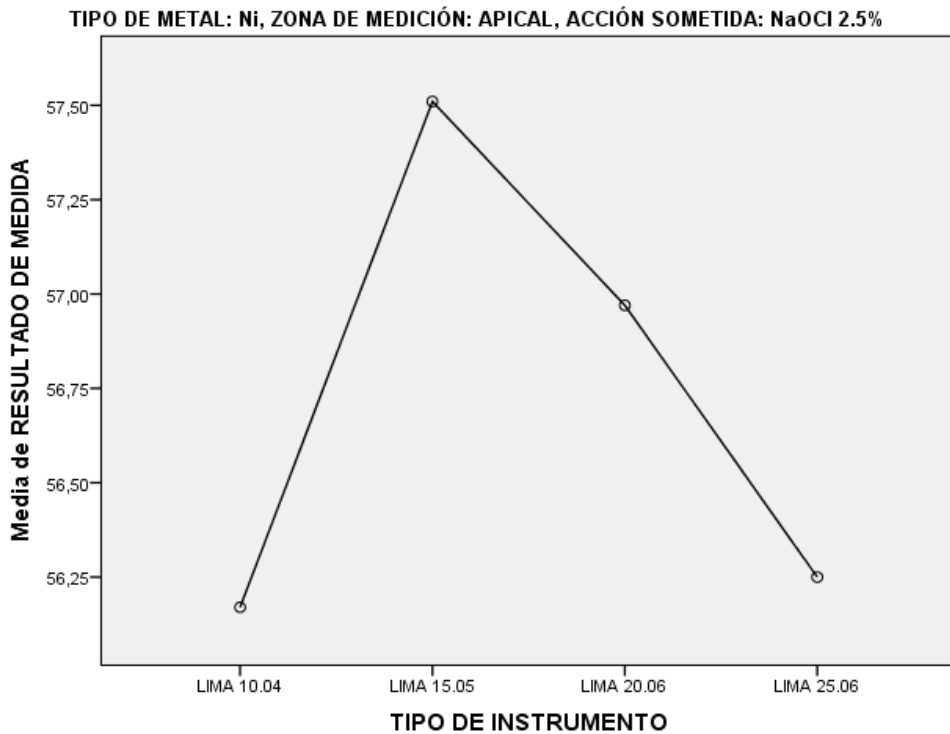
Grafica 12. Porcentaje en peso de titanio en los diferentes instrumentos sumergidos en solución de clorhexidina medidos en la zona más alta de la parte activa de los instrumentos



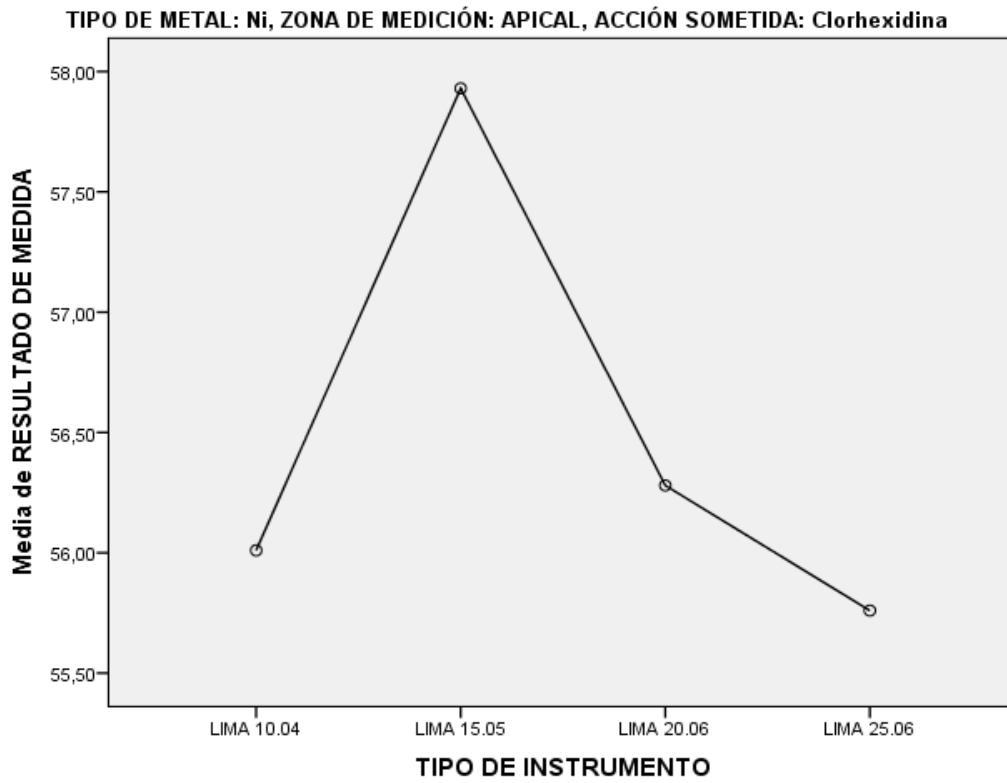
Grafica 13. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos nuevos en la parte más apical.



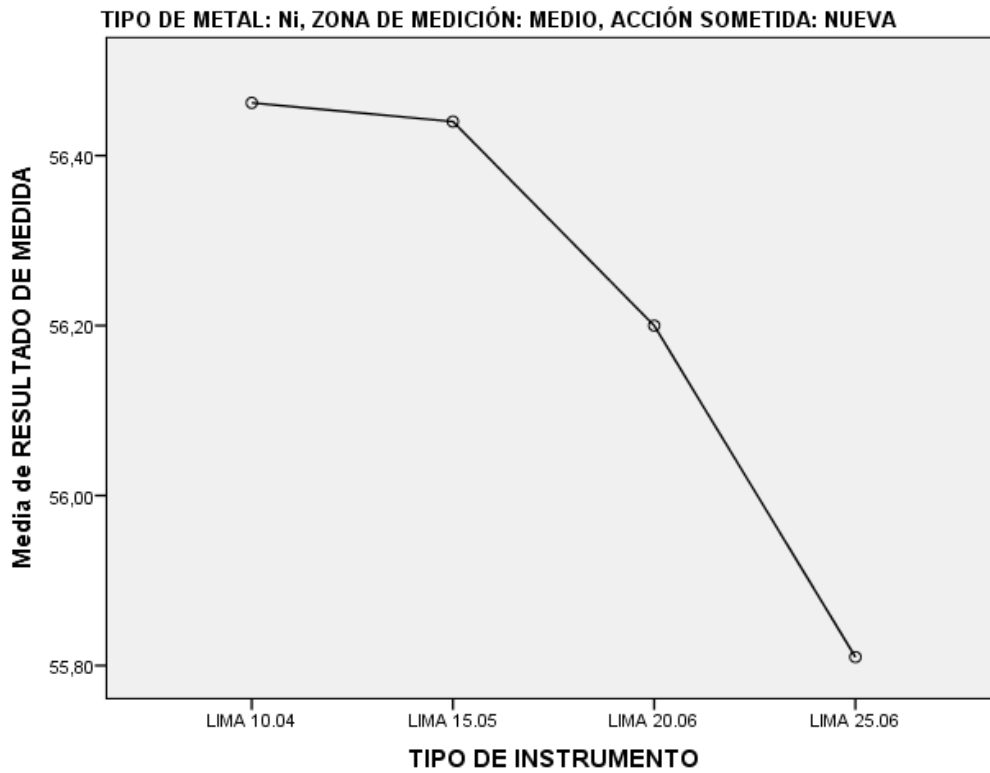
Grafica 14. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 5% en la parte más apical.



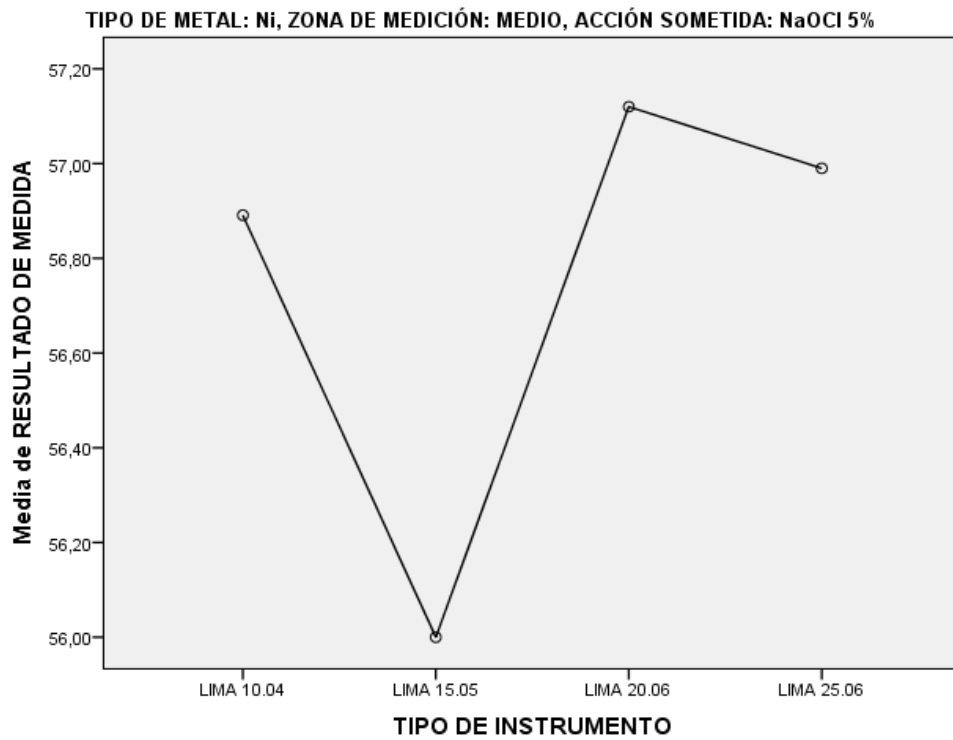
Grafica 15. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 2,5% en la parte más apical.



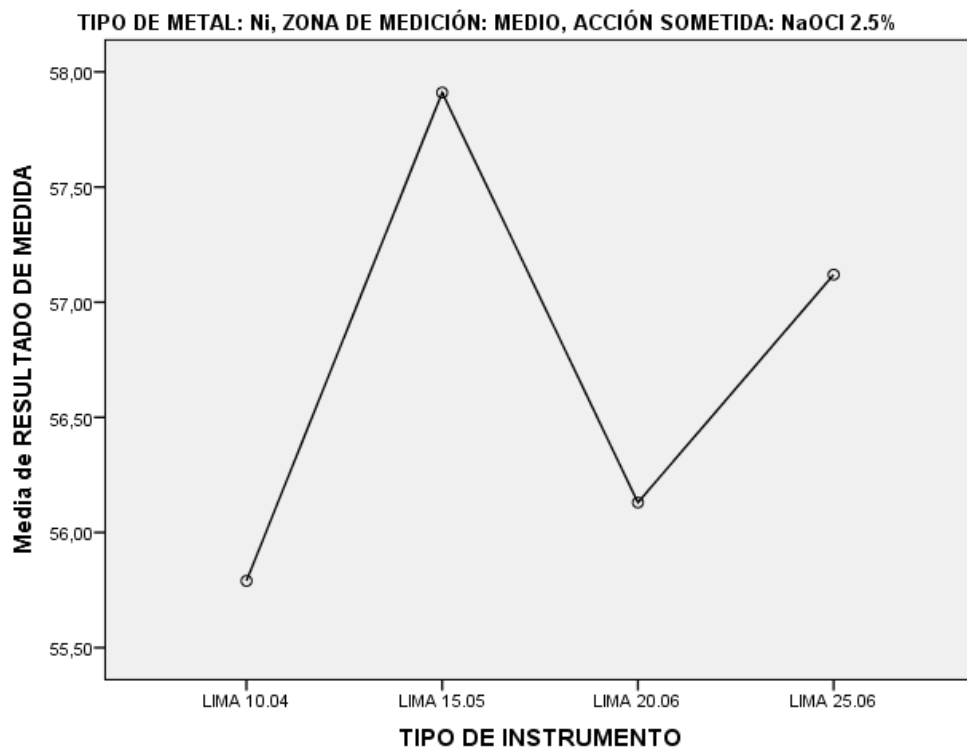
Grafica 16. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con clorhexidina en la parte más apical.



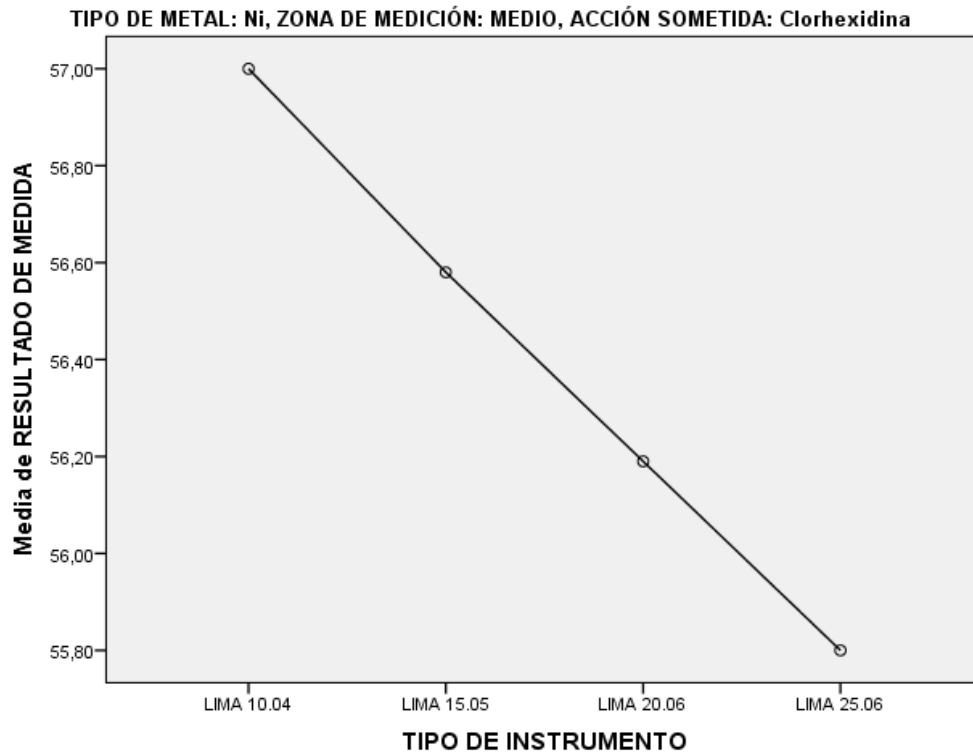
Grafica 17. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos nuevos la parte media.



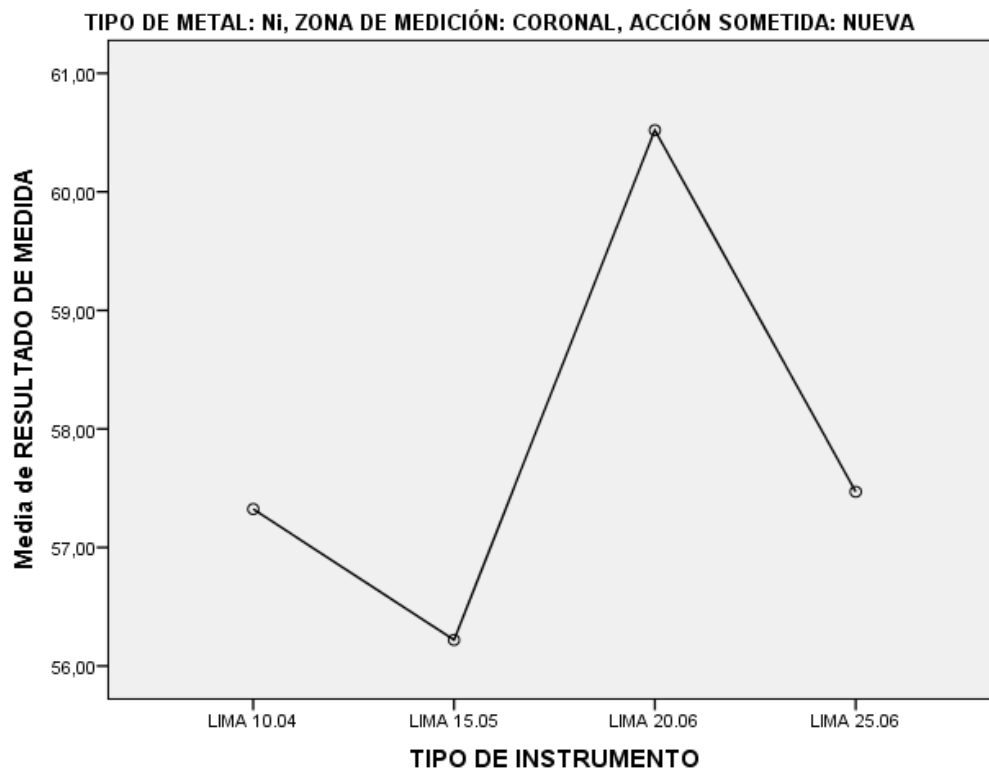
Grafica 18. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 5% en la parte media.



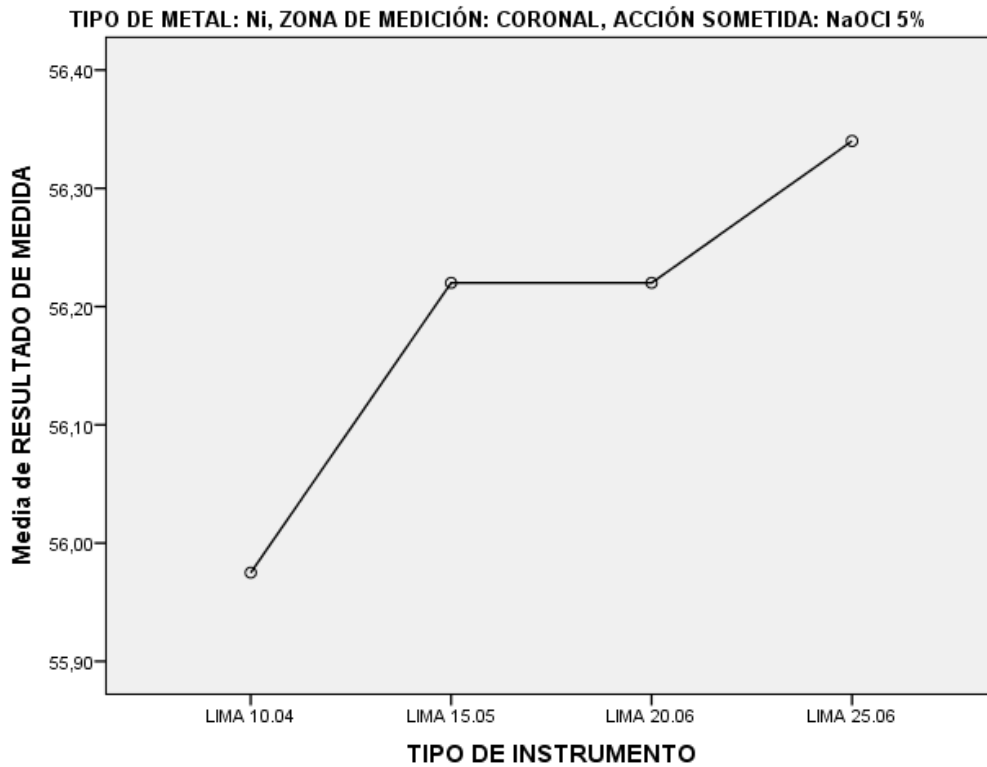
Grafica 19. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 2,5% en la parte media.



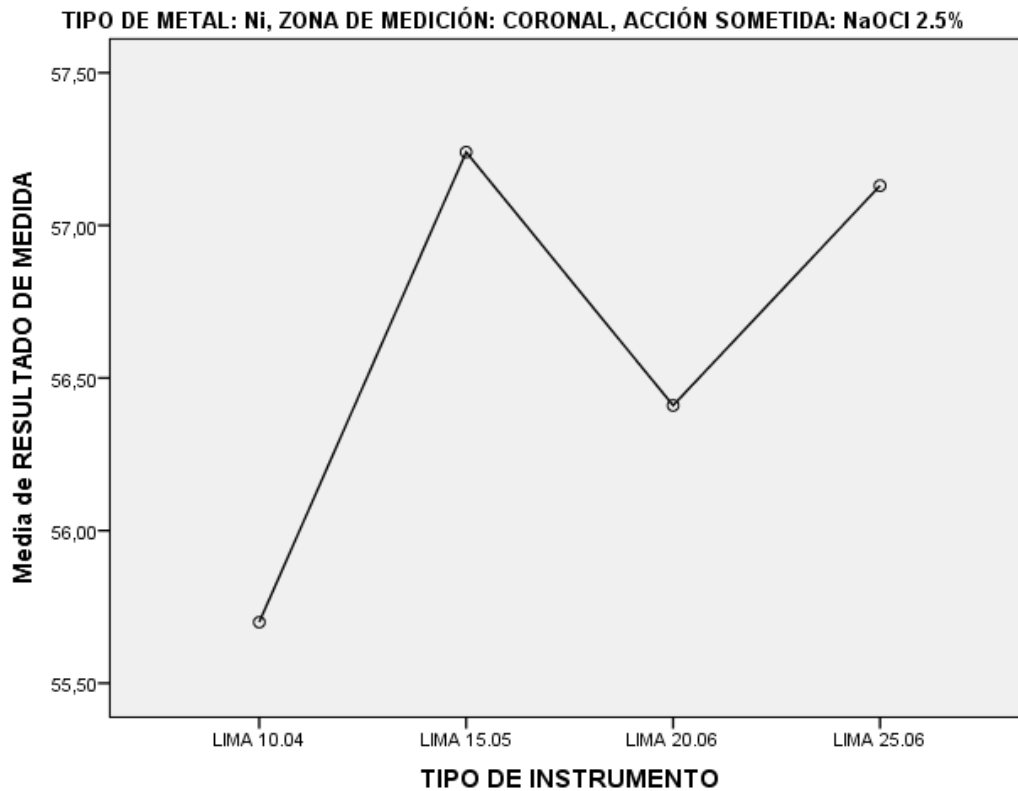
Grafica 20. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con clorhexidina en la parte media.



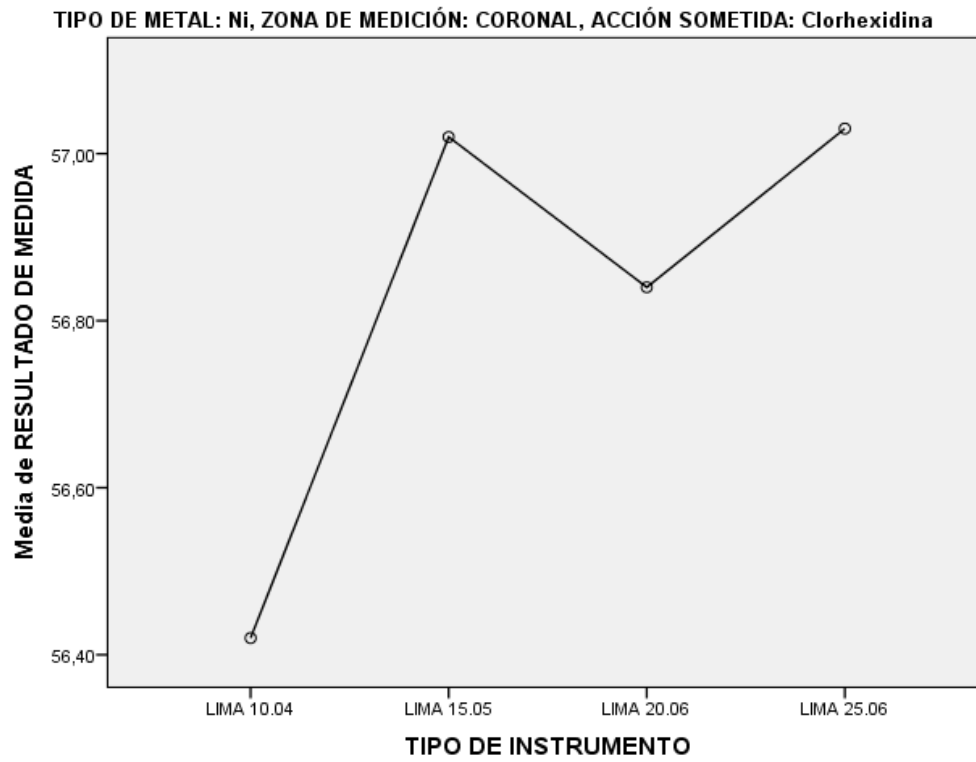
Grafica 21. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos nuevos en la parte coronal.



Grafica 22. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 5% en la parte coronal.



Grafica 23. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con hipoclorito de sodio al 2,5% en la parte coronal.



Grafica 24. Porcentaje en peso del níquel en los diferentes instrumentos sometidos al tratamiento con clorhexidina en la parte coronal.





## 7. Discusión



Tradicionalmente los instrumentos endodóncicos de acero inoxidable se descartaban después de cada uso, especialmente las limas de calibre pequeño. Todo lo contrario pasa con las limas rotatorias de NiTi que no se descartan tan frecuentemente por el coste elevado que tienen comparado con las limas de acero inoxidable, a pesar de lo cual su uso sigue aumentando. Por ellos en este estudio hemos simulado una serie de condiciones que son parecidas a las que realizamos en clínica, pero en el trabajo diario hay muchas más variables a tener en cuenta como por ejemplo la apertura de la boca del paciente, las condiciones de luz dentro y fuera de la cavidad oral, las interferencias coronales, etc.

En este estudio hemos usado dientes extraídos para ver el desgaste de las limas, porque la presencia de dentina nos ayuda a establecer si los restos de esta última, que se acumulan durante la conformación del conducto, juegan un papel importante en el desgaste de los instrumentos rotatorios. Además la presencia de dentina crea una situación más parecida a las condiciones clínicas, lo cual no es reproducible con cubos de metacrilato o tubos de metal. El inconveniente de los dientes extraídos es que no se pueden normalizar los conductos como se puede hacer con los moldes de plástico, aunque en este estudio se ha intentado usar conductos parecidos y se ha estandarizado la muestra.

La metodología utilizada en este estudio, observar los instrumentos mediante microscopia electrónica de barrido y una lupa de aumentos, es la que usan la mayoría de los autores en estos tipos de estudio (Zuolo y Walton 1997; Rapisarda y cols. 1998; Eggert y cols. 1999; Sattapan y cols. 2000; Barbosa y cols. 2007; Shen y cols. 2009<sup>a,b,c</sup>; Luzi y cols. 2010; Vadhana y cols. 2014; Chi y cols. 2016; Pedulla y cols. 2016). Nosotros elegimos observar los instrumentos nuevos y después de usarlos en un número determinado de conductos (n=10) como también lo hicieron autores como Eggert y cols. (1999). Sattapan y cols. (2000)

estudiaron los instrumentos después de usarlos en un número desconocido de veces. Zuolo y Walton (1997) analizaron los instrumentos antes y después cada vez que fueron empleados, pero utilizaron sólo una magnificación de 50 que no revela todas las alteraciones de los instrumentos. Rapisarda y cols. (1998) instrumentaron conductos pequeños, pero utilizaron cada instrumento durante 180 seg. en el conducto y el mismo instrumento en otro conducto el mismo tiempo. Esto se repitió hasta que el instrumento se fracturó, el empleo de los instrumentos de esta manera deteriora más rápidamente a estos y no simula condiciones clínicas reales. Aunque hay que aclarar que estos autores están testando la fatiga cíclica de los instrumentos. Otros estudios utilizan el microscopio electrónico de barrido solo para ver las imperfecciones después de un número determinado de usos, ya que lo emplean como prueba complementaria (Barbosa y cols. 2007; Shen y cols. 2009<sup>a,b,c</sup>; Vadhana y cols. 2014; Chi y cols. 2016; Pedulla y cols. 2016). En el estudio de Luzi y cols. (2010) se examinaron los instrumentos antes y después de trabajar con ellos en cada conducto hasta conformar 30 conductos. En este último estudio se utilizaron diferentes magnificaciones. Todos los estudios anteriores también usaron diferentes velocidades y diferentes magnificaciones para examinar los instrumentos.

En nuestro trabajo también se utilizaron diferentes magnificaciones como en otros estudios (Rapisarda y cols. 1998; Walia y cols. 1988; Eggert y cols. 1999; Luzi y cols. 2010; Vadhana y cols. 2014; Pedulla y cols. 2016; Chi y cols. 2016) ya que se ha detectado que con magnificaciones bajas no se visualizan todas las alteraciones en las limas. Este último factor puede ser la causa por la que Zuolo y Walton (1997) en su estudio no visualizaron cambios en los instrumentos después de su uso en un número de veces que fue considerado clínicamente relevante. Hemos utilizado la misma velocidad para todos los instrumentos y todos los dientes fueron preparados por un operador (Luzi y cols. 2010). Hemos limpiado los instrumentos con

alcohol a 40° porque esto no altera la composición de los instrumentos de NiTi (Svec 2002 y Eggert 1999).

Se simularon tres situaciones diferentes en la que se pudo valorar la experiencia del operador, la influencias de las sustancias irrigadoras y también el efecto del preensanchamiento en el desgaste y fractura de los instrumentos.

La experiencia del operador es un factor que influye en el desgaste y fractura de la lima y es una de las variables que se ha descrito en la literatura como importante por diferentes autores (Yared y cols. 2002).

El preensanchamiento es un factor que esta descrito en la literatura por parte de varios autores (Gambarini y cols. 2000; Berutti 2004; Capar y cols. 2015). Por ello lo hemos querido reproducir en este estudio y observar los efectos que puede tener en el desgaste de los instrumentos como el Mtwo, que según el fabricante no necesitan que se eliminen las interferencias coronales antes de emplearlos, ya que para conformar el sistema de conductos utiliza la “técnica simultánea”.

El uso de los irrigantes es indiscutible en el tratamiento de conductos, pero en este estudio queríamos saber el efecto que tiene sobre el desgaste de los instrumentos mecanizados el uso de un irrigante por si solo o la combinación con los quelantes. Después de utilizar los instrumentos en tres conductos se esterilizaron en un autoclave para ver si la esterilización los afectaba también.

Los instrumentos no se sumergieron en la solución enteros, solo la parte activa, ya que se puede inducir a una proceso de electrolisis que conllevaría una disolución precoz y anómala del material (Aboud y cols. 2014). Se dejaron solo 3 min procedimiento que se repitió 10 veces para simular la conformación de 10 conductos. Se dejaron solo 3 min porque las limas nunca están en contacto activo con el hipoclorito más de 20 s pero si están en contacto por más tiempo de forma pasiva con los restos del hipoclorito que se quedan en su superficie.

Empleamos hipoclorito sódico y clorhexidina porque son los irrigantes que más se utilizan (Clarkson y cols. 1998). La concentración del hipoclorito usado fue de 2,5 y 5% porque son los que más se utilizan en clínica y han demostrado eficacia en la eliminación de microorganismos (Siquiera y cols. 2002; Van der Sluis y cols. 2006).

También hemos utilizado el microanálisis por dispersión de energías de rayos-X (EDS) como lo han hecho otros autores para ver la composición de los instrumentos, esta última es una técnica muy utilizada en bioingeniería (Braga y cols. 2014; Chi y cols. 2016). Con esta técnica hemos podido detectar la cantidad de níquel y titanio en la superficie en los instrumentos utilizados antes y después.

En la observación mediante microscopia electrónica de barrido hemos encontrado imperfecciones en los instrumentos nuevos como también los encontraron Eggert (1999) en el 100% de los instrumentos nuevos; este autor afirma que es muy difícil encontrar instrumentos nuevos que no presenten alteraciones. Otros autores también encontraron defectos en los instrumentos nuevos (Svec 2002; Rapisarda y cols. 1998; Alexandrou y cols. 2006). Las alteraciones que se encontraban más fueron: restos de metal y muescas en los bordes cortantes. Mariscovetere y cols. (1996)<sup>a,b</sup> relataron que el 10,6% de los instrumentos LightSpeed no usados (216 instrumentos) presentaban porosidades y un 8% bordes cortantes. Irregularidades en los bordes cortantes de los instrumentos de NiTi se han relatado por Walia y cols. (1998), Serene y cols. (1995) y Schäfer (2001). Los instrumentos nuevos de acero inoxidable electro pulidos presentan menos restos de metal que los instrumentos nuevos NiTi tratados con la misma técnica (Walia y cols. 1998). En nuestro estudio se encontraron muchos instrumentos nuevos que presentaban imperfecciones antes de su uso pero esto no influyó en su capacidad de preparación de los conductos.

*Influencia del operador en el desgaste de los instrumentos mecanizados de NiTi*

En nuestro estudio se pudo observar que la experiencia del operador influye en el desgaste y fractura de los instrumentos de NiTi. El operador con menos experiencia ocasionaba más fracturas y deformaciones que los operadores más expertos pero al nivel de defectos microscópicos esta diferencia no fue muy patente. El problema de la inexperiencia del operador en el uso de los sistemas rotatorios de NiTi es el riesgo de fractura (Mesgouez y cols. 2003). La experiencia del operador es un factor importante en predecir el riesgo a la fractura (Barbakow y cols. 1997; Yared y cols. 2001). En nuestro estudio el riesgo de la fractura no es muy alto porque el número de instrumentos usados fue pequeño. En este estudio no hemos querido estandarizar las condiciones simuladas por ello el torque y la velocidad de manejos de los instrumentos fue la misma para todos los operadores. La realización de un camino deslizante (*glide path*) previo mediante instrumentos manuales de acero inoxidable también ayuda en la no aparición de deformaciones y fracturas en los instrumentos. El uso de los motores que reducen la velocidad y mantienen un torque constante no es un factor que puede prevenir la fractura de los instrumentos (Yared y Kulkarni 2003), ya que en este estudio con torques bajos han ocurrido fracturas. Los instrumentos que más sufrieron imperfecciones fueron el 10.04 y 15.05 (Plotino y cols. 2006; Inan y cols. 2009; Topçouğlu y cols. 2016).

La existencia de deformaciones y defectos en los instrumentos de calibre pequeño es corroborado por otros autores en la literatura (Yared y cols. 2001; Parashos y cols. 2004; Shen y cols. 2006).

En este estudio aunque se encontraron más defectos plásticos en los instrumentos en los grupos con menos experiencia no existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos. Por ello el uso clínico en los instrumentos Mtwo por parte de operadores novel no afecta de forma significativa la fatiga cíclica del instrumento, por ello pueden ser usados por

parte de los clínicos con menos experiencia (Plotino y cols. 2012<sup>a</sup>). Shen y cols. (2009<sup>a,b</sup>) son partidarios de enseñar a los alumnos de grado el uso y riesgos de los instrumentos mecanizados de NiTi pero que para estos operadores inexpertos se limite el número de usos solo en una vez.

La fractura encontrada en este estudio para este grupo y para todos los otros grupos fue de fatiga cíclica. Este tipo de fractura se ha descrito por parte de varios autores. (Spanaki-Voreadi y cols. 2006; Peng 2005; Cheung y cols. 2007; Wei y cols. 2007).

La fractura de los instrumentos por fatiga cíclica es más alta que la fractura por torsión (Elnaghy y Elsaka 2016). Inan y cols. (2009) encontraron un 16,02% de fracturas en los instrumentos Mtwo, el cual es un porcentaje muy parecido al de nuestro estudio. En las condiciones de este estudio, donde el número de limas utilizado es bajo el porcentaje es ligeramente más alto si es comparado con otros autores (Shen y cols. 2009<sup>b</sup>; Inan y cols. 2009). En el estudio de Plotino y cols. (2012<sup>a</sup>) no se encontró ninguna fractura solo deformaciones en los instrumentos.

Los instrumentos se separaron en el sexto conducto, como también se ha podido observar en otros estudios (Luzi y cols. 2010).

La ruptura de los bordes cortantes se encontró en varios instrumentos independientemente del tipo de operador. Otros autores han encontrado ruptura de los bordes cortantes (Marending y cols. 1998; Eggert y cols. 1999). Marending encontró ruptura de los bordes cortantes sólo en un instrumento después de trabajar en 18 conductos. Eggert encontró ruptura de los bordes cortantes en 2 instrumentos; en el primero después de preparar 9 conductos y en el otro después de preparar 18 conductos.

Todos los instrumentos se vieron afectados por las grietas (*crack*) por fatiga. Como en el estudio de Svec (2002) también en el nuestro hemos hallado microfracturas. Rapisarda y cols. (2001) encontraron *crack* por fatiga después de que los instrumentos se hubieran sometido a



una conformación de conductos radiculares durante 60 s. Peng y cols. (2005) y Wei y cols. (2007), encontraron fisuras por desgaste en los instrumentos ProTaper. Pero hay autores como Marening (1998), que no observo ningún *crack* por fatiga en los instrumentos estudiados.

Este tipo de imperfección fue encontrado más en los grupos de los operadores inexpertos. Este hallazgo se ve reforzado por los estudios de Shen y cols. (2009<sup>b</sup>) y Plotino y cols. (2012<sup>a</sup>) que encontraron grietas ocasionadas por fatiga. En el estudio de Shen y cols. encontraron más defectos causados por la torsión (sin llegar a fracturarse) que por fatiga.

Microfracturas se encontraron en algunos de los instrumentos como también los encontraron Marening (1998) y Eggert (1999). Marening observó sólo una microfractura en un instrumento que fue utilizado en 36 conductos y Eggert solo 3 microfracturas, 2 de las cuales estaban en limas que fueron utilizadas en 36 conductos. Rapisarda y cols. (2001) encontró en todos los instrumentos microfracturas después de ser empleados durante 60 s en rotación continua. En nuestro estudio se encontraron más en el grupo de los operadores menos expertos aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Subha y cols. en 2011 también encontraron en su estudio grietas y microfracturas en los instrumentos. Los defectos observados por estos últimos autores se incrementaron con el aumento de uso de los instrumentos.

Restos de metal se han encontrado en todos los instrumentos. Otros autores como Marening (1998) el cual halló restos de metal entre un 9,1% y un 18,2 % en una magnificación entre 30x y 735x. Eggert (1999) desde un 0% hasta un 18,8 % en los instrumentos utilizados: en este último caso el descenso de porcentaje se explica por el desgaste de las limas después de trabajar en los conductos. Wei y cols. (2007) también encontraron restos de metal en los instrumentos mecanizados de NiTi. Nosotros hemos encontrado un incremento de los restos

de metal entre los instrumentos nuevos y usados con magnificaciones entre 40x y 2000x, como en el trabajo de Marending (1998). Los restos de metal fueron patentes en todas las limas independientemente del operador.

La corrosión la hemos visto en algunos de los instrumentos. Este hallazgo también fue descrito por Eggert (1999) en las limas tras preparar entre 1 y 9 conductos. Este mismo autor también encontró corrosión en las limas nuevas, que en nuestro estudio no se evidenció. Otros autores también apoyan los resultados de nuestro estudio ya que indican que el uso de irrigantes como el hipoclorito de sodio aumenta la posibilidad de la existencia de huellas de corrosión (Cheng y cols. 2007; Cheng y cols. 2008; Shen y cols. 2012).

Estas huellas de corrosión afectan al comportamiento de los instrumentos y si se encuentran cerca de una de las grietas pueden llegar a fracturar el instrumento (Cheng y cols. 2007).

Después de una técnica completa de esterilización, incluyendo los ultrasonidos en todas las limas ProTaper, se encontraron restos de dentina en los bordes cortantes. También se encontraron restos de dentina atrapados en los *crack* por fatiga como así lo hicieron otros autores en sus estudios como Peng y cols. (2005). Según Alapati y cols. (2004) estos restos juegan un papel muy importante en la fractura de los instrumentos. Marending y cols. (1998) encontraron entre un 9 un 81% de restos de dentina en las espiras de los instrumentos LightSpeed. El incremento de los restos de dentina después de la utilización de las limas Mtwo indica que es necesario una revisión del método de la esterilización. Algunos estudios indican que es imposible limpiar los restos de dentina en la superficie de los instrumentos de NiTi (Eggert y cols. 1999). Sin embargo Linsuwanont y cols. (2004) han demostrado que la remoción completa de los restos orgánicos de la superficie de los instrumentos es posible combinando técnicas mecánicas con químicas. Para prevenir estos efectos indeseados de la acumulación de restos de sustancias orgánicas en los instrumentos se podría modificar la superficie mediante implantación, electro pulido o la deposición química. Estos

procedimientos endurecerían la superficie de los instrumentos retardando la aparición de grietas en la superficie (Anderson y cols. 2006).

*Influencia de las sustancias irrigadoras en el desgaste de los instrumentos mecanizados de NiTi*

En este ensayo hemos podido observar que en los grupos donde se utilizó la clorhexidina como sustancia irrigadora no se observaron imperfecciones causadas por la corrosión. La corrosión de la superficie de los instrumentos se produce como resultado de las reacciones químicas con las sustancias irrigadoras, hecho que puede conllevar a la fractura temprana de los instrumentos (Topuz y cols. 2008). Esto refuerza lo discutido anteriormente. Anderson y cols. (2006) indican que la utilización del hipoclorito sódico como sustancia irrigadora puede producir huellas de corrosión, hecho que ha sido comprobado en nuestro estudio también.

Pero en el grupo donde se utilizó la clorhexidina se encontraron más microfracturas y grietas lo que hace deducir que es peor lubricante que el hipoclorito sódico y el hipoclorito sódico combinado con un quelante. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas. Anderson y cols. (2006) indican que los instrumentos mecanizados de NiTi se someten a menos estrés si la instrumentación se realiza mediante una quelante en forma de gel que cuando se utilizan otras sustancias irrigadoras, en este caso fue solución salina. También los resultados de Boessler y cols. (2007) apoyan los resultados de nuestro estudio afirmando que el uso de quelantes baja el nivel de estrés a lo que se someten los instrumentos durante la conformación de los conductos.

Se encontraron también muescas e interrupciones en los bordes cortantes y restos de dentina. Los restos de dentina se encontraron en mayor cantidad en el segundo grupo donde se empleó junto al hipoclorito sódico un quelante. Los quelantes reblandecen la dentina y hacen que el barrillo dentinario formado se pegue en la superficie del instrumento. En un estudio reciente se ha comprobado que la combinación del hipoclorito sódico con EDTA elimina el barrillo

dentinario en solo 1min, y el EDTA por si solo en 2 min (Tatari y cols. 2016). Este último estudio refuerza la teoría de la creación de más barrillo dentinario en el uso combinado de las dos sustancias.

Todos las otras imperfecciones se han discutido anteriormente pero en este grupo cabe destacar la presencia o no de la corrosión y los restos de dentina que aumentan en el grupo donde se utiliza un quelante junto a la solución irrigadora.

En el grupo donde se empleó la clorhexidina al 2% como único irrigante se encontró la única fractura pero no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos. También cabe destacar que el número de las deformaciones fue mayor en este mismo grupo.

#### Efecto del pre-ensanchamiento en el desgaste de los instrumentos de NiTi

Fife y cols. (2004) y Berutti (2004) indican que un pre-ensanchamiento (*preflaring*) manual del conducto es muy importante para evitar la separación o deformación de las limas. Nuestro estudio apoya los resultados de estos dos estudios. El pre-ensanchamiento manual reduce el riesgo a la fractura, pero el pre-ensanchamiento mecánico mediante instrumentos de NiTi como son los abridores de conducto da mejores resultados que la técnica anterior.

El sistema Mtwo se debe utilizar con la técnica simultánea que no permite el uso anterior de instrumentos para eliminar las interferencias coronales. Este sistema durante la conformación trabaja en los tres tercios a la vez, por ellos los instrumentos de calibre pequeño sufren más desgaste.

Según el estudio de Ehrhardt y cols. (2012) el empleo de instrumentos manuales y rotatorios para ensanchar el tercio coronal y medio antes del uso del sistema Mtwo bajo la incidencia de separación de estos últimos. Los instrumentos más afectados como en nuestro estudio fueron el 10.04 y 15.05. Estos autores, como también nosotros lo hacemos, sugieren el empleo del

pre-ensanchamiento antes de utilizar el sistema Mtwo aunque el fabricante no lo indique en sus instrucciones.

En este punto también podemos destacar que existen diferencias estadísticamente significativas en la aparición de microfracturas y grietas entre los grupos siendo el que peor se comporta el grupo donde no se realizó pre-ensanchamiento y el que mejor el grupo en el cual se empleó la SX para eliminar las interferencias coronales.

En este ensayo también se encontraron bordes hundidos en los instrumentos Mtwo, que en cambio no sufrieron ninguna alteración durante la preparación de los conductos.

La única separación encontrada en esta parte del estudio fue en el grupo donde no se realizó pre-ensanchamiento.

El resto de las imperfecciones no presentaron diferencias estadísticamente significativas, los defectos encontrados son similares a los que hemos discutido anteriormente.

En este punto también podemos destacar que la acumulación de los restos de dentina en la superficie de los instrumentos no se ve afectada por el pre-ensanchamiento.

#### *Análisis EDS de la superficie de la superficie de los instrumentos sometidos a diferentes tratamientos.*

La composición química de la superficie de los instrumentos nuevos y tratados en los diferentes grupos se realizó mediante EDS en un microscopio electrónico de barrido. Al utilizar un haz electrónico de bajo voltaje, el microscopio electrónico de barrido no puede excitar los elementos con mayor número atómico. Esto es un pequeño hándicap para el análisis cuantitativo en este último. Por otra parte, al ser menos agresivo con la muestra, permite analizar materiales que no se pueden analizar en otro tipo de equipo. La gran ventaja del microscopio electrónico de barrido es que se pueden analizar muestras sin apenas preparación (para análisis cualitativo).

En este ensayo hemos podido ver que la cantidad de níquel después del tratamiento aumenta llegando a ser estadísticamente significativo en la parte apical del instrumento 25.06, en la parte media del instrumento 15.05 y en la parte más alta del instrumento 10.04. Este aumento se debe a la disolución rápida del níquel en las primeras horas que está en contacto con soluciones que contienen minerales de sodio y cloruro (solución de Hank) (Ryhänen 1999).

Estos resultados se ven más cuando se induce la disolución electroquímica de los instrumentos de NiTi. Este efecto es muy deseable cuando existen fracturas de los instrumentos y queremos disolver el material para poder sobrepasarlo con los instrumentos manuales (Aboud y cols. 2014; Ormiga y cols. 2015). En este último estudio el aumento de la concentración de los iones fluoruro y la polarización anódica del fragmento fracturado durante 60 min conduce a la disolución parcial del instrumento y su posterior sobrepaso (*by pass*) con la lima K número 10.

En este estudio a una exposición de 30 min en total se puede observar pérdida de material pero para que podamos disolver el instrumento si es fracturado debemos simular una electrolisis dentro del conducto.

En nuestro estudio se detectó también la pérdida de titanio hecho que fue hallado también por Busslinger y cols. (2002). En este último estudio los autores detectaron una cantidad significativa de titanio en la solución donde los instrumentos fueron introducidos durante 30 y 60 min en soluciones de hipoclorito de sodio al 1 y 5 %. La pérdida calculada fue de  $0,9 \pm 0,1$  gr en peso de titanio después de 60 min.

Lo que más preocupa a nivel de biocompatibilidad es la pérdida de níquel porque produce reacciones alérgicas y tóxicas (Burrows 1986), pero los instrumentos de NiTi no están en contacto directo con los tejidos porque usamos el dique de goma y el foramen apical es demasiado pequeño para poder liberar los iones de níquel suficientes para producir efectos adversos.

En nuestro estudio se pudo comprobar que los instrumentos Mtwo son resistentes a la corrosión confirmando los resultados de Shahi y cols. (2012).

Berutti y cols. en 2006 y Sonntag y Peters en 2007 observaron huellas de corrosión localizadas o microfisuras en la superficie de los instrumentos después de la inmersión en solución de hipoclorito sódico al 2,5 y 5% .

Darabara y cols. (2004), en un estudio EDS con microscopio electrónico de barrido indicaron que la solución de hipoclorito sódico al 5,25 % afectó de forma significativa la composición química de la superficie de los instrumentos después de la inmersión en esta solución durante 4 horas. La alteración que se observó más fueron las grietas.

La esterilización es uno de los factores que afecta al desgaste de los instrumentos (Hilt y cols. 2000; King y cols. 2012). En este ensayo es difícil cuantificar que factor afecta más la pérdida de los elementos químicos. Los ciclos de esterilización afectan poco al desgaste de los instrumentos de NiTi según algunos autores (Viana y cols. 2006; Sundaram y cols. 2013) y otros indican que afecta negativamente la resistencia de los instrumentos (Novoa y cols. 2007).

Después de ver los resultados de nuestro estudio y la discusión de nuestros resultados podemos recomendar que para reducir el riesgo a la fractura se deberían seguir algunas pautas:

- Familiarizarse con los instrumentos. Practicar en dientes extraídos puede aumentar la sensibilidad táctil del operador (Shen y cols. 2008).
- Se debe emplear un toque ligero sin forzar un instrumento apicalmente (Gambarini 2000).
- Utilizar un motor con bajo torque (Yared y cols. 2001).
- Mirar bajo una lupa con una magnificación 10x los instrumentos después de cada uso y limpiar siempre las espiras (Luzi y cols. 2010).
- El instrumento se debería usar siempre en rotación y con un movimiento de vaivén (Gambarini y cols. 2010), durante pocos segundos (Li 2002).
- Usar velocidad baja (Yared y cols. 2001).
- Lubricar de forma continua los instrumentos (Gambarini y cols. 2010).
- Utilizar siempre una técnica correcta (según las indicaciones del fabricante).
- Tener cuidado con la anatomía de los conductos (Berutti 2004).



## 6. Conclusiones



Teniendo en cuenta las condiciones de este estudio basándonos en nuestro objetivo general podemos concluir que:

Los instrumentos Mtwo no son de un solo uso. Las imperfecciones microscópicas que se encuentran en todos los instrumentos van desde pequeñas imperfecciones, como las muescas en los bordes cortantes hasta la ruptura de estas mismas. Hemos encontrado grietas por fatiga en todos los instrumentos; esto hace pensar que la naturaleza de estas imperfecciones es por fatiga en la mayoría de los casos y por torsión en la minoría de ellas. Estos instrumentos si se utilizan con precaución y cumpliendo todos los requisitos son instrumentos bastante fiables.

Basándonos en nuestros objetivos específicos podemos concluir que:

1. Después de cada 10 usos todos los instrumentos presentan imperfecciones microscópicas. Las deformaciones plásticas visibles a 2x aumentos en los operadores inexpertos empiezan a detectarse después de dos usos. La fractura hace aparición después de conformar cinco conductos, siempre en manos de un operador inexperto.
2. Las imperfecciones encontradas en los instrumentos son de diferente naturaleza. A nivel macroscópico desde la deformación hasta la separación completa. A nivel microscópico se pueden observar desde muescas en los bordes cortantes hasta grietas y microfracturas. Todos los instrumentos presentaban desgaste pero los instrumentos 10.04 y 15.05 fueron los más afectados en todas las condiciones simuladas. La corrosión fue patente en todos los ensayos donde fue utilizado el hipoclorito sódico como sustancia irrigadora.

3. La fractura observada es un tipo de fractura de superficie corta lisa, sin defectos visibles acompañantes en los instrumentos. Esto hace pensar que es una fractura por fatiga de flexión.
4. De las diferentes simulaciones clínicas que hemos utilizado en este estudio podemos concluir que la experiencia del operador es un factor importante a tener en cuenta. La lubricación es un factor determinante en bajar el estrés al que se someten los instrumentos mientras se emplean para la conformación del sistema de conductos. El pre-ensanchamiento previene la deformación y la separación de los instrumentos dentro del sistema de conductos. Por ello según los resultados de este estudio la lubricación y el pre-ensanchamiento son las variables que pueden prevenir más la fractura y el desgaste de los instrumentos de NiTi.

**Repercusión clínica**

Los instrumentos de NiTi se deben de emplear con precaución y que este precedido por un periodo de aprendizaje en dientes extraídos. Para evitar la fractura de estos instrumentos es recomendable utilizar lubricación (irrigación continua y una sustancia quelante en pequeñas cantidades), y pre-ensanchar el tercio medio y coronal del conducto. Utilizar instrumentos manuales antes de introducir los instrumentos mecanizados del NiTi en el sistema de conductos es obligatorio.

También se podría utilizar la sumersión de las limas fracturadas en el conducto, en hipoclorito sódico al 5% para disolverlas parcialmente y realizar después el *by pass* con instrumentos manuales. Esto último se podía acelerar utilizando otro tipo de metal en contacto con el extremo más coronal del instrumento y un ambiente acuoso con alto contenido en iones para formar un elemento galvánico, que disolverá en parte los instrumentos.



## 8. Referencias Bibliográficas





\*En el texto se referencian con letras (a,b,c...) si el autor tiene publicado más de un artículo en el mismo año siendo **a** el primero que aparece en la bibliografía, **b** el segundo y así sucesivamente.

- ABOUD, L. R., ORMIGA, F. & GOMES, J. A. 2014. Electrochemical induced dissolution of fragments of nickel-titanium endodontic files and their removal from simulated root canals. *Int Endod J*, 47, 155-62.
- ABOU-RASS, M. & PATONAI, F. J., JR. 1982. The effects of decreasing surface tension on the flow of irrigating solutions in narrow root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 53, 524-6.
- AHN, S., KIM, H. & 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, 1009-1017.
- ALAPATI, S. B., BRANTLEY, W. A., SVEC, T. A., POWERS, J. M & NUSSTEIN, J. M. 2004. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 30, 339-41.
- ALAPATI, S. B., BRANTLEY, W. A., SVEC, T. A., POWERS, J. M., NUSSTEIN, J. M. & DAEHN, G. S. 2005. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod*, 31, 40-3.
- ALEXANDROU, G., CHRISAFIS, K., VASILADIS, L., PAVLIDOU, E. & POLYCHRONIADIS, E. 2006. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 39, 770-78.
- AL-FOUZAN, K. S. 2003. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *Int Endod J*, 36, 864-7.
- AL-HADLAQ, S. M. 2013. Evaluation of cyclic flexural fatigue resistance of 25/0.04 and 25/0.06 twisted file rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Aust Endod J*, 39, 62-5.
- ALLISON, D. A., WEBER, C. R. & WALTON, R. E. 1979. The influence of the method of canal preparation on the quality of apical and coronal obturation. *J Endod*, 5, 298-304.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL OF DENTAL MATERIALS. New American Dental Association Specification No. 28 for Root Canal Files and Reamers. 1976. *J Am Dent Assoc*, 93, 813.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL OF DENTAL MATERIALS. Revised American National Standards Institute / American Dental Association Specification No. 28 for Root Canal Files and Reamers, Type K\*. 1992. *J Am Dent Assoc*, 104, 506.
- AMERICAN NATIONAL STANDARD INSTITUTE. ADA Specification N°28 for Root Canals Files. 1981 New York.

- ANDERSON, M. E., PRICE, J. W. & PARASHOS, P. 2007. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33, 1212-6.
- ANDERSON, D., JOYCE, A., ROBERTS, S. AND RUNNER, R. 2006. A Comparative Photoelastic Stress Analysis of Internal Root Stresses between RC Prep and Saline When Applied to the Profile/GT Rotary Instrumentation System. *J Endod*, 32,222-224.
- ANDREASEN, G. & HILLEMANN, T. 1971. An Evaluation of 55 Cobalt Substituted Nitinol Wire for Use in Orthodontics. *J Am Dent Assoc*, 82, 1373-1375.
- ANKRUM, M. T., HARTWELL, G. R., & TRUITT, J. E. 2004. K3 Endo, ProTaper and Profile systems: Breakage and Distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, 30, 234-237.
- ARIAS, A., PEREZ-HIGUERAS, J. J. & 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.
- ARSLAN, H., ALSANCAK, M., DOGANAY, E., KARATAS, E., DAVUT CAPAR, I. & ERTAS, H. 2016. Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25(R) instruments with different kinematics. *Aust Endod J*, 42, 22-4.
- ATEN, J. C. 1993. The simulation of clinical corrosion of endodontic files: (Master thesis) Chicago, USA: North-Western University.
- AUN, D.P., PEIXOTO, I.F., HOUMARD, M. & BUONO, V.T. 2016. Enhancement of NiTi superelastic endodontic instrument by TiO<sub>2</sub> coating. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 68, 675-80.
- BAHIA, M. G. & BUONO, V. T. 2005. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 100, 249-55.
- BARBAKOW, F. & LUTZ, F. 1997. The LightSpeed preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, 30-46.
- BARBOSA, F. O., GOMES, J. A. & DE ARAUJO, M. C. 2008. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 34, 1533-6.
- BARBOSA, F., DA CUNHA PONCIANO GOMES, J. & DE ARAÚJO, M. (2007). Influence of Previous Angular Deformation on Flexural Fatigue Resistance of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 33, 1477-80.
- BERUTTI, E., ANGELINI, E., RIGOLONE, M., MIGLIARETTI, G. & PASQUALINI, D. 2006. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J*, 39, 693-9.

- BERUTTI, E., CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO, I. & 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.
- BERUTTI, E., NEGRO, A. R., LENDINI, M. & PASQUALINI, D. 2004. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*, 30-228.
- BEST, S., WATSON, P., PILLIAR, R., KULKARNI, G. G. & YARED, G. 2004. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 ProFile rotary instrument. *Int Endod J*, 37, 370-3.
- BLUM, J. Y., COHEN, A., MACHTOU, P. & MICALLEF, J. P. 1999. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 32, 24-31.
- BLUM, J. Y., MACHTOU, P., RUDDLE, C. & MICALLEF, J. P. 2003. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod*, 29, 567-75.
- BOESSLER, C., PAQUE, F. & PETERS, O. A. 2009. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod*, 35, 102-6.
- BOESSLER, C., PETERS, O. A. & ZEHNDER, M. 2007. Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *J Endod*, 33, 280-3.
- BOOTH, J. R., SCHEETZ, J. P., LEMONS, J. E. & ELEAZER, P. D. 2003. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*, 29, 55-7.
- BRAGA, L. C., FARIA SILVA, A. C., BUONO, V. T. & DE AZEVEDO BAHIA, M. G. 2014. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 40, 1494-7.
- BRANTLEY, W. A., SVEC, T. A., IJIMA, M., POWERS, J. M. & GRENTZER, T. H. 2002. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28, 567-72.
- BUCHANAN, L.S. 1994. The art of endodontics: cleaning and shaping the root canal system. The apical preparation. Part IV of a four-part series on cleaning and shaping root canals. *Dent Today*, 13, 50-52.
- BURROWS, D. 1986. Hypersensitivity to mercury, nickel and chromium in relation to dental materials. *Inter Dent J*, 36, 30-34.
- BUSSLINGER, SENER, & BARBAKOW, 2002. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed® instruments. *Int Endod J*, 31, 290-294.

- CAMPS, J.J. & PERTOT, W.J. 1995. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. *Int Endod J* 28, 279-284.
- CAMPS, J.J. & PERTOT, W.J. 1995. Torsional and stiffness properties on nickel-titanium K files. *Int Endod J*. 28, 239-243.
- CAPAR, I. D., ERTAS, H. & ARSLAN, H. 2015. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J*, 41, 24-8.
- CAPAR, I. D., KAVAL, M. E., ERTAS, H. & SEN, B. H. 2015. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod*, 41, 535-8.
- CASTELLO-ESCRIVA, R., ALEGRE-DOMINGO, T., FAUS-MATOSES, V., ROMAN-RICHON, S. & FAUS-LLACER, V. J. 2012. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod*, 38, 1521-4.
- CHEUNG, G. S., OH, S. H., HA, J. H., KIM, S. K., PARK, S. H. & KIM, H. C. 2013. Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *J Endod*, 39, 1593-7.
- CHEUNG, G. S., SHEN, 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., SHEN, Y. & DARVELL, B. W. 2007. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod*, 33, 1433-7.
- CHEUNG, G.S., BIAN, Z., SHEN, Y., PENG, B. & DARVELL, B.W. 2007. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J*, 40, 169-78.
- CHEUNG, G. S. & DARVELL, B. W. 2008. Low-cycle fatigue of rotary NiTi endodontic instruments in hypochlorite solution. *Dent Mater*, 24, 753-9.
- CHI, C., DENG, Y., LEE, J. & LIN, C. 2016. Fracture resistance of dental nickel-titanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin film metallic glass coating. *J Form Med Assoc*.
- CHI, C. W., LI, C. C., LIN, C. P. & SHIN, C. S. 2016. Cyclic fatigue behavior of nickel-titanium dental rotary files in clinical simulated root canals. *J Form Med Assoc*.
- CIVJAN, S., HUGET, EF. & DESIMON, L.B. 1975. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*, 54, 89-96.
- CLARKSON, R. & MOULE, A. 1998. Sodium hypochlorite and its use as an endodontic irrigant. *Aust Dent J*, 43,250-256.
- COHEN, S. & BURNS, R.C. 2002. Pathways of the pulp. 8<sup>th</sup> Ed. St Louis, Missouri: Mosby, Inc.

- CONDORELLI, G. G., BONACCORSO, A., SMECCA, E., SCHAFER, E., CANTATORE, G. & TRIPI, T. R. 2010. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*, 43, 866-73.
- DA FROTA, M. F., ESPIR, C. G., BERBERT, F. L., MARQUES, A. A., SPONCHIADO-JUNIOR, E. C., TANOMARU-FILHO, M., GARCIA, L. F. & BONETTI-FILHO, I. 2014. Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *J Oral Sci*, 56, 269-75.
- DA SILVA, M. A., PONCIANO GOMES, J. A. & ORMIGA, F. 2013. Influence of electrochemical polishing on the mechanical behaviour of nickel-titanium rotary files. *Aust Endod J*, 39, 73-7.
- DAGNA, A. 2015. Nickel-Titanium Single-file System in Endodontics. *J Contemp Dent Pract*, 16, 834-9.
- DARABARA, M., BOURITHIS, L., ZINELIS, S. & PAPADIMITRIOU, G. D. 2004. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*, 37, 705-10.
- DAUGHERTY, D. W., GOUND, T. G. & COMER, T. L. 2001. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod*, 27, 93-5.
- DE VASCONCELOS, R. A., MURPHY, S., CARVALHO, C. A., GOVINDJEE, R. G., GOVINDJEE, S. & 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., MOREIRA, E. J., LOPES, H. P. & ELIAS, C. N. 2010. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*, 43, 1063-8.
- DI FIORE, P. M., GENOV, K. A., KOMAROFF, E., LI, Y. & LIN, L. 2006. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, 39, 700-8.
- DI FIORE, P. M., GENOV, K. I., KOMAROFF, E., DASANAYAKE, A. P. & LIN, L. 2006. Fracture of ProFile nickel-titanium rotary instruments: a laboratory simulation assessment. *Int Endod J*, 39, 502-9.
- DI FIORE, P. M. 2007. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc*, 138, 196-201.
- DIETZ, D., DI FIORE, P.M., BAHCALL, J.K. & LAUTENSCHLAGER, E.P. 2000. Effects of rotational speed on the breakage of nickeltitanium rotary files. *J Endod*, 26, 68-71.
- EBIHARA, A., YAHATA, Y., MIYARA, K., NAKANO, K., HAYASHI, Y. & SUDA, H. 2011. Heat treatment of nickel-titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *Int Endod J*, 44, 843-9.

- EGGERT, C., PETERS, O. & BARBAKOW, F. 1999. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod*, 25, 494-7.
- ELNAGHY, A. M. & ELSAKA, S. E. 2015. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 48, 894-901.
- ELNAGHY, A. M. & ELSAKA, S. E. 2015. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 48, 1000-1004
- ELNAGHY, A. M. & ELSAKA, S. E. 2016. Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUSHAPE with several nickel-titanium rotary Instruments. *Int Endod J*.
- EHRHARDT, I., ZUOLO, M., CUNHA, R., DE MARTIN, A., KHERLAKIAN, D., DE CARVALHO, M. & BUENO, C. 2012. Assessment of the Separation Incidence of Mtwo Files Used with Preflaring: Prospective Clinical Study. *J Endod*, 38, 1078-81.
- FERREIRA, F., ADEODATO, C., BARBOSA, I., ABOUD, L., SCENZA, P. & SCENZA, M. Z. 2016. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: A systematic review. *Int Endod J*.
- FIFE, D., GAMBARINI, G. & BRITTO, Lr. L. 2004: Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 97, 251-6.
- GABEL, W.P., HOEN, M., STEIMAN, R.H., PINK, F.E. & DIETZ, R. 1999. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod*, 25, 752.
- GAMBARINI, G. 2000. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*, 16, 95-100.
- GAMBARINI, G. 2001. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J*, 27, 99-104.
- GAMBARINI, G. 2001. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod*, 27, 772.
- GAMBARINI, G., GERGI, R., NAAMAN, A., OSTA, N. & AL SUDANI, D. 2012. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J*, 45, 802-6.
- GAO, Y., GUTMANN, J. L., WILKINSON, K., MAXWELL, R. & 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. & 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. & CALDEIRA, C. L. 2010. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod*, 36, 1183-6.
- GLICKMAN, G.N. & KOCH, Ka. 2000. 21<sup>st</sup>-Century endodontics. *J Am Dent Assoc*, 131 Suppl: 39S-46S.
- GRANDE, N. M., AHMED, H. M., COHEN, S., BUKIET, F. & PLOTINO, G. 2015. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review-Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *J Endod*, 41, 1778-83.
- GRANDE, N. M., PLOTINO, G., BUTTI, A., MESSINA, F., PAMEIJER, C. H. & SOMMA, F. 2007. Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, 120-6.
- GRANDE, N. M., PLOTINO, G., BUTTI, A., MESSINA, F., PAMEIJER, C. H. & SOMMA, F. 2007. Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, 120-6.
- HAIKEL, Y., SERFATY, R., BATEMAN, G., SENGER, B. & ALLEMANN, C. 1999. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 25, 434-40.
- HEARD, F. & WALTON, R.E. 1997. Scanning electron microscope study comparing four root canal preparation techniques in small curved canals. *Int Endod J*, 30, 323-31.
- HERRERA, P., BASILIO, J. & VALLÉS, M. 2004. Comparación in vitro de la deformación producida por instrumental de Níquel-Titanio. Análisis de las limas K3 (Kerr) y GT (Dentsply). *Endod*, 22, 37-44
- HILT, B.R., CUNNINGHAM, C.J., SHEN, C. & RICHARDS, N. 2000. Torsional Properties of stainless steel and nickel titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod*, 26, 76-80.
- INAN, U. & GONULOL, N. 2009. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod*, 35, 1396-9.
- INAN, U., AYDIN, C. & TUNCA, Y. M. 2007. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104, 837-40.
- INGLE, J.I. & LEUNE, M. 1958. The need for uniformity of Endodontic instruments, equipment and filling materials. Transactions of the Second International Conference on Endodontics. Philadelphia: University of Pennsylvania. PP: 123-142.

- INGLE, J.I. 1961. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 14, 83-91.
- INGLE, J.I. 1985. Endodontics. Philadelphia: *Lea & Febiger*. PP, 142-165.
- JOHNSON, E., LLOYD, A., KUTTLER, S. & NAMEROW, K. 2008. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, 34, 1406-9.
- KAVAL, M., CAPAR, I. & ERTAS, H. 2016. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod*.
- KAVAL, M., CAPAR, I., ERTAS, H. & SEN, B. 2016. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clin Oral Invest*.
- KAZEMI, R.B., STENMAN, E & SPANBERG, L.S. 1996. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81, 596-602.
- KHEIR, S.E., BRANTLEY, W.A. & FOURNELLE, R.A. 1991. Bending properties of superelastic and non-superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 99, 310-18.
- KIEFNER, P., BAN, M. & DE-DEUS, G. 2014. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J*, 47, 430-6.
- KIM, H. C., YUM, J., HUR, B. & CHEUNG, G. S. 2010. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 36, 147-52.
- KIM, J.W., GRIGGS, J.A., REGAN, J.D., ELLIS, R.A. & CAI, Z. 2005. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *I Endod J*, 38, 364-371.
- KING, J. B., ROBERTS, H. W., BERGERON, B. E. & MAYERCHAK, M. J. 2012. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *Int Endod J*, 45, 156-61.
- KOSA, D.A., MARSHALL, G. & BAUMGARTNER, J.C. 1999. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J Endod*, 25, 441-445.
- KOSTI, E., ZINELIS, S., MOLYVDAS, I. & LAMBRIANIDIS, T. 2011. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, 44, 917-25.
- KUHN, G. & JORDAN, L. 2002. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 28, 716-20.
- KUHN, G., TAVERNIER, B. & JORDAN, L. 2001. Influence of structure on nickel-titanium



- endodontic instruments failure. *J Endod*, 27, 516-20.
- LEE, DH., PARK, B., SAXENA, A. & SERENE, T.P. 1996. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. *J Endod*, 22, 543-46.
- LEE, W., HWANG, Y. J., YOU, S. Y. & KIM, H. C. 2013. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. *Aust Endod J*, 39, 146-50.
- LEONARDO, M.R. & DE TOLEDO, R. 2002. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio. *Editorial Artes Medicas Ltda*.
- LINSUWANONT, P., PARASHOS, P. & MESSER, H. H. 2004. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 37, 19-28.
- LOPES, H. P., CHIESA, W. M., CORREIA, N. R., DE SOUZA NAVEGANTE, N. C., ELIAS, C. N., MOREIRA, E. J. & CHIESA, B. E. 2011. Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instrument. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 111, 792-6.
- LOPES, H. P., ELIAS, C. N., VIEIRA, M. V., SIQUEIRA, J. F., JR., MANGELLI, M., LOPES, W. S., VIEIRA, V. T., ALVES, F. R., OLIVEIRA, J. C. & SOARES, T. G. 2013. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod*, 39, 693-6.
- LOPES, H. P., ELIAS, C. N., VIEIRA, M. V., VIEIRA, V. T., DE SOUZA, L. C. & DOS SANTOS, A. L. 2016. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*.
- LOPES, H. P., ELIAS, C. N., VIEIRA, V. T., MOREIRA, E. J., MARQUES, R. V., DE OLIVEIRA, J. C., DEBELIAN, G. & SIQUEIRA, J. F., JR. 2010. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 36, 1653-7.
- LOPES, H. P., FERREIRA, A. A., ELIAS, C. N., MOREIRA, E. J., DE OLIVEIRA, J. C. & SIQUEIRA, J. F., JR. 2009. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 35, 1013-6.
- LOPES, H. P., VIEIRA, M. V., ELIAS, C. N., GONCALVES, L. S., SIQUEIRA, J. F., JR., MOREIRA, E. J., VIEIRA, V. T. & SOUZA, L. C. 2013. Influence of the geometry of curved artificial canals on the fracture of rotary nickel-titanium instruments subjected to cyclic fatigue tests. *J Endod*, 39, 704-7.
- LUZI, A., FORNER, L., ALMENAR, A. & LLENA, C. 2010. Microstructure alterations of rotary files after multiple simulated operative procedures. *Med Oral Pat Oral Cir Bucal*, e658-e662.
- LUZI, A., ALMENAR, A. & FORNER, L. 2006. Mtwo: un nuevo sistema rotatorio para la instrumentación de los conductos radiculares. *Endodoncia*, 24, 24-30.

- MANDEL, E., ADIB-YAZDI, M., BENHAMOU, L. M., LACHKAR, T., MESGOUEZ, C. & SOBEL, M. 1999. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J*, 32, 436-43.
- MARCOLI, P.A., PIZZI, S. & CERESINI, F. 2000. Gli strumenti endodontici al nichel-titanio: revisione della letteratura. *G It Endod*, 4, 183-202.
- MARENDING, M., LUTZ, F. & BARBAKOW, F. 1998. Scanning electron microscope appearances of LightSpeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J*, 31, 57.
- MARSICOVETERE, E.S., BURGESS, J.O., CLEMENT, D.J. & DEL RIO, C.E. 1996. Torsional testing of the lightspeed Nickel-Titanium instrument system. *J Endod*, 22, 681-84.
- MARSICOVETERE, E.S., CLEMENT, D.J. & DEL RIO, C.E. 1996. Morphometric video analysis of the engine-driven Nickel- Titanium LightSpeed instrument System. *J Endod*, 22, 231-5.
- MARTIN, B., ZELADA, G., VARELA, P., BAHILLO, J. G., MAGAN, F., AHN, S. & RODRIGUEZ, C. 2003. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 36, 262-6.
- MELO CHAVES CRAVEIRO, M., GUIOMAR DE AZEVEDO BAHIA, M & LOPES BUONO, V.T. 2002. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 28, 765-9.
- MESGOUEZ, C., RILLIARD, F., MATOSSIAN, L., NASSIRI, K. & 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, 161-5.
- MIYAI, K., EBIHARA, A., HAYASHI, Y., DOI, H., SUDA, H. & YONEYAMA, T. 2006. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 39, 119-26.
- MIZE, S.B., CLEMENT, D.J., PRUETT, J.P. & CARNES, D.L. JR. 1997. Effect of sterilization on cyclic fatigue of Ni-Ti instruments. *Abstracts of research. AAE 54<sup>th</sup> session J Endod*, 23, 251.
- MOLDAUER, I. & ABRAHAM, J. 2002. Preparación biomecánica de los conductos radiculares utilizando instrumental rotatorio: Un estudio comparativo. Available from [www.dentinator.net](http://www.dentinator.net) [6 November 2016]
- NEELAKANTAN, P., REDDY, P. & GUTMANN, J. L. 2015. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *J Invest Clin Dent*.
- NGUYEN, H. H., FONG, H., PARANJPE, A., FLAKE, N. M., JOHNSON, J. D. & 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.
- NINAN, E. & BERZINS, D. W. 2013. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 39, 101-4.
- NOVOA, X. R., MARTIN-BIEDMA, B., VARELA-PATINO, P., COLLAZO, A., MACIAS-LUACES, A., CANTATORE, G., PEREZ, M. C. & MAGAN-MUNOZ, F. 2007. The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J*, 40, 36-44.
- O'HOY, P.Y.Z., MESSER, H.H. & PALAMARA, J.E.A. 2003. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *I Endod J*, 36, 724-32.
- 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. & KUM, K. Y. 2010. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 109, 622-8.
- ORMIGA, F., ABOUD, L. R. & GOMES, J. A. 2015. Electrochemical-induced dissolution of nickel-titanium endodontic instruments with different designs. *Int Endod J*, 48, 342-50.
- PARASHOS, P., GORDON, I. & MESSER, H. H. 2004. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, 30, 722-5.
- PARK, S. Y., CHEUNG, G. S., YUM, J., HUR, B., PARK, J. K. & KIM, H. C. 2010. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 36, 1200-4.
- PARRIS, J., WILCOX, L. & WALTON, R. 1994. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *J Endod*, 20, 219.
- PATINO, P. V., BIEDMA, B. M., LIEBANA, C. R., CANTATORE, G. & BAHILLO, J. G. 2005. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, 31, 114-6.
- PEDULLA, E., LIZIO, A., SCIBILIA, M., GRANDE, N. M., PLOTINO, G., BONINELLI, S., RAPISARDA, E. & LO GIUDICE, G. 2016. Cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments in interrupted rotation. *Int Endod J*.
- PEDULLA, E., PLOTINO, G., GRANDE, N. M., SCIBILIA, M., PAPPALARDO, A., MALAGNINO, V. A. & RAPISARDA, E. 2014. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments. *Int Endod J*, 47, 514-9.
- PENG, B., SHEN, Y., CHEUNG, G.S. & XIA, T.J. 2005. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*, 38, 550-7
- PEREIRA, E. S., GOMES, R. O., LEROY, A. M., SINGH, R., PETERS, O. A., BAHIA, M. G. & BUONO, V. T. 2013. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire

- used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater*, 29, e318-24.
- PEREZ-HIGUERAS, J. J., ARIAS, A., DE LA MACORRA, J. C. & PETERS, O. A. 2014. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*, 40, 1477-81.
- PETERS, O. A., KAPPELER, S., BUCHER, W. & BARBAKOW, F. 2001. [Engine-driven preparation of curved root canals: a platform to assess physical parameters]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 111, 834-42.
- PETERS, O. A., PETERS, C. I., SCHONENBERGER, K. & BARBAKOW, F. 2003. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, 36, 93-9.
- PETERS, O.A. & BARBAKOW, F. 2002. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, 35, 379.
- PETERS, O.A., BOESSLER, C. & ZEHNDER, M. 2005. Effect of liquid and paste-type lubricants and torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J*, 38, 223.
- PETERS, O.A., PETERS, C.I., SCHÖNENBERGER, K. & BARBAKOW, F. 2003. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, 36, 93.
- PLOTINO, G., AL-SUDANI, D., PULINO, S., GRANDE, N. M., MARCOLI, P. A., PIZZI, S., TESTARELLI, L. & 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, MT41-5.
- PLOTINO, G., COSTANZO, A., GRANDE, N. M., PETROVIC, R., TESTARELLI, L. & GAMBARINI, G. 2012. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38, 222-5.
- PLOTINO, G., GRANDE, N. M., COTTI, E., TESTARELLI, L. & GAMBARINI, G. 2014. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 40, 1451-3.
- PLOTINO, G., GRANDE, N. M., MELO, M. C., BAHIA, M. G., TESTARELLI, L. & GAMBARINI, G. 2010. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J*, 43, 226-30.
- PLOTINO, G., GRANDE, N. M., SORCI, E., MALAGNINO, V. A. & SOMMA, F. 2006. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, 39, 716-23.
- PONGIONE, G., POMPA, G., MILANA, V., DI CARLO, S., GIAN SIRACUSA, A., NICOLINI, E. & DE ANGELIS, F. 2012. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of

- endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol (Roma)*, 3, 119-22.
- PRAISARNTI, C., CHANG, J. & CHEUNG, G. 2010. Electropolishing Enhances the Resistance of Nickel-Titanium Rotary Files to Corrosion–Fatigue Failure in Hypochlorite. *J Endod*, 36, 1354-57.
- PRUETT, J. P., CLEMENT, D. J. & CARNES, D. L., JR. 1997. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23, 77-85.
- RAM Z. 1977. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 44, 306.
- RAPISARDA, E., BONACCORSO, A., TRIPI, T. R., FRAGALK, I. & CONDORELLI, G. G. 2000. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89, 363-8.
- RAPISARDA, E., BONACCORSO, A., TRIPI, T.R. & CONDORELLI, G.G. 1999. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 88, 343-7.
- RAPISARDA, E., BONACCORSO, A., TRIPI, T.R., CONDORELLI, G.G. & TORRISI, L. 2001. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy : effect of ion implantation. *J. Endod*, 27, 588-92.
- RAPISARDA, E., TRIPI, T. & BONACCORSO, A. 1998. SEM (Scanning Electron Microscopy) study of the deterioration of ProFile.04 and .06. *Minerva Stomatol*, 47, 597-603.
- REYNOLDS, M.A., MADISON, S., WALTON, R.E., KRELL, K.V. & RITTMAN, B.R. 1987. An in vitro histological comparison of the step-back, sonic, and ultrasonic instrumentation techniques in small, curved root Canals. *J Endod*, 13, 307.
- ROWAN, M. B., NICHOLLS, J. I. & STEINER, J. 1996. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, 22, 341-5.
- RUDDLE, C.J. 1994. Erfolgreiche strategien bei der preparation des wurzelkanals. *Endod*, 3, 217.
- RUDDLE, C.J. 2001. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*, 20, 60-7.
- RUDDLE, C.J. 2001. The ProTaper technique: Endodontics made easier. *Dent Today*, 20, 58-64.
- RYHÄNEN, J. 1999. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy. University of Oulu. Faculty of Medicine.
- SATTAPAN, B., NERVO, G. J., PALAMARA, J. E. & MESSER, H. H. 2000. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26, 161-5.

- SATTAPAN, B., PALAMARA, J. E. & MESSER, H. H. 2000. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, 26, 156-60.
- SCHÄFER E. 2001. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J. Endod*, 27, 299-303
- SCHAFER, E., ERLER, M. & DAMMASCHKE, T. 2006. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod J*, 39, 196–202
- SCHAFER, E., ERLER, M. & DAMMASCHKE, T. 2006. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod*, 39, 203–212.
- SCHILDER, H. & YEE, F.S. 1984. Canal debridement and disinfection. En: Cohen, S; Burns, R.C ed. *Pathways of the pulp*, 3<sup>rd</sup> Ed. St Louis, USA: CV Mosby Co. *PP*: 175-204.
- SCHILDER, H. 1974. Cleaning and Shaping the root canal. *Dent Clin Nort Am*, 18, 269-296.
- SCHILDER, H. 1967. Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin Nort Am*, 11, 723-744.
- SENIA, E.S. & WILDEY, W.L. 2003. "Straight-line" access. A must for faster and better endodontics. *Dent Today*, 22, 40-5.
- SERENE, T.P., ADAMS, J.D. & SAXENA, A. 1995. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*, St Louis.
- SHAHI, S., MOKHTARI, H., RAHIMI, S., SHIEZADEH, V., ASHASI, H., ABDOLRAHIMI, M. & FOROUGHREYHANI, M. 2012. Electrochemical corrosion assessment of RaCe and Mtwo rotary nickle-titanium instruments after clinical use and sterilization. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, e331-e336.
- SHEN, S. M., DENG, M., WANG, P. P., CHEN, X. M., ZHENG, L. W. & LI, H. L. 2015. Deformation and fracture of K3 rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Int Endod J*.
- SHEN, Y., CHEUNG, G. S., BIAN, Z. & PENG, B. 2006. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod*, 32, 61-5.
- SHEN, Y., CHEUNG, G. S., PENG, B. & HAAPASALO, M. 2009. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J Endod*, 35, 133-6.
- SHEN, Y., COIL, J. M. & HAAPASALO, M. 2009. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod*,

- 35, 193-6.
- SHEN, Y., COIL, J. M., MCLEAN, A. G., HEMERLING, D. L. & HAAPASALO, M. 2009. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: single use from endodontic specialty practices. *J Endod*, 35, 1363-7.
- SHEN, Y., QIAN, W., ABTIN, H., GAO, Y. & HAAPASALO, M. 2012. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 38, 376-380.
- SHEN, Y., QIAN, W., ABTIN, H., GAO, Y. & HAAPASALO, M. 2011. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37, 997-1001.
- SHIN, C. S., HUANG, Y. H., CHI, C. W. & LIN, C. P. 2014. Fatigue life enhancement of NiTi rotary endodontic instruments by progressive reciprocating operation. *Int Endod J*, 47, 882-8.
- SHEN, Y., COIL, J. M., ZHOU, H., ZHENG, Y. & HAAPASALO, M. 2013. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J*, 46, 720-9.
- SHORT, J.A., MORGAN, L.A. & BAUMGARTNER, J.C. 1997. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*, 23, 503.
- SILVAGGIO, J. & HICKS, M. L. 1997. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, 23, 731-4.
- SIQUEIRAJR, J., ROCAS, I., SANTOS, S., LIMA, K., MAGALHAES, F. & DEUZEDA, M. 2002. Efficacy of Instrumentation Techniques and Irrigation Regimens in Reducing the Bacterial Population within Root Canals. *J Endod*, 28, 181-184.
- SONNTAG, D. & PETERS, O. 2007. Effect of Prion Decontamination Protocols on Nickel-Titanium Rotary Surfaces. *J Endod*, 33, 442-446.
- SPANAKI-VOREADI, A. P., KEREZOU DIS, N. P. & ZINELIS, S. 2006. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J*, 39, 171-8.
- SUBHA, N. & SIKRI, V. 2011. Comparative evaluation of surface changes in four Ni-Ti instruments with successive uses - An SEM study. *J Conserv Dent*, 14, 282.
- SUNDARAM, K., EBENEZAR, R., GHANI, M., MARTINA, L., NARAYANAN, A. & MONY, B. 2013. Comparative evaluation of the effects of multiple autoclaving on cyclic fatigue resistance of three different rotary Ni-Ti instruments: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 16, 323.
- SVEC, T. A. & POWERS, J. M. 2002. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*, 28, 105-7.

- TARTARI, T., ODA, D., ZANCAN, R., DA SILVA, T., DE MORAES, I., DUARTE, M. & BRAMANTE, C. (2015). Mixture of alkaline tetrasodium EDTA with sodium hypochlorite promotes in vitro smear layer removal and organic matter dissolution during biomechanical preparation. *Int Endod J*, p.n/a-n/a.
- THOMPSON, S.A. 2000. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33, 297.
- TOPUZ, O., AYDIN, C., UZUN, O., INAN, U., ALACAM, T. & TUNCA, Y. 2008. Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 105, 661-665.
- TOPCUOGLU, H. S., PALA, K., AKTI, A., DUZGUN, S. & TOPCUOGLU, G. 2016. Cyclic fatigue resistance of D-RaCe, ProTaper, and Mtwo nickel-titanium retreatment instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Clin Oral Investig*, 20, 1175-9.
- TRIPI, T. R., BONACCORSO, A. & CONDORELLI, G. G. 2003. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod*, 29, 132-4.
- TRIPI, T. R., BONACCORSO, A. & CONDORELLI, G. G. 2006. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102, e106-14.
- TRIPI, T. R., BONACCORSO, A., RAPISARDA, E., TRIPI, V., CONDORELLI, G. G., MARINO, R. & FRAGALA, I. 2002. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. *J Endod*, 28, 497-500.
- TRIPI, T.R., BONACCORSO, A., TRIPI, V., CONDORELLI, G.G. & RAPISARDA, E. 2001. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J Endod*, 27, 782.
- TROIAN, C. H., SO, M. V., FIGUEIREDO, J. A. & OLIVEIRA, E. P. 2006. Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J*, 39, 616-25.
- TURPIN, Y.L., CHAGNEAU, F. & 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.
- TURPIN, Y.L., CHAGNEAU, F., BARTIER, O., CATHELIN, G. & VULCAIN, J.M. 2001. Impact of torsional and bending inertia on root canal instruments. *J Endod*, 27, 333.
- TYGESEN, Y.A., STEIMAN, H.R. & CIAVARRO, C. 2001. Comparison of distortion and separation utilizing profile and Pow-R nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 27, 762-4
- TZANETAKIS, G. N., KONTAKIOTIS, E. G., MAURIKOU, D. V. & MARZELOU, M. P. 2008. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate



- endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *J Endod*, 34, 675-8.
- ULLMANN, C. J. & PETERS, O. A. 2005. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31, 183-6.
- UNAL, G. C., MADEN, M., SAVGAT, A. & ONUR ORHAN, E. 2009. Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: protaper universal versus protaper. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107, 886-92.
- UYGUN, A. D., KOL, E., TOPCU, M. K., SECKIN, F., ERSOY, I. & 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.
- VAN DER SLUIS, L., GAMBARINI, G., WU, M. & WESSELINK, P. 2006. The influence of volume, type of irrigant and flushing method on removing artificially placed dentine debris from the apical root canal during passive ultrasonic irrigation. *Int Endod J*, 39, 472-76.
- VADHANA, S., SARAVANAKARTHIKEYAN, B., NANDINI, S. & VELMURUGAN, N. 2014. Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *J Endod*, 40, 995-9.
- VARELA-PATINO, P., IBANEZ-PARRAGA, A., RIVAS-MUNDINA, B., CANTATORE, G., OTERO, X. L. & MARTIN-BIEDMA, B. 2010. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, 36, 157-9.
- VIANA, A. C., PEREIRA, E. S., BAHIA, M. G. & BUONO, V. T. 2013. The influence of simulated clinical use on the flexibility of rotary ProTaper Universal, K3 and EndoSequence nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 46, 855-62.
- VIANA, A.C., GONZALEZ, B.M., BUONO, V.T. & BAHIA, M.G. 2006. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 39(9), 709-15.
- VIEIRA, E. P., FRANCA, E. C., MARTINS, R. C., BUONO, V. T. & BAHIA, M. G. 2008. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 41, 163-72.
- VIEIRA, E. P., NAKAGAWA, R. K., BUONO, V. T. & BAHIA, M. G. 2009. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J*, 42, 947-53.
- VINOTHKUMAR, T. S., KANDASWAMY, D., PRABHAKARAN, G. & RAJADURAI, A. 2016. Mechanical behavior of deep cryogenically treated martensitic shape memory nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Eur J Dent*, 10, 183-7.
- WALIA, H., BRANTLEY, W. & GERSTEIN, H. 1988. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod*, 14, 346-351.

- WEI, X., LING, J., JIANG, J., HUANG, X. & LIU, L. 2007. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*, 33, 276-9.
- WEST, J.D. & ROANE, J.B. 1998. Cleaning and shaping the root canal system. In Cohen S, Burns RC, editors: *Pathways of the Pulp*, ed 7, St Louis.
- WOLCOTT, J. & HIMEL, V.T. 1997. Torsional properties of Nickel-Titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod*, 23, 217-20.
- WOLCOTT, S., WOLCOTT, J., ISHLEY, D., KENNEDY, W., JOHNSON, S., MINNICH, S. & MEYERS, J. 2006. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod*, 32, 1139-41.
- WOLLE, C. F., VASCONCELLOS, M. A., HINRICHS, R., BECKER, A. N. & BARLETTA, F. B. 2009. The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 35, 1558-62.
- XU, X., ENG, M., ZHENG, 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.
- YAMAZAKI-ARASAKI, A., CABRALES, R., SANTOS, M., KLEINE, B. & PROKOPOWITSCH, I. 2012. Topography of four different endodontic rotary systems, before and after being used for the 12th time. *Microsc Res Tech*, 75, 97-102.
- YARED, G., BOU DAGHER, F. & KULKARNI, K. 2003. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96, 229-33.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E. & MACHTOU, P. 1999. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*, 32, 115-19.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E. & MACHTOU, P. 2001. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile Failures. *Int Endod J*, 34, 47-53.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E. & MACHTOU, P. 2002. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J*, 35, 536-541.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. & Kulkarni, G.K. 2002. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on failure of Great Taper Files. *Int Endod J*, 35, 7-12.
- YE, J. & GAO, Y. 2012. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 38, 105-7.

- 
- ZELADA, G., VARELA, P., MARTÍN, B., BAHÍLLO, J.G., MAGÁN, F. & AHN, S. 2002. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28, 540-42.
- ZHANG, E. W., CHEUNG, G. S. & ZHENG, Y. F. 2010. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod*, 36, 1394-8.
- ZINELIS, S., DARABARA, M., TAKASE, T., OGANE, K. & 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.
- ZUOLO, M. L. & WALTON, R. E. 1997. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int*, 28, 397-402.



Anexos



**X-SMART™ (Dentsply Maillefer)**

Es un motor con reducción de giros y presenta niveles de torque que se pueden preseleccionar. El sentido de la rotación de la lima se puede cambiar con éste botón. También se puede cambiar cuando la lima está en movimiento.

En este tipo de motor se puede regular la velocidad y el torque. Tiene *autoreverse* y un contraangulo pequeño. Al llevar batería se puede trabajar sin cables y es muy ligero.

Fabricante:

Dentsply Maillefer

Chemin du Verger 3, 1338 Ballaigues, Suiza



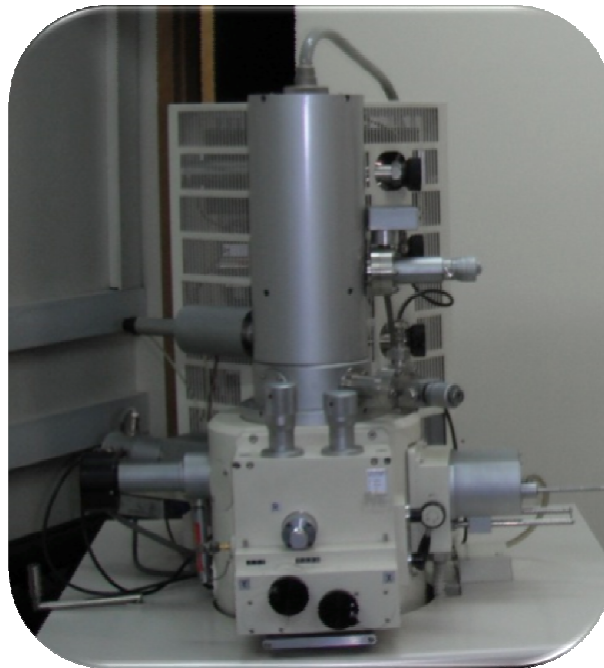
**Microscopio electrónico de barrido Philips ESEM XL 30**

Un microscopio electrónico de barrido que realiza microanálisis EDS mediante el EDS EDAX PV9760. Los equipos con un cañón de electrones de emisión de campo permiten llevar a cabo la observación en condiciones de bajo voltaje sin perder resolución y, en algunos casos, sin necesidad de recubrimiento.

**Características técnicas**

Magnificación	10- 200.000
Resolución	3.5 nm (Acc. V. 30kV)
Voltaje de aceleración	0.2 - 30 kV (100 V paso),

El Microscopio Electrónico de Barrido permite obtener imágenes de gran resolución en materiales pétreos, metálicos y orgánicos. La luz se sustituye por un haz de electrones, las lentes por electroimanes y las muestras se hacen conductoras metalizando su superficie.





**Materiales y aparatos para la preparación de las muestras antes de observarlas con microscopia.**

**Pulverizador de oro-paladio para las muestras (Bio-Rad Microscience Division acquires Emscope Laboratorios Quorum Technologies Ltd.)**

Este equipo se usa para pulverizar las muestras con oro-paladio, así se hace posible la observación a través del MEB.



Fabricante:

Quorum Technologies Unit 15A, Euro Business Park, New Road, Newhaven, East Sussex, BN9 0DQ, UK. Tel (+44) 01273 510535, Fax (+44) 01273 51053

e-mail [mike.wombwell@quorumtech.com](mailto:mike.wombwell@quorumtech.com)

**Mtwo® sistema rotatorio de NiTi. (VDW Alemania)**

Es un sistema de NiTi que usa una secuencia para todos los tipos de conducto radicular. Elimina de forma eficiente de la dentina es flexible, gracias al núcleo pequeño del instrumento y una sección transversal en forma de S. Tiene códigos de color según la norma ISO presenta marcas de profundidad.

Los instrumentos Mtwo® están disponibles en varias longitudes de trabajo. Para los instrumentos de la secuencia básica Mtwo® se puede elegir entre instrumentos con una parte activa de 16 mm o 21 mm. Los instrumentos con una parte activa de 21 mm no llevan marcas de profundidad. Tienen dos eficientes hojas de corte. Mtwo®, por su bajo contacto radial con la pared, ofrece un espacio amplio y profundo para la retirada continua de los dentritos hacia el tercio coronal. El núcleo del instrumento está concebido para proporcionar una gran flexibilidad sin menoscabar la resistencia del instrumento.

Mtwo® corta durante la penetración y lateralmente. Mediante el avance automático y el movimiento de cepillado, el instrumento avanza progresivamente de coronal hacia apical. Utiliza una “técnica simultanea” de conformación de conductos.

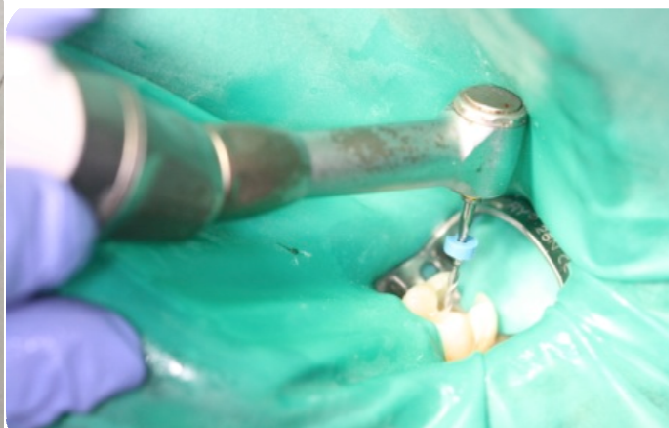
Se presenta en una secuencia básica para todos los conductos:

10.04, 15.05, 20.06 y 25.06

Pero también presenta instrumentos extra como:

30.05, 35.04 y 40.04

Estos últimos se utilizan en conductos más anchos. Si queremos utilizar la condensación vertical como técnica de obturación debemos utilizar el instrumento 25.07.

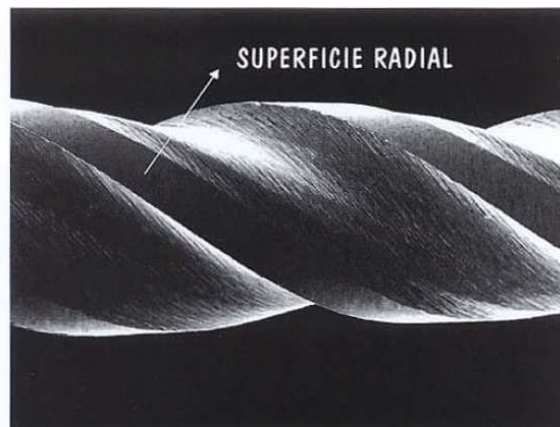




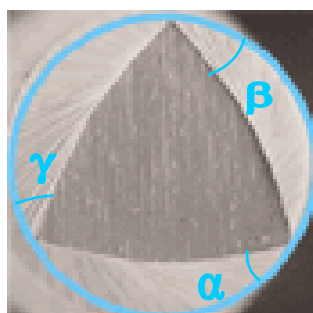
## Terminología utilizada y definiciones

Sistemas rotatorios o sistemas mecánico-rotatorios – constituyen la tercera generación en el tratamiento del conducto radicular y son utilizados para accionar instrumentos de níquel-titanio.

**Superficie Radial o guía lateral de penetración (*Radial land*)** – los instrumentos rotatorios de níquel-titanio para solucionar el problema de los instrumentos manuales que poseen un ángulo de corte que impide que estos instrumentos giren cuando se presionan hacia el ápice, presentan áreas de contacto devastadas. De esta forma se creó lo que se llama en inglés *radial land*. El *radial land* proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular. Este plano de contacto impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice.



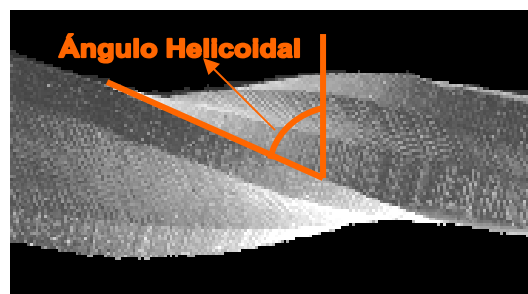
**Ángulo de corte** – El ángulo de corte es el que se forma entre el borde cortante y la superficie de corte de la lima en un corte transversal de esta última. El ángulo de corte puede ser negativo, positivo o neutral.



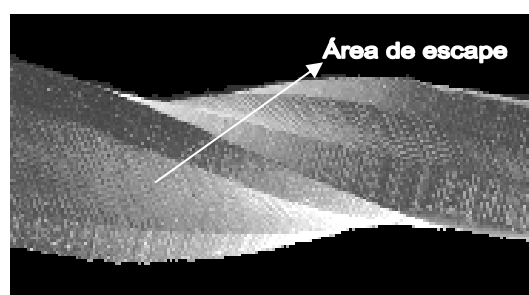
**Alivio de la superficie radial**- está representado por la intersección de las superficies de ataque. Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción.



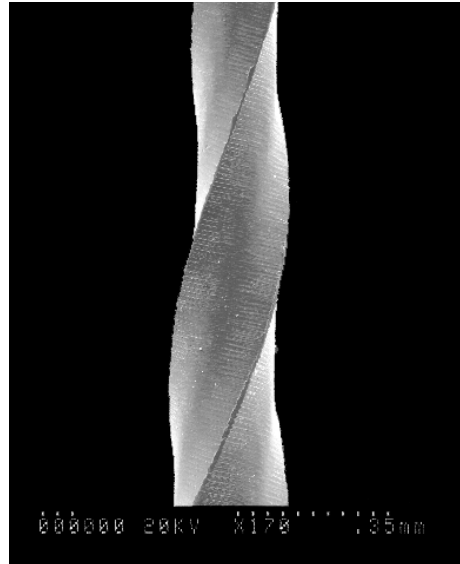
**Ángulo helicoidal**- el ángulo helicoidal está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento. Cuanto mayor el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad.



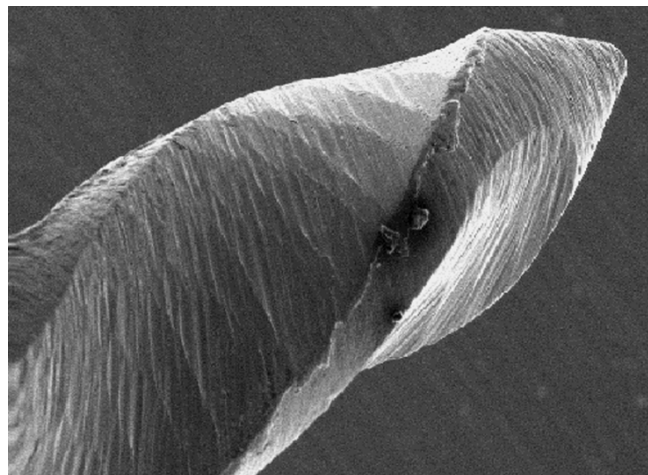
**Área de escape** – Los instrumentos de níquel-titanio accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape. Estos espacios sirven para recibir las limallas dentinarias, consecuentes a la instrumentación del conducto radicular.



**Acabado superficial-** Áreas de desgaste irregular que pueden facilitar la fractura del instrumento.



**Metal Flash** – Enrollamiento del metal en los bordes cortantes de las limas rotatorias.



**Histéresis**- se refiere a un fenómeno en virtud del cual la evolución de un proceso físico no es independiente de la historia del mismo, de modo que el estado de un sistema depende de la causa que produce una modificación y, además, de los valores alcanzados en procesos análogos anteriores.

**Torque** - Se define Torque como la efectividad de una fuerza para producir rotación alrededor de un eje (Krusen, 1993). El término torque se refiere a la fuerza desarrollada para producir un determinado desplazamiento. La fórmula para el cálculo del torque es:

**Torque = Fuerza x Distancia x Seno del ángulo formado por dos vectores.**

Distancia indica la distancia perpendicular desde la zona de aplicación de la fuerza al centro de rotación o giro. Como el sistema mide directamente el torque en el eje de rotación, los componentes de fuerza y distancia no son medidos. La unidad de medición del torque es: Newton/metros. Se denomina también como par o momento de una fuerza; medir la tendencia de una fuerza para producir torsión o rotación en su eje. El momento de una fuerza con respecto a un punto da a conocer en que medida existe tendencia en una fuerza a causar la rotación de un cuerpo con respecto a éste. El momento tiende a provocar un giro en el cuerpo o masa sobre el cual se aplica y es una sollicitación característica en elementos que trabajan sometidos a torsión (v. gr. ejes de maquinaria) y en elementos que trabajan sometidos a flexión (v. gr. vigas).

**Microfracturas** - es una clase de rastro de utilización, constituido por fracturas perpendiculares al eje de la sección del borde, que presentan una forma cóncava o angular.

**Corrosión** - El fenómeno de la corrosión se define como la destrucción o deterioro químico o electrolítico de un material, preferentemente metálico, por la reacción con el medio que lo rodea.



