

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA  
PROGRAMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**



**PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FÁTIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS  
ROTATORIOS SOMETIDOS A ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE:  
TF-ADAPTIVE Y PROFILE VORTEX**

**QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE  
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

**PRESENTA:  
CHRISTIAN ALEJANDRO LÓPEZ ROSAS**

**PRESIDENTE:  
C.D.E.E. JULIO CÉSAR GARCÍA BRIONES**

**SINODAL: SINODAL:**  
**DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ M.O. MARÍA ELENA HOFMANN SALCEDO**

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA

MAYO DE 2015

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA TIJUANA  
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, BC a 20 de marzo de 2015

**AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS ROTATORIOS SOMETIDOS A ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE: TF-ADAPTIVE Y PROFILE VORTEX.**

Propuesto por el **CD Christian Alejandro López Rosas**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

**A T E N T A M E N T E**

**CDEE. Julio César García Briones**

PRESIDENTE

Ccp.- Archivo

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA TIJUANA**  
**ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, BC a 20 de marzo de 2015

**AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS ROTATORIOS SOMETIDOS A ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE: TF-ADAPTIVE Y PROFILE VORTEX.**

Propuesto por el **CD Christian Alejandro López Rosas**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

**A T E N T A M E N T E**

**Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez**

SINODAL

Ccp.- Archivo

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA TIJUANA  
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, BC a 20 de marzo de 201

**AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS ROTATORIOS SOMETIDOS A ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE: TF-ADAPTIVE Y PROFILE VORTEX.**

Propuesto por el **CD Christian Alejandro López Rosas**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

**A T E N T A M E N T E**

**MO. María Elena de los Angeles Hofmann Salcedo**

SINODAL

Ccp.- Archivo

## Dedicatoria

---

Dedico esta tesis a mi padre, Leobardo López Millán, por todas sus enseñanzas, sabiduría, consejos, amor y sacrificio hacia un hijo que me brindó durante toda su vida. A mi madre, Lorena Rosas Rios, por el regalo de la vida y por ser una parte fundamental en mi desarrollo profesional, sentimental y laboral. Gracias mamá y papá por todo su esfuerzo en buscar siempre convertirme en una mejor persona.

A mis hermanos, Leobardo y Lorena, porque ustedes siempre han sido motivación para conquistar mis metas y servir como buen ejemplo del que puedan sentirse orgullosos. Nunca olviden que mis logros también son suyos. Cuentan conmigo por siempre.

A mi novia, Tania, porque sin su apoyo, sus palabras de aliento y sobre todo su amor este día no habría sido posible. Quiero que sepa que en todos mis aspiraciones y proyectos futuros estas tú.

A todo ustedes, gracias. Los Amo.

Christian A. López Rosas

## Agradecimiento

---

Agradezco a mi coordinadora, Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez, por el gran apoyo que siempre mostró a esta generación siempre alentándonos a poner en alto nuestra especialidad. Al Dr. Julio César García Briones, porque su ayuda fue parte esencial en la realización de este trabajo de investigación. También ofrezco mi más sincero agradecimiento a todos mis maestros, Dra. Hofmann, Dra. Nico, Dra. Ley, Dr. Olivares, Dr. Rivera, Dr. Ayón, Dra. Goretti, Dra. Ciapara., por todos sus consejos y conocimientos transmitidos de forma desinteresada en beneficio de mi formación como especialista.

También le agradezco al Dr. Armando Morales por haberme motivado y empujado a seguir superándome como profesionista. Gracias Dr. Es usted un ejemplo de persona y amigo.

Por sus conocimientos y amistad. Gracias!

Christian A. López Rosas

# Índice

|                                                                                                               |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1.- INTRODUCCIÓN .....</b>                                                                                 | <b>1</b>  |
| <b>2.- ANTECEDENTES .....</b>                                                                                 | <b>5</b>  |
| <b>3.- MARCO TEÓRICO .....</b>                                                                                | <b>18</b> |
| 3.1.- <i>Antecedentes históricos .....</i>                                                                    | 18        |
| 3.2.- <i>Estandarización de los instrumentos endodónticos.....</i>                                            | 19        |
| 3.3.- <i>Clasificación de los instrumentos endodónticos para la conformación del conducto radicular .....</i> | 22        |
| 3.3.1.- <i>Instrumentos Manuales .....</i>                                                                    | 22        |
| 3.3.1.1.- <i>Tiranervios .....</i>                                                                            | 23        |
| 3.3.1.2.- <i>Instrumentos Tipo K .....</i>                                                                    | 23        |
| 3.3.1.3.- <i>Instrumentos Tipo H .....</i>                                                                    | 24        |
| 3.3.1.4.- <i>Modificación de los instrumentos .....</i>                                                       | 25        |
| 3.3.1.5.- <i>Diseño de la punta activa .....</i>                                                              | 26        |
| 3.3.2.- <i>Instrumentos Rotatorios.....</i>                                                                   | 27        |
| 3.3.3.- <i>M-Wire y R-Phase .....</i>                                                                         | 29        |
| 3.3.4.- <i>Sistemas de instrumentos rotatorios .....</i>                                                      | 30        |
| 3.3.4.1.- <i>Line Angle Axxess .....</i>                                                                      | 30        |
| 3.3.4.2.- <i>Quantec serie 2000 .....</i>                                                                     | 31        |
| 3.3.4.3.- <i>K3 .....</i>                                                                                     | 32        |
| 3.3.4.4.- <i>ProTaper Universal .....</i>                                                                     | 34        |
| 3.3.4.5.- <i>RaCe .....</i>                                                                                   | 36        |
| 3.3.4.6.- <i>ProFile .....</i>                                                                                | 37        |
| 3.3.4.7.- <i>GT .....</i>                                                                                     | 38        |
| 3.3.4.8.- <i>Orifice Shaper .....</i>                                                                         | 39        |
| 3.3.4.9.- <i>Lightspeed .....</i>                                                                             | 39        |
| 3.3.4.10.- <i>Hero 642 .....</i>                                                                              | 40        |
| 3.3.4.11.- <i>Endosequence .....</i>                                                                          | 40        |
| 3.3.4.12.- <i>Flexmaster .....</i>                                                                            | 41        |
| 3.3.4.13.- <i>Pow R .....</i>                                                                                 | 42        |
| 3.3.4.14.- <i>M File .....</i>                                                                                | 42        |

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.3.4.15.- <i>Niti Tee</i>                                                     | 42 |
| 3.3.4.16.- <i>Liberator</i>                                                    | 43 |
| 3.3.4.17.- <i>Reciproc</i>                                                     | 43 |
| 3.3.4.18.- <i>TF-Adaptive</i>                                                  | 44 |
| 3.3.4.19.- <i>K3-XF</i>                                                        | 51 |
| 3.3.4.20.- <i>ProFile Vortex</i>                                               | 55 |
| 3.4.- <i>Esterilización del instrumental y del material de uso endodóntico</i> | 56 |
| 3.5.- <i>Fatiga cíclica</i>                                                    | 59 |
| 3.5.1.- <i>Curva S-N</i>                                                       | 59 |
| 3.5.2.- <i>Resistencia</i>                                                     | 62 |
| 3.5.3.- <i>Inicio y propagación de la grieta</i>                               | 63 |
| 3.5.4.- <i>Rotura</i>                                                          | 64 |
| 3.5.5.- <i>Velocidad de propagación</i>                                        | 65 |
| 3.5.6.- <i>Factores que intervienen</i>                                        | 66 |
| 3.5.7.- <i>Diseño</i>                                                          | 66 |
| 3.5.8.- <i>Tratamientos superficiales</i>                                      | 67 |
| 3.5.9.- <i>Endurecimiento Superficial</i>                                      | 68 |
| 3.5.10.- <i>Influencia del medio</i>                                           | 68 |
| 3.5.11.- <i>Fatiga térmica</i>                                                 | 68 |
| 3.5.12.- <i>Fatiga estática</i>                                                | 69 |
| 4.- <b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>                                          | 69 |
| 5.- <b>JUSTIFICACIÓN</b>                                                       | 70 |
| 6.- <b>HIPÓTESIS</b>                                                           | 70 |
| 7.- <b>OBJETIVO</b>                                                            | 71 |
| 8.- <b>TIPO DE ESTUDIO</b>                                                     | 71 |
| 9.- <b>SELECCIÓN DE VARIABLES</b>                                              | 71 |
| 10.- <b>OPERACIÓN DE VARIABLES</b>                                             | 71 |
| 11.- <b>UNIVERSO DE ESTUDIO</b>                                                | 71 |
| 12.- <b>CRITERIOS DE INCLUSIÓN</b>                                             | 72 |
| 13.- <b>CRITERIOS DE EXCLUSIÓN</b>                                             | 72 |
| 14.- <b>CRITERIOS DE ELIMINACIÓN</b>                                           | 72 |
| 15.- <b>MATERIALES</b>                                                         | 72 |
| 16.- <b>METODOLOGÍA</b>                                                        | 74 |
| 17.- <b>RESULTADOS</b>                                                         | 88 |

|                                                             |            |
|-------------------------------------------------------------|------------|
| <b>18.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....</b>                      | <b>93</b>  |
| <i>18.1.- Interpretación del análisis estadístico .....</i> | <i>94</i>  |
| <b>19.- DISCUSIÓN .....</b>                                 | <b>98</b>  |
| <b>20.- CONCLUSIONES .....</b>                              | <b>99</b>  |
| <b>21.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                | <b>100</b> |

# PRUEBA ESTÁTICA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS SISTEMAS ROTATORIOS SOMETIDOS A ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE: TF-ADAPTIVE Y PROFILE VORTEX

---

## 1. Introducción

**H**oy en día sabemos que para lograr obtener un buen pronóstico y un alto porcentaje de éxito en la realización de un tratamiento de conductos es necesario tomar en cuenta el buen manejo de todos los pasos sistemáticos que se llevan a cabo durante el procedimiento al igual que la selección de los materiales utilizados para facilitar y mejorar los resultados de este. La instrumentación de los conductos radiculares representa una parte importante del tratamiento ya que los instrumentos endodónticos hoy en día buscan adaptarse a las diferentes variaciones anatómicas que se puedan presentar. Esta adaptación permite una mejor remoción de tejido pulpar al igual que una conformación tridimensional del conducto para lograr un sellado hermético e impermeable al momento de la obturación.

Existe evidencia clínica y experimental de que el uso de instrumento de Ni-Ti, comparado con los instrumentos tipo K de Acero Inoxidable, producen una mejor instrumentación sin alterar de forma significativa la situación original del conducto radicular evitando la transportación del mismo y con

menos errores de conformación. Sin embargo estudio in vitro sugieren que los instrumento rotatorios de Ni-Ti se fracturan más a menudo que los de acero inoxidable<sup>1</sup>.

A través de los años se han desarrollado múltiples instrumentos con mejoras metalúrgicas e innovadoras con el fin de minimizar las complicaciones indeseables que se presentan durante los tratamientos de conductos, tales como la instrumentación de conductos radiculares estrechos y curvos. Entre estos, tenemos los instrumentos rotatorios fabricados a base de aleaciones de Níquel-Titanio los cuales cuentan con propiedades físicas deseables para la terapia endodóntica; Entre ellas destaca su alta memoria y súper elasticidad, propiedades que le brinda mayor ventaja respecto a su antecesor, el acero inoxidable. También podemos agregar que son biológicamente aceptables. A pesar de estas ventajas, la separación del instrumento siempre es un problema que puede afectar el resultado en un tratamiento endodóntico<sup>2</sup>.

Los fabricantes recomiendan la esterilización de los instrumentos endodónticos antes de ser utilizados y algunos también sugieren que los instrumentos sean de un solo uso. Sin embargo, algunos fabricantes también especifican en la literatura de sus instrumentos que el número de usos de cada uno de ellos, si es que se pretende usar más de una vez, es altamente dependiente de las condiciones del conducto al igual de la forma en que fue utilizado<sup>3</sup>. A su vez, debido al alto costo, muchos practicantes utilizan los

mismos instrumentos de Ni-Ti en diferentes casos, situación que obliga a que los instrumentos pasen nuevamente al proceso de esterilización para poder ser utilizados nuevamente y evitar la contaminación cruzada<sup>4</sup>. Otro escenario que se puede presentar para someter un instrumento nuevamente al proceso de esterilización, es cuando las características anatómicas del sistema de conductos radiculares no permiten un calibre de conformación mayor al siguiente instrumento de una serie determinada. Esta situación puede dejar instrumentos sin haber recibido estrés o fatiga cíclica permitiendo la posibilidad de ser utilizado nuevamente<sup>5</sup>.

La esterilización de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio puede llevarse a cabo mediante distintos procesos. Sin embargo, de entre las opciones disponibles podemos destacar dos que son las que más se manejan en trabajos de investigación realizados: Inmersión en solución de hipoclorito de sodio y Autoclave. La inmersión en solución de hipoclorito de sodio es un método de esterilización rápido y efectivo comparado con otras alternativas. Sin embargo, existen estudios donde se ha demostrado que no es un método muy efectivo para la eliminación de microorganismos<sup>6</sup>. A su vez, en diversos estudios experimentales realizados, se ha comprobado una disminución considerable en la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos, además de presentar signos característicos de corrosión, especialmente cuando se aumenta la temperatura de la solución, comprometiendo así su durabilidad<sup>1</sup>. Por otra parte, la esterilización en autoclave parece ser el método ideal ya que en pruebas experimentales ha demostrado ser superior que otros métodos

alternos eliminando por completo los microorganismos<sup>7</sup>. Más aun, cuando un instrumento pasa por un proceso de esterilización en autoclave, este es sometido nuevamente a un tratamiento térmico similar al de su fabricación, donde incluso se han mostrado resultados en estudios experimentales un aumento en su microdureza. Otros estudios han sugerido una disminución en su fuerza torsional y existen también trabajos experimentales donde no se muestra variación alguna en términos de resistencia a la fatiga cíclica, microdureza, fuerza torsional o cambios en su microestructura<sup>8</sup>.

Debido a que en la fabricación de los instrumentos pasan por una serie de procesos térmicos, los efectos en sus propiedades mecánicas pueden ser de particular interés debido a la generación de calor en el proceso de esterilización en autoclave. Los efectos posibles de la esterilización por calor ya han sido estudiados en diferentes sistemas<sup>3</sup>.

Existen un par de fenómenos por los cuales se ven afectados los instrumentos rotatorios de Ni-Ti al ser utilizados y que pueden llevar a su fractura que tienen que ver con sus propiedades metalúrgicas: Torsión y Fatiga Cíclica. La fractura por Torsión ocurre cuando la punta o alguna otra parte del instrumento permanece atrapada dentro del conducto radicular mientras el cuerpo del mismo continúa girando. La fractura causada por la fatiga cíclica ocurre debido a la fatiga del metal. El instrumento no se atasca dentro del conducto, sino que gira libremente en una curvatura generando ciclos de tensión/compresión en el punto máximo del índice flexural hasta que

la fractura ocurre. Estos ciclos repetidos de tensión-compresión, causados por la rotación dentro de los conductos curvos, incrementa la fatiga cíclica del instrumento y con el tiempo esto puede ser un factor importante en la fractura de un instrumento<sup>9</sup>. Si se llegará a dar la fractura del instrumento durante la fase de instrumentación a causa de alguno de estos fenómenos complicaría de manera inmediata el tratamiento de conductos por lo cual trataremos de observar, analizar y entender las limitantes que poseen los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio y de esta forma prevenir esta complicación identificando cuando es el momento oportuno para dejar de utilizar, en repetidas ocasiones, un instrumento.

## 2. Antecedentes

En 1983, Neal et al., realizaron un estudio con el propósito de evaluar el efecto que producen 3 procesos de esterilización y 4 soluciones irrigantes en las propiedades de corte de instrumentos de acero inoxidable. Para este estudio se utilizaron limas tipo K #30 de acero inoxidable. La capacidad de corte fue evaluada antes y después de ser sometida a diferentes procesos. Los 3 procesos de esterilización seleccionados fueron: calor seco, autoclave y solución a base de sal; Los 4 procesos con el uso de irrigantes fueron: solución salina, hipoclorito de sodio, peróxido de hidrogeno y EDTA. En cuanto a la esterilización en autoclave, 20 instrumentos fueron colocados en bolsas de esterilización (Lorvic Corp, St. Louis, MO) y fueron procesados 10 veces a una temperatura de 270°F y 15 psi por 30 minutos en un autoclave comercial

(Powerclave, Castle-Ritter Pfaudler Corp., Rochester, NY). Entre cada ciclo se les permitió enfriar a temperatura ambiente. Para comprobar la capacidad de corte se utilizaron cubos de 1mm de grosor de polimetilmetacrilato donde se evaluaba la profundidad de corte después de 500 contactos intermitentes, a una fuerza de 150gr. La conclusión, en cuanto a los procesados con autoclave, fue que la capacidad de corte de los instrumentos sí se ve disminuida después de los múltiples ciclos en autoclave a los que fueron sometidos<sup>10</sup>.

En 1985, Iverson et al., estudiaron los efectos de varios métodos de esterilización en la resistencia a la fractura por torsión de dos diferentes tipos de instrumentos endodónticos. Una muestra de limas K-Flex número 35 (instrumentos fabricados por rotación de una varilla metálica romboidal), y otra de limas Burns Unifiles (instrumento fabricado por corte maquinado de una varilla metálica), también número 35, fueron sometidas a diez ciclos de esterilización por diferentes métodos: autoclave, calor por bolitas de cuarzo, estufa de calor seco y sustancias químicas. Después de estas exposiciones controladas y utilizando un medidor de resistencia a la torsión se midió el número de grados de rotación y fuerza de torsión requeridos para producir una separación del instrumento. No se encontró relación directa causa-efecto entre los métodos de esterilización empleados y la fractura por torsión tanto en limas K como en limas Burns. Sin embargo se observó una ligera diferencia que indicaba mayor resistencia a la fractura por torsión de las limas K, esterilizadas en estufa de calor seco en comparación con los controles; y aun cuando no hubo diferencia notable en los grados de rotación necesarios para

producir fractura, las limas K sobresalieron ligeramente como más resistentes a la torsión<sup>11</sup>.

En 1997, Mize et al., realizaron un estudio donde evalúan los efectos producidos en la fatiga cíclica de instrumentos de Ni-Ti después de haber sido sometidos al proceso de esterilización en Autoclave. Los cambios de fase en las aleaciones de Níquel-Titanio inducido por tratamientos a altas temperaturas pueden regresar la aleación a su estado original. Es por eso que en este estudio, lo que se quería demostrar es si los instrumentos al ser sometidos al proceso de esterilización a altas temperaturas en autoclave incrementan su vida útil. Como universo de estudio se seleccionó 280 instrumentos Lightspeed (Lightspeed Technologies, Inc., San Antonio, TX). Se fabricaron conductos artificiales con un grosor de 0.83mm creados en una placa de acero inoxidable, los cuales fueron modificados con una curvatura de radio de 2mm y 5mm. Se aplicó una carga de 10 gr/cm con un dinamómetro mientras se les aplicaba fatiga cíclica a 300 rpm hasta que el instrumento se separara. Los instrumentos fueron divididos en dos grupos; al primero se le aplicó fatiga cíclica hasta su separación para obtener un valor promedio de resistencia mientras que al segundo grupo que se le aplicó lo mismo pero parcialmente en 75%, 50% y 25% del valor promedio para evitar su separación, después fueron sometidos al autoclave y nuevamente a la fatiga cíclica hasta su separación. Los resultados no mostraron diferencia estadísticamente significativa entre todos los grupos, por lo que llegaron a la conclusión de que

los instrumento de Ni-Ti no aumentan su resistencia a la fatiga cíclica después de haber sido esterilizados con autoclave<sup>12</sup>.

En el 2002, Craveiro de Melo et al., realizaron un estudio comparativo donde evaluaban la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos de Ni-Ti, enfocándose en la influencia de corte que tiene el diseño del estriado y el tamaño de los instrumentos que lograron llegar a longitud de trabajo en conductos curvos. También evaluaron el efecto que tiene la esterilización en calor seco en cuanto a la resistencia a la fatiga cíclica. Los instrumentos seleccionados fueron ProFile Series 29 0.04 taper (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK), Quantec 0.04 taper y Quantec .06 taper files (Tycon Inc., Chattanooga, TN). Estos instrumentos fueron seleccionados debido a que constan de diferentes medidas y constituyen los instrumentos de mayor calibre disponibles propuestos por sus respectivas técnicas para ser usado en longitud de trabajo. Para la evaluación el efecto de la esterilización, los instrumentos fueron retirados de su empaque original, colocados dentro de una caja metálica sellada y e introducida en esterilizador previamente preparado a una temperatura de 170°C, donde fueron procesados por 1 hora. Al finalizar el ciclo, se les permitió a los instrumentos enfriar a temperatura ambiente por 1 hora más. Este procedimiento fue realizado una vez para Profile taper 0.04 y 5 veces para Profile 0.04, Quantec taper 0.04 y 0.06. Para la prueba de resistencia a la fatiga cíclica se utilizó un sistema de fijación para el equipo rotatorio y un conducto artificial similar al usado por Pruett et al., con el instrumento rotando libremente dentro de él. La pieza de mano fue

fijada en un soporte de acero con la ayuda de dos placas de bronce. Para fabricar los conductos artificiales, se utilizaron agujas de acero inoxidable, con un diámetro externo de 1.6mm y una longitud de 40mm, las cuales fueron dobladas hasta lograr una curvatura de 45 grados con un radio de 5mm. Una vez montado el equipo, los instrumentos fueron posicionados de tal forma que se mantuvieran 1mm fuera del conducto artificial, quedando visible para el operador. De esta forma la máxima curvatura se localizaba aproximadamente 4.5mm de la punta de los instrumentos. Se registró el tiempo, hasta el momento en que el operador detectaba la separación del instrumento, con el uso de un cronometro. La fricción de los instrumentos fue minimizada con la aplicación de RC-Prep (Premier, Norristown, PA) como lubricante. Las revoluciones por minuto fueron seleccionadas en base a las recomendaciones del fabricante. Los instrumentos separados en la prueba fueron inspeccionados bajo un estereomicroscopio (Wild M8, Alemania) con magnificación de hasta 50 aumentos. La superficie de la fractura fue analizada por un microscopio electrónico de barrido (SEM) (Jeol JSM 5410, Japón), con el propósito de determinar las características propias de cada fractura. Los efectos de la esterilización aplicados fueron analizados demostraron que cuando los instrumento eran sometidos a un ciclo de esterilización no mostraban variaciones significativas. Sin embargo, al ser procesados por cinco ciclos, mostraban un aumento aproximado del 70% en los parámetros obtenidos a un ciclo. Todos los instrumentos mostraban porcentajes aproximadamente iguales. Para el examen de los instrumentos sometidos a la prueba de resistencia a la

fatiga cíclica mostraron que todos los instrumentos se separaron sin distorsiones geométricas que se pudieran asociar a una torsión excesiva. La superficie de la separación de todos los instrumentos evaluados fue similares<sup>13</sup>.

En el 2006, Viana et al., realizaron un estudio donde el propósito fue evaluar el efecto de repetidos ciclos de esterilización en un horno de calor seco o autoclave, en cuanto a su comportamiento mecánico y de fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio.

Para este estudio de utilizaron instrumentos de níquel-titanio y fueron sujetos a 5 ciclos de esterilización en un horno seco u autoclave. La micro dureza fue medida dentro de las superficies helicoidales que no fueron maquinadas en el instrumento usando un indentador de Vickers. Todas las muestras fueron sujetas al mismo protocolo de esterilización y fueron probadas hasta su fractura. Un grupo de instrumentos fueron fatigados hasta una mitad de sus uso útil promedio y después fueron esterilizados nuevamente. Se utilizó un estudio de análisis de variable (ANOVA) a  $\alpha = 0.05$  para el análisis estadístico.

Los resultados encontrados no mostraron cambios estadísticamente significativos en el estudio de micro dureza de Vickers o el comportamiento mecánico de los alambres. Sin embargo, el número de ciclos a la fractura para todos los instrumentos en ambos procesos de esterilización fue estadísticamente superior. En los instrumentos previamente fatigados a un

medio de su vida de uso promedio, la esterilización en autoclave aumentó en un 39% el número restante de ciclos de fatiga a la fractura.

Las conclusiones de este estudio fueron que los cambios en la propiedad mecánicas de instrumentos rotatorios de níquel-titanio después de ser sometidos a 5 ciclos de esterilización con procesos térmicos son insignificantes. Más aun, los procesos de esterilización a los que son sometidos los instrumentos, pueden considerarse como seguros ya que producen un aumento significativo en la resistencia a la fatiga cíclica<sup>14</sup>.

En el 2008, Valios et al., realizaron un estudio donde evaluaron la superficie de instrumentos rotatorios de Ni-Ti después de haber sido sometidos a múltiples ciclos de autoclave. Los instrumentos analizados fueron: Greater Taper (0.06/20, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) y ProFile (0.06/20, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). Las porciones activas fueron fijadas a una base de vidrio con pegamento de cianoacrilato y expuestas a múltiples ciclos de autoclave. Cada ciclo mantenía una temperatura de 121°C, con una presión constante de 15 psi por 15 minutos. Una vez procesados se les permitía enfriar a temperatura ambiente. Después de 1,5 y 10 ciclos las muestras eran posicionadas en un microscopio de fuerza atómica. Este microscopio tiene la capacidad de reconstruir en tiempo real superficies en tres dimensiones e una pantalla digital, similares a un topógrafo. Los análisis fueron enfocados en 15 puntos diferentes localizados a lo largo de una sección de 6mm comenzando con la punta del instrumento. Tanto el grupo control como el grupo experimental pasaron por este examen con el auxilio del microscopio

Shimadzu SPM-9600 AFM (Shimadzu Co, Kyoto, Japan) abajo temperatura ambiente. Las áreas escaneadas eran cuadrados perfectos de 20 x 20  $\mu\text{m}$  a los que se les aplicaba una fuerza de 1Nw. Para dar valores estadísticamente cuantitativos en las superficies, se utilizaron los parámetros topográficos de media aritmética de rugosidad, máxima altura y la media cuadrática. Los resultados encontrados mostraron irregularidades en todas las superficies de ambas sistemas en todas las condiciones analizadas. La exposición en autoclave incrementó todos los valores medios de los parámetros para Greater Taper después de 10 ciclos comparados con 1 ciclo. Más aun, Greater Taper mostró mayores parámetros después de 10 ciclos comparados con 5 ciclos en cuanto a la máxima altura y la media cuadrática. Respecto a ProFile, el efecto de autoclave aumentó los mismos valores de todos los parámetros después de 5 y 10 ciclos de autoclave en comparación con el grupo control<sup>4</sup>.

En el 2011, Casper et al., realizaron un estudio donde someten instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio al proceso de esterilización en autoclave para determinar si existen efectos de deformación torsional y resistencia a la fractura una vez realizado. El universo de estudio fue de 300 instrumentos calibre 25.04, los cuales se dividían en 100 Profile Vortex (Dentsply Tulsa Specialities, Tulsa OK), 100 Twisted File (SybronEndo, Orange, CA) y 100 Hyflex-Cm (DS Dental, Johnson City, TN). Estos, a su vez, se dividieron en 5 grupos (n=20), dejando uno de ellos como grupo control el cual no fue sometido a el proceso de esterilización. Los 4 grupos restantes fueron procesados a 1 ciclo, 2 ciclos, 3 ciclos y 7 ciclos. Para los grupo con múltiples

ciclos se les permitía enfriar hasta temperatura ambiente antes de ser sometidos a cada proceso. Cada grupo fue colocado en esponjas e introducido en bolsas para esterilizar. Se utilizó el autoclave STATIM 500 (SciCan, Toronto, Canadá) donde cada ciclo consistía en 6 minutos a una temperatura sostenida de aproximadamente 132°C, de acuerdo con las instrucciones del fabricante. La prueba a la torsión fue lograda cumpliendo los estándares ISO 3630-1 usando un torsiómetro controlado por microprocesador (Sabri Dental Enterprises, Downers Grove, IL). Los mangos de los instrumentos fueron removidos con unas pinzas de corte y los últimos 3mm de su parte activa fueron sujetos en una prensa digital de torque. El extremo opuesto fue también sujetado con una prensa controlada por el motor rotatorio del torsiómetro, manteniendo una distancia constante. Una vez ambas sujetas fueron giradas en sentido horario a una velocidad de 2 rpm hasta producir la separación del instrumento. Se registraron los valores de máxima carga torsional y deflexión angular (grados de desdoblamiento del instrumento). Los datos obtenidos se analizaron estadísticamente con el estudio de Kruskal-Wallis y el estudio comparativos de Dunn para encontrar alguna diferencia significativa entre los grupos. El resultado que obtuvieron fue que el proceso de autoclave no afecta significativamente el desempeño de ninguno de los sistemas examinados en este estudio. Sin embargo, los instrumentos PV y CM mostraron diferencias significativas comparadas con TF mostrando una mejor resistencia a la deformación torsional<sup>5</sup>.

En el 2011, Hilfer et al., realizaron un estudio donde valoraban los efectos de múltiples ciclos de autoclave en instrumentos rotatorios de Ni-Ti manufacturados con métodos innovadores. Para este trabajo se eligieron los instrumentos GT series X file (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) y Twisted Files (SybronEndo, Orange, CA). Las pruebas de fatiga cíclica y autoclave fueron realizadas similares a le estudio de Mize et al, de donde se obtuvieron los valores promedio establecidos para la separación del instrumento en una prueba de resistencia a la fatiga cíclica; los instrumentos fueron esterilizados en autoclave a un 25%, 50% y 75% de los valores predeterminados de este último estudio. En el presente estudio los grupo se dividieron de la siguiente forma: 4 grupos (n=10) consistiendo de GT Series X (20/.06 y 20/.04) y Twisted Files (25/.06 y 25/.04), los cuales fueron probados ante condiciones de fatiga cíclica para determinar sus valores promedio en cada porcentaje hasta su separación. Este protocolo estableció un total de 4 periodos de evaluación en la prueba de resistencia a la fatiga cíclica. En el primer periodo los instrumentos fueron rotados y/o separados al 25% del valor promedio a la separación pre establecido y después fueron introducidos en bolsas de esterilizado para pasar por un ciclo de autoclave. Después otro grupo fue sometido al 50% y 75% respectivamente siguiendo el mismo protocolo ya descrito. Para el protocolo de la fatiga cíclica este consistió en que cada instrumento rotatorio de Ni-Ti fue montado en una pieza de mano con una reducción 8:1 impulsada por un motor eléctrico (Aseptico, Woodinville, WA). Los instrumentos fueron girados a las velocidades

recomendadas por los fabricantes ( TF:500 rpm, GT Series X: 300 rpm) seleccionando valores máximos para el torque. Los instrumentos fueron introducidos en un artefacto fabricado con una arco de 90 y un radio de 5mm basado en un diseño de un estudio de prueba a la fatiga cíclica previo. La pieza de mano fue montada en una máquina Instron de pruebas universal. (5566, Instron, Norwood, MA). La reproducción de la colocación de cada instrumento fue verificada con la introducción hasta que la punta de la parte activa hiciera contacto con la curvatura inicial fabricada. Al llegar a este punto la dimensión vertical de la maquina se reiniciaba con valor cero. Una vez en posición, la máquina Instron introducía el instrumento 5mm pasando el punto determinado de la curvatura hasta lograra la separación, la cual fue observada con lupas de 4.8 aumentos y se registró el tiempo con un cronometro. Los ciclos a la separación fueron calculados usando la velocidad rotacional multiplicada por el tiempo correspondiente a la separación. Para reducir la fricción se agregó aceite sintético (WD-40 Company, San Diego, Ca). Antes de cada ciclo de autoclave cada instrumento era limpiado e insertado en una esponja para eliminar el aceite remanente o debris encontrado. Los datos fueron procesados y analizados usando una prueba t comparativa del grupo experimental con el grupo control. Los resultados no mostraron efectos con diferencia estadísticamente significativa entre ambos sistemas. Adicionalmente, sí se encontraron valores menores estadísticamente significativos en el grupo experimental de Twisted File (25/.06) sometidos al proceso de esterilización en autoclave que el grupo control<sup>3</sup>.

En el 2011, Pedulla et al., publicaron un estudio in vitro donde se evaluaba la resistencia a la fatiga cíclica de tres instrumentos de Níquel-Titanio después de su inmersión en hipoclorito de sodio simulando condiciones similares a sus uso dentro de la terapia endodóntica. Los instrumentos evaluados fueron Twisted Files (SybronEndo, Orange, California), Revo S SU files (Micro Mega, Besancon, Francia), y Mtwo files (Sweden and Martina, Padova, Italia). Todos los instrumentos evaluados tenían un calibre y conicidad de 25/.06 respectivamente. Se dividieron en 5 grupos por cada casa comercial. El primer grupo se utilizó como control. Los grupos 2 a 5 fueron sumergidos dentro de un recipiente con solución de hipoclorito de sodio al 5.25% a una temperatura de 370. Los grupo 2 y 3 fueron sumergidos estáticamente por 5 y 1 minutos, respectivamente, mientras que los grupos 4 y 5 fueron sumergidos dinámicamente utilizando un motor endodóntico girando a una velocidad constante de 300 rpm por 5 y 1 minutos, respectivamente. La prueba de fatiga cíclica fue realizada con un aparato metálico fabricado con conductos artificiales a diferentes angulaciones. Se obtuvieron como resultados que ni había diferencias significativas en los 5 grupos excepto en dos casos. El grupo 2 de Twisted file fue más resistente a la fatiga cíclica que el mismo grupo de Mtwo, y en el grupo 5, Mtwo fue más resistente que el mismo grupo que Revo<sup>9</sup>.

En el 2012, Plotino et al., realizaron un estudio con el propósito de evaluar el efecto de la esterilización en autoclave de instrumentos rotatorios nuevos fabricados de aleación tradicional de Níquel-Titanio y aleaciones de Níquel-Titanio modernas. Para este estudio se seleccionaron instrumentos del

mismo calibre (0.40mm con conicidad .04) en cantidades equitativas de 24: K3 (SybronEndo, Orange, CA) de aleación de Ni-Ti tradicional, Mtwo (VDW, Munich, Germany) de aleación de Ni-Ti tradicional, Vortex (Dentsply-Tulsa, Tulsa, OK) de aleación M-wire y el prototipo K3 XF (Sybron Endo) fabricados con la mismas aleación de Twisted File, tratados a altas temperaturas. A su vez, cada grupo fue dividido en 2 subgrupos (n=12) esterilizados y no esterilizados. En el grupo de los esterilizados, estos fueron procesados en autoclave (Sterilix Vacuum Plus; Reverberi, Barco, Italy) por 10 ciclos a una temperatura de 134°C con una duración de 35 minutos (20 de esterilización y 15 de secado). Finalmente 12 instrumentos de cada subgrupo diferente fueron evaluados con una prueba de resistencia a la fatiga cíclica resultando en un total de 96 instrumentos. El dispositivo utilizado para la medición de la fatiga cíclica consistía en un aparato con un soporte de plástico donde se montaba la pieza de mano y un bloque de acero inoxidable con los conductos artificiales. La pieza de mano fue montada en el dispositivo de plástico móvil para permitirle una colocación e introducción reproducible de cada instrumento en el conducto artificial. Los conductos artificiales fueron reproducidos con el calibre y conicidad similar a los instrumentos. Asimismo se le proporciono al conducto artificial una curvatura con angulación de 60 grados y un radio de 5mm. Todos los instrumentos fueron rotados a una velocidad constante de 300 rpm utilizando un contrángulo 6:1(Sirona, Bensheim, Germany) activado por un motor eléctrico con control de torque (Silver; VDW) hasta que se produjera la separación del instrumento. El momento de la separación fue grabado

visualmente con un cronometro de 1/100 segundos y multiplicado por el número de rotaciones por minuto para obtener el número de ciclos hasta su separación. Los datos obtenidos fueron comparados para determinar si existió una diferencia estadísticamente significativa y entre sus resultados demostraron que los instrumentos rotatorios endodónticos de Níquel-Titanio sometidos a múltiples ciclos de autoclave parecen no haber tenido modificaciones en las propiedades mecánicas. Sin embargo, los prototipos de K3 XF, los cuales son fabricados con una nueva tecnología, demostraron un aumento significativo en la resistencia a la fatiga cíclica<sup>8</sup>.

### 3. Marco teórico

#### 3.1 *Antecedentes Históricos*

En 1838, Maynard (Fig.1) creó el primer instrumento endodóntico, idealizado a partir de un muelle de reloj (Fig 1.1) y desarrolló otros con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular. Este principio técnico persistió hasta recientemente, ya que, para ensanchar convenientemente un conducto radicular atrésico y curvo de molar, comenzando con una lima tipo K no.10 hasta una no. 25 se necesitaba de aproximadamente 1200 movimientos de introducción de estas limas en dirección al ápice y de tracción lateral de las mismas, hacia las paredes dentinarias.

Esa instrumentación considerada como clásica o convencional determinaba un aumento en el diámetro del conducto radicular correspondiente al creciente aumento numérico de los diámetros de los instrumentos, siendo esa instrumentación realizada en sentidoápico/coronal y en toda la extensión del conducto.

No obstante, la experiencia clínica demostró con el pasar de los años que la utilización de instrumentos con aumento gradual de diámetro, utilizados en toda la extensión del conducto radicular, fue el responsable de varios accidentes operatorios y consecuentemente por el fracaso del tratamiento, principalmente en conductos atrésicos y curvos<sup>15</sup>.

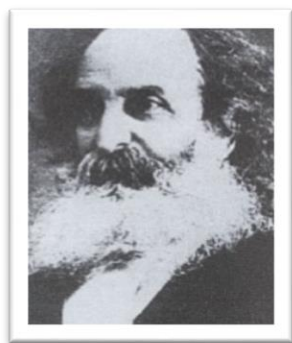


FIG 1- Edward Maynard  
Creador del primer instrumento endoóntico.



FIG 1.1- Ejemplo de muelle de reloj que fué  
extendido para la instrumentación del conducto

### 3.2 Estandarización de los instrumentos endodónticos

Antes de la estandarización cada empresa producía sus propios instrumentos sin adherirse a cualquier criterio preestablecido. La numeración

de los instrumentos de 1 a 6 era puramente arbitraria, no había uniformidad que regulara la progresión de un tamaño a otro, y los instrumentos de una fabricante raramente era igual a instrumentos similares de otro fabricante. Es por esto que sería importante realizar un esfuerzo para corregir y establecer una serie de parámetros que garantizaran la uniformidad en la fabricación de instrumentos endodónticos.

En 1955 Ingle (Fig. 2) fue el primero en expresar finalmente la necesidad de estandarizar los instrumentos endodónticos lo cual propone nuevamente en el año de 1958 en la Segunda Conferencia Internacional de



FIG. 2- Dr. John. Ingle  
Principal impulsor de la estandarización de los  
instrumentos endodónticos.

Endodoncia en Philadelphia<sup>16</sup>. Para 1961, Ingle establece una forma básica para los instrumentos y una técnica estandarizada usando los nuevos instrumentos y materiales diseñados para conformar y obturar el conducto radicular. Sustituyó el acero carbono por Acero Inoxidable el cual consistía de una aleación de Hierro (74%), Cromo (18%) para prevenir la corrosión, y Níquel (8%) para conferir elasticidad a dicha aleación. También introdujo instrumentos codificados por color adicionado el tamaño pequeño (06, 08) y grande (110-150) a las medidas que ya se usaban en ese entonces. Esta propuesta es lo que conocemos hoy en día como norma ISO (International Standardized Organization) 3630 para la definición de la estandarización de

todos los instrumentos utilizados para a la preparación del conducto radicular aplicada a su fabricación<sup>17</sup>.

En 1965, la Asociación Americana de Endodoncia adoptó la terminología y nomenclatura de sistema estandarizado propuesto y en Junio de 1976 el Consejo de Materiales y Dispositivos Dentales de la Asociación Dental Americana aprueban la especificación no. 28, la cual establece las normas de clasificación, propiedades y requisitos físicos, procedimientos para investigación, pruebas de muestreo y preparación para la distribución de limas endodónticas y ensanchadores. Sin embargo no fue hasta 1981 cuando quedó definida la estandarización internacional para estos instrumentos.

Las normas estandarizadas proporcionan un sistema de numeración que se indica a centésimas de milímetro el diámetro de la punta del instrumento al ángulo de la primera estría. Este diámetro se denomina "D1". El diámetro en el extremo del borde de corte se denomina "D16"(Fig. 3). En todos los instrumentos, la diferencia de los diámetros D1 y D16 siempre es una constante de 0,32 mm. Esto estipula una conicidad consistente en cualquier tamaño de instrumento (Conicidad .02: el incremento en el diámetro es de 0.02 mm por cada milímetro de longitud). Así mismo se estipulaba un aumento constante en el diámetro de la punta del instrumento en su porción D0-D1.

La distancia D1-D16 es también constante (16mm), de tal forma que la parte activa del instrumento siempre sea la misma, independientemente de la variabilidad de longitudes que existen en el mercado; cortos (21mm),

medianos (25mm) y largos (31mm). Los colores también fueron estandarizados (Fig.4). Estos se repiten cada 6 instrumentos con la excepción de los primeros tres (06, 08,10).

Los materiales de obturación también fueron regulados por esta estandarización de manera que los fabricantes produjeran conos de gutapercha y puntas de papel que correspondieran al calibre y conicidad de cada instrumento<sup>18</sup>.

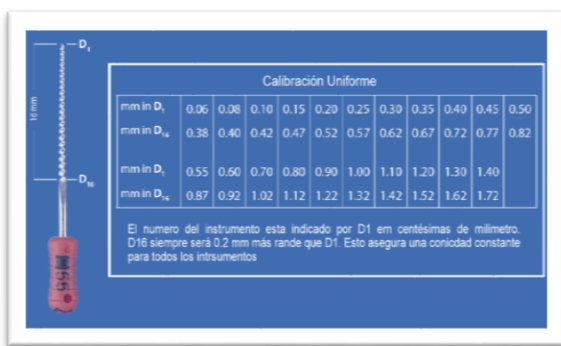


FIG. 3- Ejemplo de la calibración con los parámetros ISO definidos por la estandarización de las limas endodónticas.



FIG. 4- Ejemplo de la estandarización de colores para los diferentes tamaños de limas endodónticas.

En resumen, la estandarización ISO de las limas endodónticas quedó estipulada en los siguientes puntos:

- Construidos de acero inoxidable.
- Mango de plástico codificado por colores.
- Parte activa de 16 mm como mínimo.
- Aumento de conicidad estándar de 0.02mm por cada milímetro de longitud.

- Aumento de diámetro de la punta activa, D0-D1, equivalente a 0.02mm entre las limas 06, 08 y 10; 0.05mm entre las limas 10 a 60; y 0.10mm entre las limas 60 a 140<sup>14</sup>.

### 3.3 *Clasificación de los instrumentos endodónticos para la conformación del conducto radicular*

#### 3.3.1 *Instrumentos manuales*

La función de estos instrumentos es la de aumentar el diámetro de los conductos radiculares con movimientos recíprocos de inserción al igual que de entrada y salida. Generalmente cortan y amplían los conductos mediante movimiento rotacionales.

Las primeras limas eran formadas a partir de cuerdas de piano, las cuales eran estiradas y torsionadas, produciendo la configuración anatómica de corte de las limas que hasta la fecha son usadas.

Las limas tipo K originalmente eran fabricadas mediante el mismo proceso. Tres o cuatro lados equiláteros de superficies lisas producían un grosor de tipo piramidal. El cable después era estabilizado en punto y en el distal opuesto era rotado para darle forma de espiral.

El número de lados y el número de espirales determinan si el instrumento cumple la función de cortar o modelar. Generalmente un instrumento con 3 paredes y pocas espirales cumple la función de

conformación y modelado, mientras que el instrumento con 3 o 4 paredes pero mayor número de espirales se utiliza para un mejor corte.

#### 3.3.1.1 *Tiranervios*

A mediados de los 90s, este tipo de instrumentos era utilizados con frecuencia para extirpar la pulpa y ampliar el conducto. Estos tienen la característica específica de contar con salientes a lo largo de todo el instrumento que permiten remover con facilidad el tejido, remover algodón o puntas de papel atoradas en el conducto. Frecuentemente se utilizaban en instrumentos ultrasónicos o con movimientos recipro-

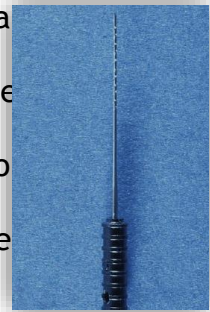


FIG. 5  
Tiranervios

ca para la ampliación del conducto.

#### 3.3.1.2 *Instrumentos tipo K*

Estos son los instrumentos más antiguamente diseñados para el corte y modelado del conducto radicular (FIG 6).

Durante el proceso de fabricación el acero era manipulado para tener mayor dureza. Son particularmente útiles para penetrar y ampliar el conducto radicular. Estos instrumentos normalmente trabajan a base de compresión y liberación de la destrucción de la dentina alrededor del conducto.



FIG 6. Lima Tipo K

Con el uso de una técnica incorrecta pueden producir un fenómeno llamado Transportación, el cual es la pérdida excesiva de dentina en la instrumentación de la pared en un conducto curvo que puede llegar hasta la perforación del sistema de conductos. Para evitar esto, este tipo de instrumentos, pueden ser precurvados para facilitar la inserción y evitar este fenómeno.

La deformación de estos instrumentos se puede dar al realizar movimientos forzados cualquier sentido giratorio donde las espirales se pueden ver afectadas y modificadas. Es importante mencionar que para lograr la deformación del instrumento, el número de giros, en sentido del reloj, que requiere para esto es proporcional a la mitad de giros que ocupa en el sentido anti horario. Esta deformación provocada puede llegar a la fractura del instrumento. Por lo tanto en la utilización de los instrumentos tipo K, la presión aplicada en sentido anti horario debe ser cuidadosamente utilizada.

### 3.3.1.3 Instrumentos tipo H

Un instrumento tipo H tiene el diseño de sus espirales de tal forma que el corte logrado se realiza mediante movimientos de entrada y salida. También conocido como Lima Hedstrom (FIG. 7).



FIG 6. Lima Tipo Hedstrom

En comparación con los instrumentos tipo K, tienen un mejor corte en dentina por la angulación de las navajas de corte que poseen. Para doblar este tipo de instrumentos y lograr su fractura requiere de un mayor estrés en la lima que las de tipo K el cual se manifiesta como mini fracturas que no son clínicamente visibles.

Actualmente todos los instrumentos tipo H se fabrican con una torsión continua del metal y las hay en varias formas y tamaños donde se ve ajustado el ángulo de corte, de su espiral en su número de espirales y conicidad.

Estos instrumentos logran el corte de la dentina al ser girados en sentido horario o en el movimiento de entrada y salida. Debido a que estos tienen generalmente unas navajas con más filo que la tipo H, tiene una tendencia a introducirse en el conducto a modo de tornillo durante la rotación. El control de este movimiento debe ser cuidadosamente vigilado para evitar su fractura.

#### 3.3.1.4 Modificación de los instrumentos.

Ambos tipos de instrumentos han sido modificados para lograr un efecto de corte distinto pero con el mismo principio que los caracteriza respectivamente. Los cambios pueden ser en las dimensiones geométricas en los movimientos de torsión. Por ejemplo, cambiar la geometría del cuerpo inicial de la lima tipo K de forma cuadrada a una romboidal provee una mayor flexibilidad y ángulo de inserción. Sin embargo, el cambio dado puede ser

complicado pues debe cumplir con las normas de estandarización ya estipuladas.

#### 3.3.1.5 *Diseño de la punta activa*

Los estudios hechos demuestran que la forma de la punta puede afectar el control la eficiencia y el resultado en el modelado del conducto radicular. La forma de la punta de las limas tipo K asemejan a una pirámide. Esta puede ser fracturada si el operador aplica demasiada torque para ampliar un conducto con un diámetro menor que su punta.

Las puntas se han clasificado como: de corte, corte parcial o no cortante.

La punta del instrumento cumple dos funciones importantes:

- Ampliar el conducto
- servir de guía para el instrumento dentro del conducto.

El operador que no esté familiarizado con el diseño de la punta del instrumento puede lograr dos cosas:

- Transportación del conducto
- Encontrar demasiada torque y separar el instrumento.

La Transportación del eje original del conducto puede ocurrir cuando la punta activa tiene un nivel eficiente de corte y se permanece por mucho tiempo instrumentando en un conducto curvo.

Por el contrario, las limas tipo H no necesitan permanecer en una sola posición y la eficiencia que tiene sus navajas de corte permiten una mejor negociación en un conducto muy estrecho o bloqueado.

La mayor parte en la transportación ocurre cuando la punta ya se encuentra sin resistencia en el conducto, y esto le permite cambiar la dirección, logrando así este efecto indeseado. Por lo tanto, y con este concepto podemos decir que: “Si el conducto es más estrecho que el instrumento, se debe utilizar uno con punta cortante. Si el conducto es más amplio que la punta, el uso de una punta de menos corte puede prevenir la transportación”

### 3.3.2 Instrumentos rotatorios

Los instrumentos rotatorios en endodoncia comenzaron a usarse en la práctica a principios de la década de los 90. Continuamente aparecen nuevos sistemas y muchos de los iniciales fueron ya descontinuados. Sin embargo, los que permanecen en el mercado varían en función del tamaño de la punta, la conicidad, la sección transversal, el ángulo helicoidal y la distancia entre las espiras<sup>19</sup>. Debido a que estas características determinan sus propiedades mecánicas, los fabricantes modifican la geometría del instrumento para incrementar su resistencia. Estos instrumentos están fabricados de una aleación de Níquel-Titanio. Esta aleación se basa en un compuesto intermetálico equiatómico, el cual tiene posee un módulo de elasticidad mucho menor que el acero inoxidable. En general, todas las aleaciones casi

equiatómicas contienen 3 fases microestructurales (austenita, martensita y R-Phase) las cuales, de forma proporcional y relativa, determinan sus propiedades mecánicas<sup>20</sup>. Análisis realizados han demostrado que los instrumentos tradicionales de Níquel-Titanio se encuentran en una condición austenítica súper elástica deseada por los fabricantes. Aún con esta ventaja, ocasionalmente los instrumentos se fracturan; de forma típica en los defectos de fabricación u otros defectos en su superficie. Estrategias como implantación de iones y electropulido han sido utilizadas para incrementar su resistencia a la fractura. Otra estrategia también ha sido producir mejores aleaciones de Níquel-Titanio.

Las limas de Níquel-Titanio supusieron un gran avance en la limpieza de los conductos radiculares por tener una elasticidad y flexibilidad mejorada con respecto a la limas de acero inoxidable, mayor resistencia a la fractura y su biocompatibilidad. En estos sistemas se reduce el número de limas y permite un menor tiempo de trabajo en la mayor parte de los casos, creando una conformación del conducto más homogénea.

De este modo, con las limas rotatorias de Níquel-Titanio reduciremos sustancialmente los típicos accidentes en la instrumentación, como pueden ser bloques, escalones, transportaciones y perforaciones.

También presentan inconvenientes, especialmente el riesgo de fractura por fatiga, flexión o torsión. A esta desventaja contribuye la fabricación de las limas, que no poseen una buena calidad, presentando imperfecciones

superficiales como abultamientos y alteraciones del metal en instrumentos no usados, dando lugar a una fractura prematura.

En otros casos, estas fracturas se deben a una técnica incorrecta y al excesivo número de usos. Aun así, numerosos estudios destacan que el porcentaje de fracturas es similar al de las limas manuales<sup>19</sup>.

### 3.3.3 *M-wire y R-Phase*

El uso de tecnologías modernas como el “M-Wire” (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) o la “R-Phase” (SyrbronEndo, Glendora, ca) como tratamientos térmicos adicionales a la fabricación de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, pretenden brindar mejoras en sus propiedades mecánicas.

Recientemente se ha utilizado un proceso termomecánico (Sportswire LLC, Langley, OK), con el objetivo de producir un alambre de Níquel-Titanio base súper elástico que contenga una fase martensítica substancial estable bajo condiciones clínicas. Algunos instrumentos rotatorios son sometidos a este proceso en el inicio de su fabricación. Los estudios de laboratorio (Sportswire LLC, Langley, OK), han demostrado que este alambre súper elástico, denominado “M-Wire”, tiene una mayor índice de resistencia a la tensión y a el estrés al igual que una mejor resistencia a la fatiga cíclica comparado con los alambres utilizados para fabricar instrumentos con estructura austenítica<sup>21</sup>.

Las aleaciones de Níquel-Titanio con memoria se transforman martensíticamente de una fase B2 austenítica a una B19' martensítica monoclinica directamente o por medio de una fase denominada "R-Phase" o fase R. La fase R es una fase que se encuentra en el nitinol. Se trata de una fase martensítica en esencia, pero la martensita no es responsable de la memoria y el efecto superelástico. Cuando se utiliza la palabra martensita en conexión con nitinol, se está refiriendo a la fase de martensita monoclinica B19', no la fase R. La fase R compete con la martensita, a menudo completamente ausente, y aparece durante el enfriamiento antes de la martensita, para después dar paso a la martensita al continuar el enfriamiento. Del mismo modo, se puede observar durante el calentamiento antes de la reversión a austenita, o puede ser completamente ausente. La transformación de fase R a austenita es reversible, con una histéresis muy pequeña (típicamente 2-5 grados C). También exhibe un muy pequeño efecto de memoria de forma, y dentro de un intervalo de temperatura muy estrecho, súperelasticidad. La transformación de fase R (de austenita) se produce entre 20 y 40 grados C en la mayoría de las aleaciones de nitinol binarios<sup>22</sup>.

Esta transformación se encuentra fuertemente involucrada en las pruebas termomecánicas de recuperación de estrés<sup>23</sup>. En lo que se refiere al tratamiento térmico R-Phase después del procesado de algunos instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, la aleación es transformada en una estructura cristalina ligeramente diferente que, de acuerdo al fabricante este nuevo

proceso térmico provee al instrumento con mayor flexibilidad y un incremento en su resistencia<sup>24</sup>.

### 3.3.4 Sistemas de instrumentos rotatorios

#### 3.3.4.1 Line Angle Axxess (SybronEndo, USA)

Se constituye de tres instrumentos destinados a los conductos estrechos, medianos y amplios (LASS #1.20 tip/.06 Taper; LASS #2-.35 Tip/.06 Taper; LASS #3-.45 Tip/.06 Taper). Presentan buena capacidad de corte y han mostrado desempeño satisfactorio en la preparación del tercio cervical.



FIG 6. Instrumento Line Axxess

#### 3.3.4.2 Quantec serie 2000 (Tycom, USA)

Consta de 10 instrumentos. Presentan un ángulo de corte de la lámina levemente positivo en las dos superficies de trabajo (lo que permite un corte satisfactorio). El espacio distal (aumento) de la lámina de corte facilita la expulsión para cervical de la dentina extraída. La superficie periférica de la lima presenta aumento en su masa metálica, al revés de concentrar toda la resistencia en el centro. La superficie disminuida del área posterior de la lámina de corte reduce la resistencia de fricción de la lima, lo que favorece la penetración en sentido apical.

Son fabricadas con conicidad gradual 0.02; calibres D0 15, 20 y 25) 0.03; D0 25), 0.04; D025, 0.05 D025) y 0.06mm D025. La lima que corresponde al primer instrumento presenta conicidad 0.06 (17mm), indicada para la retirada de las proyecciones dentinarias a nivel cervical. Se

confeccionan los instrumentos con dos tipos de puntas, activa/cortante (SC- Safe Cutting Tip) e inactivas/no cortante (LX- Non Cutting Tip). El extremo apical es plano, excéntrico, sin ángulo de transición para favorecer la deflexión del instrumento en las curvaturas del conducto. Solo tres calibres hasta el Quantec número 8: 15, 20 y 25. Los Quantec número 9 y 10, de superior diámetro, no se recomiendan en conductos curvos (FIG.7).

#### 3.3.4.3 K3 (SybronEndo, USA)

El sistema de limas rotatorias de níquel-titanio K3 fue introducido inicialmente en Norteamérica en el 2002 (SybronEndo, Orange, Ca), diseñó éste sistema el Dr. John McSpadden. Con la propuesta de que su uso era aplicable en cualquier situación clínica y que el método de instrumentación combina características óptimas de corte, control de la sensación táctil y excelente resistencia a la fractura por lo que el tratamiento endodóntico se vuelve fácil, rápido y menos estresante para el operador.

A continuación se nombrarán las características ordenadas de acuerdo a configuración longitudinal y transversal:



FIG 8. Instrumento Quantec serie 2000

#### *Configuración longitudinal*

Diseño del mango: reducido para poder trabajar con mayor facilidad en las zonas posteriores de la boca., aproximadamente 5mm sin afectar la

longitud de la lima. El vástago es cónico a lo largo del eje para aumentar su flexibilidad y aumentar su resistencia a la rotura.

Conicidad constante: Presentan diferentes conicidades constantes o “taper fijo” de .02, .04 y .06, esto permite manejar diferentes anatomías radiculares.

Angulo helicoidal variable: desde  $31^\circ$  hasta  $43^\circ$  a medida que el instrumento se acerca hacia el mango.

Esto reduce el efecto de atornillamiento y ayuda a la eliminación de residuos dentinales.

Distancia entre las estrías: La característica anterior influye directamente con la distancia entre cada estría y además en el número de estrías encontradas por cada milímetro.

Punta pasiva de seguridad: La punta de seguridad no-cortante del K3 sigue la morfología del conducto minimiza la posibilidad de crear transportaciones, escalones, perforaciones, etc.

#### *Configuración Transversal*

Ángulo de corte: ligeramente positivo, esto provee una mayor capacidad de corte, refuerza periféricamente la resistencia a la tensión y rotación. El ángulo de corte ideal es ligeramente positivo. Un ángulo excesivamente positivo se incrusta y rompe la dentina.

Nomenclatura: Código de colores simplificado y estandarizado para distinguir los diferentes tamaños y conicidades. K3 es un sistema sencillo que tiene conicidades específicas; 0.02, 0.04 y 0.06. La conicidad 0.04 es verde, y 0.06 es naranja. Los instrumentos tienen dos bandas de colores en el mango. La banda superior indica la conicidad y la banda inferior indica el tamaño ISO. Hay 10 tamaños ISO de cada conicidad (15 a 40- 45 a 60).

Presenta las limas para preparación del cuerpo del conducto (coronal y media) o “Body Shaper” con conicidades mayores, .08, .10, .12 las cuales pueden actuar tanto como limas de apertura de conductos (orifice openers) y como limas de preparación profunda o completa de conductos radiculares. Están disponibles con un diámetro fijo en la punta de 25 y en longitudes de 17, 21 y 25mm. La parte activa es más corta (8mm) que le provee capacidad de corte. El ángulo helicoidal es ligeramente diferente comparado con los tamaños y conicidades de las otras limas K3 esto permite que el corte sea menos agresivo y suave.

Para los conductos radiculares cuya morfología se caracteriza por diámetros más amplios aunque requieren menos preparación en la porción coronal y media en la porción apical. Esta técnica presenta un principio de acción corono-apical sin presión y se caracteriza por una variación en la secuencia asociada tanto al diámetro como a la conicidad del instrumento. Un estudio revela que los instrumentos prepararon conductos curvos

rápidamente, con pocas alteraciones, mínimo transporte, pero con elevado riesgo de fractura y mejor mantenimiento de forma original (FIG.8).

#### 3.3.4.4 Sistema Pro-Taper Universal (Maillefer-Dentsply, Suiza)

Los instrumentos ofrecidos por este sistema presentan sección transversal triangular de aristas redondas (convexas) y ángulo de corte ligeramente negativo. El instrumento pro-taper tiene la parte activa (ligeramente) con conicidades múltiples y progresivas. En el inicio de la parte activa D1 la conicidad es de 0,02 mm/2mm. De esta forma encontramos en el mismo instrumento las conicidades de 0.02, 0.04, 0.06; 0.08; 0.010; 0.012; 0.014; 0.016; 0.018 y 0.019mm/mm. Según el fabricante esta característica facilita la instrumentación en la porción apical de los conductos radiculares, generalmente curva y atresica. Por tener pequeña conicidad en el inicio de la parte



activa estos instrumentos poseen excelente flexibilidad. Son utilizados principalmente en

FIG 9. Series de instrumentos Protaper Universal

conductos largos (mas de 21 mm) y curvos. Utilizándose tres o cuatro instrumentos se realiza toda la instrumentación biomecánica. Su conicidad es variable y progresiva: aumenta hacia coronal en las S y disminuye en las F.

Los instrumentos del sistema pro-taper 6 instrumentos se dividen en dos grupos:

Shaping files o instrumentos para el modelado presentan D1 respectivamente 0.19 mm 0.017mm y 0.20 mm y son denominados utilizados en movimiento de "picada". El instrumento S1 (anilla violeta en el mango) presenta en la punta un calibre 17 y conicidad del 2% esta aumenta hacia coronal, y es del 6% en D6 y del 11% en D14, con un calibre de 120 a esta altura. El S2 (blanco) tiene un calibre de 20 en la punta con conicidad del 4% que aumenta hacia coronal de modo similar a S1. El SX tiene un calibre de 19 en la punta con conicidad de 3.5% esta va aumentando hasta D9, en la que es del 19% disminuyendo a un 2% hasta D14 para no sobrepasar el calibre 120.

Finishing files o instrumentos para acabado, tienen por objetivo realizar el tope apical en el conducto radicular. Tiene D1 respectivamente de 0.20 mm, 0.25 mm y 0.30 mm, y son denominadas F1, F2, y F3. Los instrumentos F presentan las siguientes características en los 3mm apicales: F1 calibre 20, conicidad del 7%, F2 calibre 25, conicidad del 8%, F3 calibre 30, conicidad del 9%. A partir de D4 la conicidad disminuye al 5.5 % para todos ellos en D14. El color del anillo en el mango sigue las normas ISO (FIG.9).

#### 3.3.4.5 RaCe (FKG Dentaire, Suiza)

Race (*Reamer with Alternating Cutting Edges*). Presenta en su segmento activo zonas torsionadas con el borde cortante que alternan en zonas rectas sin corte. Su sección es triangular, excepto en los instrumentos más pequeños (.02/20, :02/15), en los que es cuadrangular. La punta es inactiva, el ángulo de corte es positivo y las conicidades son del 10, 8, 6, 4 y



FIG 10. Series de instrumentos RaCe.

2% con una superficie suave por implantación iónica de nitrógeno, su longitud es de 21 y 25mm. Indicadas en las porciones coronales del conducto, tienen 19mm de longitud: 2 son de acero inoxidable (.10/40, .08/35), que posee mejor capacidad de corte que el níquel titanio, y 2 son de esta última aleación (.06/40, .06/30). El resto son de con conicidades del 6% (calibres 20, 25, 30), del 4% (calibres 25, 30, 35) y del 2% (calibres de 15 a 60). No presentan tendencia a atornillarse, son bastante resistentes a la rotura y su flexibilidad es alta. Para facilitar la identificación de su conicidad y el número de usos, presentan un delgado segundo tope del que se pueden desgajar unos pétalos en su superficie tras cada uso, con un código de colores: amarillo (10 y 2%), gris (8 y 4%) y azul (6%) (FIG. 10)

#### 3.3.4.6 *Profile, .04 y .06 (Dentsply Maillefer, Suiza)*

Son un obraje a partir de un mango cónico, con sección transversal y en forma de U. El sentido de la hélice es hacia la izquierda y los dientes de corte son igualmente espaciados alrededor del mango. Los tres dientes



FIG 11. Instrumento ProFile.

de corte poseen una superficie plana cilíndrica (guía o plano radial) con porción posterior rebajada (superficie libre o de salida). La guía presenta una arista lateral (hilo cortante), que se forma por la intersección de la guía y de la superficie de ataque. La punta de la lima no presenta corte (inactiva). El diámetro de la punta se expresa en centésima de milímetro y la longitud de la

parte activa es de 16mm, siendo que la conicidad aumenta de 0.02, 0.04 o 0.06 mm.

Profile .04: Consta de 3 series de instrumentos en la secuencia 15-45, instrumentos 0 y 90 con longitud 21, 25 y 31 mm; y limas manuales K número 10 y 15. Los instrumentos /profile .04 presenta una única estría/anillo/franja de color en su asta.

Profile .06: Disponibles de numero 15 a 40, presentan dos estrías/anillos/franjas con los colores siguiendo las especificaciones de ISO. Solamente la conicidad difiere de las misma, ejemplo: 0.06mm por milímetro de parte activa así el instrumento número 25/.06 presenta el diámetro D1 0.25mm y en su base D2 1.21mm. Estos instrumentos tienen mayor calibre y son poco flexibles, no deberán sobrepasar la posición del conducto radicular que corresponde al área de seguridad pues podrían determinar la formación de escalones (FIG 11).

#### 3.3.4.7 GT (*Dentsply/Maillefer*)

Por sus siglas en inglés, GTE (Great Taper), se refiere a una conicidad muy amplia. Está diseñado especialmente para conductos curvos se compone de:

a) limas GT, de calibres 20, 30 y 40 y 4 conicidades para cada calibre: 10, 8, 6 y 4%, el



FIG 12. Instrumento GT.

diámetro máximo del segmento cortante es de 1mm, por lo que, a mayor conicidad, menor longitud de este segmento para evitar el peligro de perforaciones en la zona media o coronal del conducto.

b) Limas GT accesorias, que presentan una conicidad única del 12% y 3 calibres: 35, 50 y 70; el diámetro máximo del segmento cortante es de 1.5mm.

El ángulo de corte de estas limas es variable. En la zona coronal es más abierto (mayor capacidad de corte y facilita la eliminación de residuos) mientras que en la apical es más cerrado (mayor resistencia a la fractura). Su sección es similar a la de Profile y su punta es inactiva (FIG. 12).

#### 3.3.4.8 Orifice Shaper (Dentply Maillefer, Suiza)

Presenta característica semejante a la de la lima Pro File. Presenta una longitud de 19mm, siendo 10mm de lámina. Estos instrumentos presentan los mismos colores ISO con las conicidades blanco conicidad 0.05 y D 0.20mm; amarillo conicidad 0.06mm y D 0.30mm, rojo conicidad 0.06mm y D 0.40; azul conicidad 0.07mm y D 0.50mm; verde conicidad 0.08mm y D 0.60mm; negro conicidad 0.08mm y D0.80mm (FIG.13).



FIG 13. Instrumento Orifice Shaper.

#### 3.3.4.9 Light Speed (SybronEndo, USA)

Instrumentos que se les ha cambiado el mango por un mandril, mas unos trépanos para preparar las zonas más coronales. El segmento cortante es de unos 2mm de longitud y el perfil de la sección es en U, con 3 bordes cortantes aplanados, también llamado planos estabilizadores radiales, que le confieren un ángulo de corte neutro, un extremo apical inactivo y una conicidad del 2%. El diámetro D0 sigue la norma ISO desde el 20 al 80 y hay diámetros intermedios. Se recomienda una velocidad de 750-1500 rpm (FIG. 14).



FIG 14. Instrumento Orifice Shaper.

#### 3.3.4.10 Hero 642 (Micro-Mega, Francia)

Perfil de sección de hélice con 3 bordes cortantes, aunque el núcleo central del metal es más grueso para mejorar la resistencia a la fractura. El ángulo de corte de los bordes es ligeramente positivo, sin que existan planos radiales. Hay tres vías de escape para los residuos, el extremo apical es inactivo y sigue la estandarización ISO para el diámetro D0. Hay 3 conicidades 6, 4 y 2%. Con las 2 primeras, se fabrican instrumentos de calibres 20, 25 y 30, y, con la conicidad menor, además de estos calibres existen también los de 35, 40 y 45. Para aumentar la conicidad en las zonas coronales del conducto existen el instrumento EndoFlare (.12/25). Posteriormente se han presentado los instrumentos HERO Shaper, similares a los anteriores, pero con un paso de rosca más amplio, lo que les confiere mayor



FIG 15. Serie de instrumentos Hero 642

flexibilidad, menor momento de torsión y menor tendencia a atornillarse. Su mayor flexibilidad permite omitir la conicidad del 2% en estos instrumentos (FIG.15).

#### 3.3.4.11 *EndoSequence (Brasseler, USA)*

Presenta en su segmento activo un diseño denominado Punto Alterno de Contacto. Cada porción de la helicoide se alterna una espira más amplia q contacta con la pared del conducto y corta la dentina, con otra más

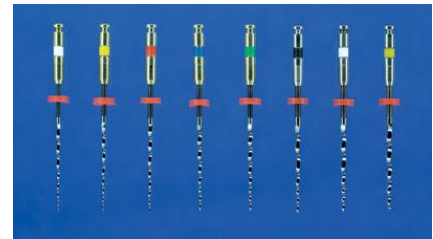


FIG 16. Serie de instrumentos Endosequence

estrecha, que no contacta con ella. Este diseño permite mantener en instrumento centrado, lo que aumenta la flexibilidad del mismo y su eficacia de corte y disminuye su tendencia a atornillarse. Su sección es triangular, el ángulo de corte es positivo, la punta es inactiva y la superficie es suave por implantación iónica de nitrógeno. Los instrumentos presentan conicidades del 6 y del 4% con calibres apicales desde 15 a 60. La longitud es de 21, 25 y 31mm (FIG.16).

#### 3.3.4.12 *Flex Master (VDW, Alemania)*

Consta de instrumentos de sección en triángulo equilátero y los lados convexos hacia el exterior como el sistema ProTaper. Su punta



FIG 17. Serie de instrumentos Flex Master

es inactiva y su capacidad de corte, elevada. Consta de instrumentos de calibres 20, 25 y 30; con conicidades del 6, 4 y 2%; 35 con conicidades del 6 y 2%; 40 y 45 con conicidad del 2% (FIG.17).

#### 3.3.4.13 *Pow-R* (Moyco Union Broach, USA)

Derivados de las limas Flex-R, de diseño semejante, punta bionica inactiva, sección triangular, conicidades del 2 y 4%, calibres del 15 al 80 (FIG. 18).



FIG 18. Instrumentos Pow-R

#### 3.3.4.14 *MFile* (Komet Brasseler, Alemania)

Comprende 3 conjuntos de instrumentos de flexibilidad elevada y punta inactiva MF1, MF2 y MF3. La sección presenta una forma de S en zona coronal del segmento cortante y en la zona final triangular en MF1 y en MF2 y cuadrangular en MF3. La longitud total y el ángulo helicoidal son respectivamente, los siguientes, MF1, 19mm y 20°, MF2, 22mm y 40°, MF3, 25mm y 20°. Los MF1 están diseñados para el tercio coronal del conducto, los MF2 para el medio y los MF3 para el apical (FIG. 19).



FIG 19. Serie de Instrumentos MFile

#### 3.3.4.15 NITI-TEE (Sendoline, Suiza)

Propuesto por Erhardt y fabricado por Sendoline, presenta una sección en S con 2 ángulos cortantes de unos  $90^\circ$ , la punta inactiva, conicidades del 12, 8, 6, 4 y 2% y calibres de 30, 25 y 20. Todos con longitud de 23mm. En su mango hay dos anillos, uno amplio y próximo indica el calibre u el más estrecho la conicidad (FIG. 20).



FIG 20. Serie de Instrumentos Niti Tee

#### 3.3.4.16 Liberator (Miltex, Union Broach, Moyco, USA)

Presenta segmento cortante triangular sin torsionar, es decir sin una helicoidal, lo que impide el atornillamiento y proporciona una buena capacidad de corte, se recomienda el empleo de



FIG 21. Instrumento Liberator

1.5002.000rpm sin necesidad de control de torque. Existen 3 conicidades del 6, 4, y 2% con calibres del 15 a 70 y longitudes de 21 a 25mm (FIG. 21).

#### 3.3.4.17 Sistema Reciproc (VDW, GmbH, Alemania)

Se basa en un único instrumento en rotación recíprocante sin necesidad de utilizar limas previas para el ensanchamiento. Consta de tres instrumentos

R25, R40, R50 ofreciendo mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Tiene una sección transversal en forma de S, de conicidad regresiva y punta no cortante. Son utilizados 10 ciclos de reciprocación por segundo, lo que equivale aproximadamente a 300rpm.

Está programado con los ángulos de reciprocación y velocidad precisa para cada uno de los tres instrumentos. Cuando el instrumento rota en dirección apical al conducto, se engancha en la dentina y la corta y cuando rota en la dirección opuesta (menor rotación) el instrumento inmediatamente se desengancha. Debido al grado de las rotaciones en sentido horario y anti horario el instrumento avanza dentro del conducto, por lo cual solo se necesita aplicar una ligera presión apical para conformarlo (FIG.22).



FIG 22. Instrumento Reciproc

#### 3.3.4.18 Sistema TF-Adaptive (SybronEndo, USA)

##### *Características:*

El Sistema de limas TF-Adaptive usa una serie previamente fabricada conocida como Twisted File (TF) en conjunto con un motor Elements (SybronEndo, Orange, Ca) que ofrece un movimiento adaptativo. En esencia, ambos instrumentos están hecho de un alambre de Níquel-Titanio que es calentado, enfriado y torcido en un proceso creado por SybronEndo que le da sus excepcionales propiedades mecánicas y físicas. La lima TF es la única lima

disponible en el mercado, que tiene sus propiedades mecánicas optimizadas por la torsión, calentamiento, y enfriamiento previamente mencionado.

Es altamente resistente a la fractura, extremadamente flexible, sigue con facilidad el trayecto del conducto y provee posibilidades para la instrumentación de conductos que no existían anteriormente. La limas TF se superponen a las limitaciones rotatorias de la limas de Níquel-Titanio que comúnmente se fabrican por desgaste. Este desgaste generalmente crea micro-fracturas que puede causar que el instrumento se separe por completo si es sometido a una torsión o carga excesiva de fatiga cíclica<sup>25</sup>.

La Tecnología “Adaptive Motion” se basa en un algoritmo inteligente patentado diseñado para funcionar con el sistema de limas TF-Adaptive. Esta tecnología permite que la lima TF-Adaptive se ajuste a las fuerzas torsionales internas del canal según la cantidad de presión aplicada en la lima. Esto significa que la lima está en un movimiento rotativo o reciprocante, según la situación. El resultado es una extracción excepcional del desecho dentinario y una menor probabilidad de inserción. El diseño de la lima TF-Adaptive tiene una forma enroscada para una mayor durabilidad, posee la Tecnología “R Phase” para mejorar la flexibilidad de la punta y permitir que el instrumento se adapte a las fuerzas torsionales dentro del conducto, dependiendo de la cantidad de fuerza aplicada en el instrumento<sup>26</sup>.

Este instrumento tiene la ventaja de que si la lima no es expuesta a cargas de estrés, dentro del conducto radicular, este va a permanecer rotando en sentido de las manecillas del reloj. Por otra parte, si el instrumento es expuesto a cargas de estrés, el movimiento

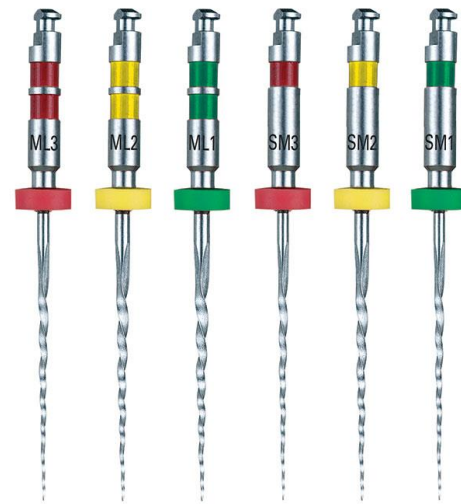


FIG 23. Series SM y ML, TF-Adaptive

adaptativo cambia a un función recíproca, con un diseño específico de ángulos horario-anti horario que varían de los  $600^\circ$  a los  $0^\circ$  y de los  $370^\circ$  a los  $50^\circ$ , respectivamente. Este movimiento puede disminuir la concentración de estrés dentro de las paredes del conducto radicular en la porción apical, resultando en una menor formación de micro fracturas en esta sección<sup>27</sup>.

La codificación por colores de este sistema tiene la particularidad de poseer solo tres colores: verde, amarillo, y rojo; en dos series SM y ML. Para la primera serie tenemos el instrumento SM-1 (20/.04) verde, SM-2 (25/.06) amarillo y SM-3 (35/.04) rojo, los cuales están indicados en la terapia endodóntica de conductos estrechos mientras que la segunda serie, ML-1 (25/.08) verde, ML-2 (35/.06) amarillo y ML-3 (50/.04) rojo; se indica para conductos que no ofrezcan resistencia al introducir un instrumento 15<sup>28</sup>.

En lo que se refiere a desventajas del movimiento adaptativo, TF-Adaptive es un movimiento de vaivén con ángulos de corte horario y anti-

horario mucho mayores que otros sistemas, por ejemplo Waveone ó Reciproc. Como consecuencia, el instrumento TF-Adaptive está trabajando más con un ángulo en sentido horario, que permite una mejor eficiencia de corte y remoción de debris dentinario (y menos tendencia a empujar los desechos apical y lateralmente), porque las flautas están diseñados para eliminar los residuos en la rotación en sentido horario. En tal caso, TF-Adaptive está tomando ventaja de la utilización de un movimiento que es más similar a la rotación continua para la eliminación óptima de debris. Obviamente, hay algunos cambios en los ángulos en función de la anatomía del conducto (el más complejo, el más pequeño es el ángulo en sentido horario), pero no parecen influir significativamente en el resultado global. Por el contrario, estos cambios influyen en la resistencia a la fatiga del metal, ya que se encontraron instrumentos TF utilizados con el movimiento de adaptación para tener una resistencia superior a la fatiga cíclica en comparación con los mismos instrumentos TF utilizados en rotación.

Además, el uso de una secuencia y el uso de instrumentos de NiTi más flexibles también pueden ser factores importantes en la determinación de una menor incidencia y la intensidad del dolor postoperatorio, mediante la reducción de la cantidad de transporte apical y la reducción de la extrusión de los desechos como los instrumentos están dirigidas apicalmente. Los instrumentos TF se han encontrado ser los instrumentos de Níquel-Titanio más flexibles disponibles, siendo significativamente más flexibles que Protaper y M2, que son instrumentos con diseño y masa muy similar a Waveone y Reciproc.

La técnica es básicamente una técnica de tres limas, diseñada para tratar la mayoría de los casos encontrados en la práctica clínica. Existen dos series de tres instrumentos cada una; uno para conductos pequeños o calcificados y otro para conductos normales y más grandes. En ambos escenarios, esto permite una conicidad adecuada y una preparación apical mayor. El número de instrumentos dentro de cada secuencia también puede variar y adaptarse a la anatomía del canal, con el último instrumento de la secuencia utilizada sólo cuando se necesita un mayor ensanchamiento apical debido a las dimensiones más grandes del conducto original y / o técnicas mejoradas de irrigación final. Las secuencias también son diferentes en sus conceptos de conformación. La secuencia para un conducto medio o grande es un técnica crown-down, mientras que la secuencia para el conducto pequeño emplea un instrumento más flexible y pequeño (20/.04) para ensanchar el conducto y crear una vía que disminuya el estrés de la siguiente lima con mayor tamaño en secuencia. Esto también permite seguir una mejor trayectoria del conducto radicular original.

El uso de una ampliación apical final con un tamaño de 35 no sólo está destinado a permitir el uso del Endovac (Sybron Endo, Coppel, Texas) en la técnica de irrigación, pero para mejorar la conformación del conducto tocando más superficies de este<sup>29</sup>.

### *Técnica*

TF-Adaptive es un sistema intuitivo, con un código de colores diseñado para la eficiencia y facilidad de uso. El sistema de código de color se basa en una luz de tráfico. Se debe iniciar con verde, continuar o detener con amarillo y detener con el rojo.

#### *Acceso Coronal y Glide Path*

1. Colocar el dique de goma.
2. Obtener una línea de acceso coronal recta con paredes axiales ligeramente divergentes.
3. Lograr la patencia apical y establecer un glide path apical utilizando una lima No. 08, seguida de una No. 10 y continuar por lo menos con una lima No. 15. El glide path se puede facilitar con la pieza de mano de seguridad M4 (Axis / Sybron Endo, Coppel, Texas) (Fig. 7) y se puede utilizar como su lubricante SlickGel™ (Eje / Sybron Endo, Coppel, Texas). La cámara pulpar debe ser llenada hasta el borde con NaOCl (hipoclorito de sodio)

#### *Determinación de serie SM o ML*

##### *CONDUCTOS PEQUEÑOS (SM)*

Utilizando sensación táctil, si se dificulta conseguir la longitud de trabajo con una lima tipo K entonces el tamaño del conducto se considera que es "pequeño". Se debe utilizar la serie SM (banda de un solo color) y su secuencia de instrumentos.

### *CONDUCTOS MEDIANOS/GRANDES (ML)*

Utilizando sensación táctil, si el instrumento tipo K 15 K-File siente holgado en la longitud de trabajo, entonces el tamaño del conducto se considera que es "Mediano/Grande". Se debe utilizar la serie ML (dos bandas de color) y su secuencia de instrumentos.

#### *Establecer Longitud de Trabajo*

El uso de un localizador del ápice y una radiografía puede ser considerado para ayudar en la determinación de la longitud.

#### *Técnica Tf-Adaptive para la instrumentación del conducto radicular*

1. Se debe utilizar la opción "TF adaptativa" en el menú del motor Elements (SybronEndo, Coppel, Texas)
2. Asegurarse de que la cámara pulpar este inundada con NaOCl o EDTA y que el instrumento está girando al entrar en el conducto.
3. Avanzar lentamente el instrumento verde (SM1 o ML1) con un movimiento controlado solo hasta que se involucre dentina, luego retirarse completamente el del conducto. No se debe forzar ni realizar movimientos de picoteo.
4. Limpiar las flautas. Llevar nuevamente irrigante a la cámara pulpar y confirmar la permeabilidad del conducto con un instrumento tipo K No. 15.

5. Repetir los pasos 3 y 4 con la lima inicial hasta lograr la longitud de trabajo.
6. Repita los pasos 3 y 4 con el instrumento SM2 o ML2 Amarillo hasta alcanzar la longitud de trabajo. Si se consigue el tamaño apical deseado, la secuencia está completa. Para los tamaños más grandes apicales, repita los pasos 3 y 4 con el instrumento SM3 o ML3 Rojo hasta lograr la longitud de trabajo.

#### *Irrigar y Secar*

Irrigar con NaOCl con una jeringa con aguja de salida lateral y colocar puntas de papel que coincidan con la conicidad y calibre del último instrumento TF-Adaptive utilizado.

#### *Obturación*

Utilizar conos de gutapercha TF-Adaptive o conos que coincidan con la conicidad y calibre del último instrumento TF-Adaptive utilizado (FIG. 23).

#### *3.3.4.19 K3-XF (SybronEndo)*

K3-XF provee a los especialistas las características de seguridad y auto centrado de la K3 original más un extraordinario nuevo nivel de flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica, proporcionado por la tecnología R-Phase™ Technology patentada. K3XF es lo más avanzado en seguridad, flexibilidad y

control para los usuarios de limas rotatorias para obtener un limado más fuerte y más flexible.

El instrumento consta de un mango de acero inoxidable AXCESS el cual permite más espacio para trabajar, es tratado al calor con la tecnología patentada R-Phase para brindarle mayor fuerza y flexibilidad, un tercer plano radial que le permite mantenerse centrado y una punta de seguridad que le permite seguir la trayectoria del conducto evitando la transportación del conducto<sup>30</sup>.



FIG 24. Serie de Instrumentos K3-XF

Este sistema cuenta con una gran variedad en cuanto calibres (15 a 60), conicidad (.04 a .012) y codificaciones por colores (colores ISO). La extensa variedad que se tiene este sistema da como resultado, permitirle al operador una elección de instrumento específico el cual se adapte mejor a las necesidades en la preparación de cada conducto radicular.

### *Técnica*

#### Acceso Coronal y Glide Path

1. Colocar el dique de goma.
2. Obtener una línea de acceso coronal recta con paredes axiales ligeramente divergentes.

3. Lograr la patencia apical y establecer un glide path apical utilizando una lima No. 08 hasta la No. 20. El glide path se puede facilitar con la pieza de mano de seguridad M4 (Axis / Sybron Endo, Coppell, Texas) (Fig. 7) y se puede utilizar como su lubricante SlickGel™ (Eje / Sybron Endo, Coppell, Texas). La cámara pulpar debe ser llenada hasta el borde con NaOCl (hipoclorito de sodio)
4. Establecer la longitud de trabajo mediante un localizador de ápice. se puede tomar una radiografía para ayudar en la determinación de la longitud.

#### *Técnica K3-XF para la instrumentación del conducto radicular*

1. Utilizar los siguientes ajustes con la pieza de mano:
  - Velocidad del motor - 350-500 RPM
  - Torque: comenzar con - TCM Endo III: AP 20; DTC: 300 gramos; EndoTouch: 2; TC2: 1
  - Si se alcanza el límite de torque demasiado rápido aumentar los valores hasta estar cómodo.
2. Irrigar el conducto, asegurarse de que el instrumento está girando al entrar el conducto. Usar lentamente una secuencia de movimientos de empuje y tracción, hasta iniciar el contacto con paredes de dentina. Luego retirar 1mm a la vez por 4-5 ocasiones por conducto. Retirar completamente el instrumento

del conducto. No se debe forzar apicalmente. Limpiar las espiras. Irrigar alternamente el conducto con NaOCl y SmearClear, a continuación, confirme la permeabilidad con un instrumento tipo K No.10.

3. Utilice el No. 25/.04 K3XF a la resistencia en conductos medianos a grandes; para conductos calcificados o MB2 comenzar con el No.25/.08 K3XF a la resistencia.

4. Repita el paso 2 con el instrumento No.40 K3XF hasta que usted no sea capaz de avanzar pasivamente o hasta que se alcanza la longitud de trabajo. Nunca forzar el instrumento apicalmente.

5. Si el No. 40 no llega a longitud de trabajo, retroceder en tamaño hasta el No. 35, y luego usar No. 30, y luego el No. 25 con la misma técnica.

6. Si la longitud de trabajo no se logra después de usar el No. 25 a continuación, recapitular y comenzar con el No.40 y pasar por los pasos 4 y 5 hasta que la longitud de trabajo se logre.

### *Irrigar y Secar*

Irrigar con NaOCl con una jeringa con aguja de salida lateral y colocar puntas de papel que coincida con la conicidad y calibre del último instrumento K3-XF utilizado.

### Obtención

Utilizar conos de gutapercha K3-XF o conos que coincidan con la conicidad y calibre del último instrumento K3-XF utilizado (FIG. 24)<sup>31</sup>.

#### 3.3.4.20 ProFile Vortex

Este sistema, autoproclamado por sus fabricantes como “la próxima generación” en instrumentos ProFile es manufacturado con M-Wire; estos poseen la característica de un diseño triangular seccional con ángulo helicoidal<sup>32</sup>. Los tamaños que ofrece este



FIG 25. Serie de Instrumentos Vortex

sistema van desde el instrumento 15 al 50 con una conicidad de .04 y .06. En cuanto el torque sugerido por el fabricante, este sugiere utilizar variaciones dependiendo del tamaño del instrumento que van desde los 75 hasta los 350 g-cm. El mango del instrumento cuenta con un anillo de color en base a la estandarización ISO y una banda de color negro que indica si es conicidad .04; o dos, conicidad .06 (FIG. 25).

Técnica de instrumentación:

- Establecer la longitud de trabajo y crear una línea de acceso recta para el paso de los instrumentos
- Negociar todos los conductos hasta longitud de trabajo mediante el uso de instrumentos tipo K

- Establecer la permeabilidad mediante la utilización de una lima K # 10 más allá del extremo del conducto y al menos un # 15 K-Archivo para la ultima lima apical.
- Iniciar conformación técnica y de limpieza Corona de Down
- En pequeños conductos (mesiales/bucales de los molares, premolares y dientes anteriores inferiores) comenzar con un instrumento rotatorio 30 / 0,04. Llevar 30 / 0.04 a la resistencia o la longitud de trabajo (lo que ocurra primero). Si se encuentra resistencia antes de obtener la longitud de trabajo deseada, seguir con el siguiente instrumento más pequeño siguiendo el mismo protocolo hasta lograr longitud de trabajo.
- Entre cada instrumento rotatorio recapitular con un lima manual #10 o # 15 punta para mantener patencia e irrigar con NaOCl.
- En los conductos más grandes (palatinos/distales de los molares, premolares más grandes, dientes anteriores superiores) comenzar con un instrumento rotatorio 40 / 0,04. Utilice la técnica crown-down a la resistencia o hasta lograr la longitud de trabajo. Si se encuentra resistencia antes de la longitud de trabajo se logra, pasar a instrumentos de menor tamaño hasta lograr la longitud de trabajo.
- Entre cada instrumento rotatorio, recapitular con una lima manual para mantener la patencia hasta longitud de trabajo<sup>33</sup>.

### *3.4 Esterilización del instrumental y del material de uso endodóntico*

El reconocimiento de las consecuencias nocivas de la presencia de microorganismos en los tejidos pulpaes y periapicales, y el riesgo de contaminación directa o cruzada, que expone al profesional, al paciente y a los auxiliares a enfermedades infectocontagiosas, como hepatitis y síndrome de inmunodeficiencia adquirida, hacen que los procedimientos de protección, esterilización y desinfección asuman un papel innegable importante en la terapéutica endodóntica.

La esterilización es la destrucción de todas las formas de vida y puede alcanzarse con el uso de calor húmedo (autoclave), calor seco (estufa) y del gas óxido de etileno, entre otros.

La esterilización por medio de autoclave (vapor de agua a presión) de todo el instrumental clínico y endodóntico es el medio preferido aunque también el uso de la estufa (calor seco) también es un método aceptado y seguro.

En ambas situaciones es preciso utilizar aparatos de procedencia confiable, que proporcionen efectivamente la temperatura necesaria para conseguir la esterilización. También es imprescindible la relación tiempo/temperatura.

La esterilización en autoclave puede obtenerse de rutina a una temperatura de 120-123°C durante 20 minutos, en condiciones de una atmósfera de presión. Las instrucciones que acompañan los aparatos presentan sugerencias sobre la temperatura y el tiempo necesarios para alcanzar los objetivos deseado. Los aparatos automáticos, de tamaño compatible con el del consultorio odontológico, presentan tiempo de esterilización bien reducidos en ciclo corto y efectúan automáticamente esterilización, despresurización y secado del material (FIG.26).



FIG 26. Autoclave

La esterilización en estufa o calor seco puede obtenerse a una temperatura de 160° C durante 120 minutos. Aunque el aumento de temperatura puede permitir la reducción del tiempo necesario. A temperaturas más altas se producen alteraciones en el color del mango de la mayoría de los instrumentos endodónticos.

En ambos métodos, las características del material, la cantidad y la envoltura utilizada para llevarlo a esterilizar pueden requerir de una adecuación de la relación tiempo/temperatura<sup>34</sup>.

La esterilización de los instrumentos endodónticos mediante la inmersión en Hipoclorito de sodio depende de la concentración y el tiempo de exposición. En un estudio realizado, la solución de hipoclorito de sodio

removió efectivamente restos orgánicos por completo durante el proceso de limpieza. Sin embargo también mostró ser un agente corrosivo para varios metales y específicamente hablando de Níquel-Titanio este remueve un porcentaje de Níquel de la aleación. Por lo tanto, la duración del instrumento expuesto a él hipoclorito de sodio debe ser balanceada para evitar un daño potencial en su superficie a causa de la corrosión. Busslinger et al, encontró que para producir corrosión en un instrumento de Níquel-Titanio, estos debieron estar en contacto con NaOCl por 60 minutos en una concentración de 5.25%. Por otra parte, Haikel et al, no encontró efecto significativo en los instrumentos de Níquel-Titanio después de la inmersión en NaOCl al 2.5% durante 12 a 48 horas. Diversos estudios han comprobado que la solución de NaOCl al 1% es ineficaz en la eliminación de los desechos orgánicos de los instrumentos<sup>35</sup>.

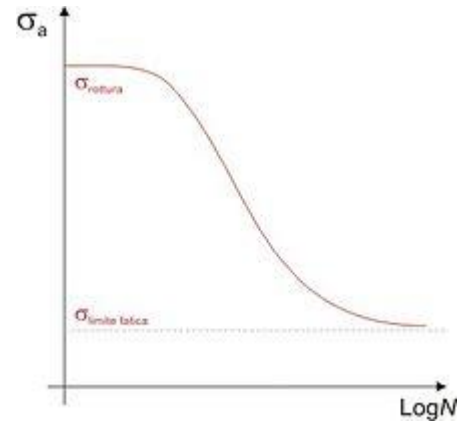
### 3.5 Fatiga Cíclica

En ingeniería y, en especial, en ciencia de los materiales, la fatiga de materiales se refiere a un fenómeno por el cual la rotura de los materiales bajo cargas dinámicas cíclicas se produce más fácilmente que con cargas estáticas. Aunque es un fenómeno que, sin definición formal, era reconocido desde la antigüedad, este comportamiento no fue de interés real hasta la Revolución Industrial, cuando, a mediados del siglo XIX comenzaron a producir las fuerzas necesarias para provocar la rotura con cargas dinámicas son muy inferiores a las necesarias en el caso estático; y a desarrollar métodos de

cálculo para el diseño de piezas confiables. Este no es el caso de materiales de aparición reciente, para los que es necesaria la fabricación y el ensayo de prototipos.

### 3.5.1 Curva S-N

Estas curvas se obtienen a través de una serie de ensayos donde una probeta del material se somete a tensiones cíclicas con una amplitud máxima relativamente grande (aproximadamente 2/3 de la resistencia estática a tracción). Se cuentan los ciclos hasta rotura. Este procedimiento se repite en otras probetas a amplitudes máximas decrecientes.



Los resultados se representan en un diagrama de tensión,  $S$ , frente al logaritmo del número  $N$  de ciclos hasta la rotura para cada una de las probetas. Los valores de  $S$  se toman normalmente como amplitudes de la tensión  $\sigma_a$ .

Se pueden obtener dos tipos de curvas S-N. A mayor tensión, menor número de ciclos hasta rotura. En algunas aleaciones férreas y en aleaciones de titanio, la curva S-N se hace horizontal para valores grandes de  $N$ , es decir, existe una tensión límite, denominada límite de fatiga, por debajo del cual la rotura por fatiga no ocurrirá.

Suele decirse, de manera muy superficial, que muchas de las aleaciones no férreas (aluminio, cobre, magnesio, etc.) no tienen un límite de fatiga, dado que la curva S-N continúa decreciendo al aumentar N. Según esto, la rotura por fatiga ocurrirá independientemente de la magnitud de la tensión máxima aplicada, y por tanto, para estos materiales, la respuesta a fatiga se especificaría mediante la resistencia a la fatiga que se define como el nivel de tensión que produce la rotura después de un determinado número de ciclos. Sin embargo, esto no es exacto: es ingenuo creer que un material se romperá al cabo de tantos ciclos, no importa cuán pequeña sea la tensión presente.

En rigor, todo material cristalino (metales,...) presenta un límite de fatiga. Ocurre que para materiales como la mayoría de los férricos, dicho límite suele situarse en el entorno del millón de ciclos (para ensayos de probeta rotatoria), para tensiones internas que rondan 0,7-0,45 veces el límite elástico del material; mientras que para aquellos que se dicen sin límite de fatiga, como el aluminio, se da incluso para tensiones muy bajas (en el aluminio, de 0,1-0,2 veces dicho límite), y aparece a ciclos muy elevados (en el aluminio puede alcanzar los mil millones de ciclos; en el titanio pueden ser, según aleaciones, cien millones de ciclos o incluso, excepcionalmente el billón de ciclos). Como en general no se diseñan máquinas ni elementos de manera que las máximas tensiones sean de 0,1-0,2 veces el límite elástico del material, pues en ese caso se estarían desaprovechando buena parte de las capacidades mecánicas del material, y como tampoco se suele diseñar asumiendo valores de vida por encima del millón de ciclos, en la práctica este

tipo de materiales no van a poder presentar su límite de fatiga, aunque sí lo tienen.

Esta confusión surge de la propia naturaleza de las curvas S-N de Wöhler, que fueron concebidas en el siglo XIX para los aceros. Al ampliarse el tipo de materiales metálicos usuales en ingeniería, los mismos conceptos y las mismas curvas se trasladaron a otros metales cuyo comportamiento a fatiga es esencialmente diferente (de hecho, es una característica propia de la fatiga la gran variabilidad de comportamientos que presenta en los distintos tipos de materiales). Y como quiera que el acero ha sido y es la piedra angular de la ingeniería, interesaba comparar las propiedades de los demás metales con respecto al mismo: es y era común que, al ensayar materiales, los ensayos se suspendieran una vez superado el millón de ciclos, considerando que no interesaba caracterizar materiales por encima de ese límite temporal.

### 3.5.2 Resistencia a la fatiga para diversos materiales.

Otro parámetro importante que caracteriza el comportamiento a fatiga de un material es la vida a fatiga  $N_f$ . Es el número de ciclos para producir una rotura a un nivel especificado de tensiones.

Además, el conocimiento del comportamiento a fatiga no es igual en todos los materiales: el material mejor conocido, más ensayado y más fiable en cuanto a predicciones a fatiga es la familia de los aceros. De otros materiales metálicos de uso común como el aluminio, el titanio, aleaciones de

cobre, níquel, magnesio o cromo, se dispone de menos información (decreciente ésta con la novedad de la aleación), aunque la forma de los criterios de cálculo a fatiga y de las curvas S-N parece regular, y es parecida a la de los de los aceros, y se considera que su fiabilidad es alta. Para materiales cerámicos, por el contrario, se dispone de muy poca información.

En todo caso, existe una diferencia notable entre la teoría y la realidad. Esto conduce a incertidumbres significativas en el diseño cuando la vida a fatiga o el límite de fatiga son considerados. La dispersión en los resultados es una consecuencia de la sensibilidad de la fatiga a varios parámetros del ensayo y del material que son imposibles de controlar de forma precisa.

Aproximadamente la mitad de las probetas ensayadas se rompen a niveles de tensión que están cerca del 25% por debajo de la curva. Esto suele asociarse a la presencia de fuentes de concentración de tensiones internas, tales como defectos, impurezas, entallas, ralladuras,..., que han permanecido indetectadas.

Se han desarrollado técnicas estadísticas y se han utilizado para manejar este fallo en términos de probabilidades. Una manera adecuada de presentar los resultados tratados de esta manera es con una serie de curvas de probabilidad constante.

Fatiga de bajo número de ciclos (oligofatiga)  $10^3 - 10^5$  ciclos

Fatiga de alto número de ciclos  $10^3 - 10^5$  ciclos

### 3.5.3 Inicio y propagación de la grieta

El proceso de rotura por fatiga se desarrolla a partir del inicio de la grieta y se continúa con su propagación y la rotura final.

#### *Inicio de fractura*

Las grietas que originan la rotura o fractura casi siempre nuclean sobre la superficie en un punto donde existen concentraciones de tensión (originadas por diseño o acabados, ver Factores).

Las cargas cíclicas pueden producir discontinuidades superficiales microscópicas a partir de escalones producidos por deslizamiento de dislocaciones, los cuales actuarán como concentradores de la tensión y, por tanto, como lugares de nucleación de grietas.

#### Propagación

Etapa I: una vez nucleada una grieta, entonces se propaga muy lentamente y, en metales policristalinos, a lo largo de planos cristalográficos de tensión de cizalladura alta; las grietas normalmente se extienden en pocos granos en esta fase.

Etapa II: la velocidad de extensión de la grieta aumenta de manera vertiginosa y en este punto la grieta deja de crecer en el eje del esfuerzo aplicado para comenzar a crecer en dirección perpendicular al esfuerzo aplicado. La grieta crece por un proceso de enromamiento y agudizamiento de la punta a causa de los ciclos de tensión.

#### 3.5.4 Rotura

Al mismo tiempo que la grieta aumenta en anchura, el extremo avanza por continua deformación por cizalladura hasta que alcanza una configuración enromada. Se alcanza una dimensión crítica de la grieta y se produce la rotura.

La región de una superficie de fractura que se formó durante la etapa II de propagación puede caracterizarse por dos tipos de marcas, denominadas marcas de playa y estrías. Ambas indican la posición del extremo de la grieta en diferentes instantes y tienen el aspecto de crestas concéntricas que se expanden desde los puntos de iniciación. Las marcas de playa son macroscópicas y pueden verse a simple vista. Las marcas de playa y estrías no aparecen en roturas rápidas.

#### 3.5.5 Velocidad de propagación

Los resultados de los estudios de fatiga han mostrado que la vida de un componente estructural puede relacionarse con la velocidad de crecimiento de la grieta. La velocidad de propagación de la grieta es una función del nivel de tensión y de la amplitud de la misma.

$$\frac{da}{dN} = A(\Delta K)^m$$

Dónde:

- A y m son constantes para un determinado material
- K Factor de intensidad de tensiones

- $\frac{da}{dN}$  pendiente de la curva de velocidad de crecimiento

El valor de m normalmente está comprendido entre 1 y 6.

$$\Delta K = K_{max} - K_{min}$$

o bien

$$\Delta K = Y \Delta \sigma \sqrt{(\pi a)}$$

Desarrollando estas expresiones a partir de gráficas generadas por ellas mismas, se puede llegar a la siguiente ecuación:

$$N_f = \frac{da}{A \pi^{\frac{m}{2}} (\Delta \sigma)^m} \int_{a_0}^{a_c} \frac{1}{Y^m a^{\frac{m}{2}}} da$$

Dónde:

- $N_f$  Número de ciclos hasta rotura
- Y Parámetro independiente de la longitud de la grieta
- m y A Siguen siendo parámetros definidos por el material
- $a_c$  Es la longitud crítica de la grieta
- $a_0$  Longitud de grieta inicial

$a_c$  se puede calcular por:

$$a_c = \left( \frac{K_{IC}}{\sigma Y \sqrt{\pi}} \right)^2$$

Dónde:

- $K_{IC}$  Es la tenacidad de fractura de deformaciones planas.

Estas fórmulas fueron generadas por Paul C. Paris en 1961 realizando una gráfica logarítmica log-log de la velocidad de crecimiento de grieta contra el factor de intensidad de tensiones mostrando una relación lineal en la gráfica. Utilizando esta gráfica se pueden realizar predicciones cuantitativas sobre la vida residual de una probeta dado un tamaño de grieta particular. Se encuentra así el comienzo de la iniciación o iniciación rápida de grieta.

#### 3.5.6 *Factores que intervienen*

Son diversos los factores que intervienen en un proceso de rotura por fatiga aparte de las tensiones aplicadas. Así pues, el diseño, tratamiento superficial y endurecimiento superficial pueden tener una importancia relativa.

#### 3.5.7 *Diseño*

El diseño tiene una influencia grande en la rotura de fatiga. Cualquier discontinuidad geométrica actúa como concentradora de tensiones y es por donde puede nuclear la grieta de fatiga. Cuanto más aguda es la discontinuidad, más severa es la concentración de tensiones.

La probabilidad de rotura por fatiga puede ser reducida evitando estas irregularidades estructurales, o sea, realizando modificaciones en el diseño, eliminando cambios bruscos en el contorno que conduzcan a cantos vivos, por ejemplo, exigiendo superficies redondeadas con radios de curvatura grandes.

#### 3.5.8 *Tratamientos superficiales*

En las operaciones de mecanizado, se producen pequeñas rayas y surcos en la superficie de la pieza por acción del corte. Estas marcas limitan la vida a fatiga pues son pequeñas grietas las cuales son mucho más fáciles de aumentar. Mejorando el acabado superficial mediante pulido aumenta la vida a fatiga.

Uno de los métodos más efectivos de aumentar el rendimiento es mediante esfuerzos residuales de compresión dentro de una capa delgada superficial. El efecto neto es que la probabilidad de nucleación de la grieta, y por tanto de rotura por fatiga se reduce.

Este proceso se llama «granallado» o «perdigonado». Partículas pequeñas y duras con diámetros del intervalo de 0,1 a 1,0 mm son proyectadas a altas velocidades sobre la superficie a tratar. Esta deformación induce tensiones residuales de compresión.

### *3.5.9 Endurecimiento superficial*

Es una técnica por la cual se aumenta tanto la dureza superficial como la vida a fatiga de los aceros aleados. Esto se lleva a cabo mediante procesos de carburación y nitruración, en los cuales un componente es expuesto a una atmósfera rica en carbono o en nitrógeno a temperaturas elevadas. Una capa superficial rica en carbono o nitrógeno es introducida por difusión atómica a partir de la fase gaseosa. Esta capa es normalmente de 1mm de profundidad y es más dura que el material del núcleo. La mejora en las propiedades de fatiga proviene del aumento de dureza dentro de la capa, así como de las

tensiones residuales de compresión que se originan en el proceso de cementación y nitruración.

#### 3.5.10 *Influencia del medio*

El medio puede afectar el comportamiento a fatiga de los materiales. Hay dos tipos de fatiga por el medio: fatiga térmica y fatiga con corrosión.

#### 3.5.11 *Fatiga térmica*

La fatiga térmica se induce normalmente a temperaturas elevadas debido a tensiones térmicas fluctuantes; no es necesario que estén presentes tensiones mecánicas de origen externo. La causa de estas tensiones térmicas es la restricción a la dilatación y o contracción que normalmente ocurren en piezas estructurales sometidas a variaciones de temperatura. La magnitud de la tensión térmica resultante debido a un cambio de temperatura depende del coeficiente de dilatación térmica y del módulo de elasticidad. Se rige por la siguiente expresión:

$$\sigma = \alpha_l E \Delta T$$

Dónde:

- $\sigma$  Tensión térmica
- $\alpha_l$  Coeficiente de dilatación térmica
- $E$  Modulo de elasticidad
- $\Delta T$  Incremento de temperatura

### 3.5.12 *Fatiga estática (corrosión-fatiga)*

La fatiga con corrosión ocurre por acción de una tensión cíclica y ataque químico simultáneo. Lógicamente los medios corrosivos tienen una influencia negativa y reducen la vida a fatiga, incluso la atmósfera normal afecta a algunos materiales. A consecuencia pueden producirse pequeñas fisuras o picaduras que se comportarán como concentradoras de tensiones originando grietas<sup>36</sup>.

## 4. Planteamiento del problema

El propósito de este estudio es determinar ¿cuál sistema de instrumentación rotatoria de Níquel-Titanio, TF-Adaptive ó ProFile Vortex, presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica después de ser sometidos a diferentes ciclos de esterilización en autoclave?

## 5. Justificación

Mediante esta investigación se pretende comprobar la relación que existe entre la esterilización de dos instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, TF-Adaptive (Sybron Endo, Orange, CA) y ProFile Vortex (Dentsply-Tulsa, Tulsa, OK), después de haber sido procesados en uno o múltiples ciclos de autoclave y la fatiga cíclica aplicada después de éste procedimiento. El beneficio obtenido de esto será determinar en qué momento se vuelve un riesgo el

reutilizar un instrumento en la terapia endodóntica y evitar complicaciones derivadas de la separación del mismo.

## 6. Hipótesis

H0: Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, TF-Adaptive y ProFile Vortex, no poseen diferencia estadísticamente significativa en la prueba de resistencia a la fatiga cíclica después de haber sido sometidos al proceso de esterilización en autoclave.

H1: Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio TF-Adaptive poseen mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos ProFile Vortex, después de haber sido sometidos al proceso de esterilización en autoclave.

H2: Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio ProFile Vortex poseen mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos TF-Adaptive, después de haber sido sometidos al proceso de esterilización en autoclave.

## 7. Objetivo

Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos rotatorios de Níquel Titanio con tratamientos térmicos adicionales a su fabricación, TF-Adaptive y ProFile Vortex, después de haber sido sometidos a uno o varios procesos de esterilización.

## 8. Tipo de estudio

Prospectivo, Transversal, Comparativo y Experimental.

#### 9. Selección de Variables

Fatiga cíclica

Variable dependiente: NFC (número de ciclos hasta la fractura)

Variable independiente: Numero de ciclos de esterilización

#### 10. Operación de variable

Cambios dimensionales que presenta el instrumento posterior a la esterilización y a los movimientos de flexión y deflexión

El número de ciclos hasta la fractura (NFC)

#### 11. Universo de estudio

10 Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio Tf-Adaptive  
y 10 Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio ProFile  
Vortex, nuevos

#### 12. Criterios de Inclusión

Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio Tf-Adaptive y ProFile Vortex, nuevos.

### 13. Criterios de exclusión

Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio Tf-Adaptive y ProFile Vortex, con defectos de fabricación.

### 14. Criterios de eliminación

Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio Tf-Adaptive y ProFile Vortex, que no hayan cumplido el/los ciclo/s de esterilizado completo.

### 15. Materiales

1. 10 Instrumentos Tf-Adaptive 35.06 (SybronEndo, Orange, Ca)
2. 10 Instrumentos Pro-File Vortex 35.06 (Dentsply-Tulsa, Tulsa, OK)
3. 1 Motor Endodóntico Elements (SybronEndo, Orange, Ca)
4. Contrangulo de reducción 8:1 (SybronEndo, Orange, Ca)
5. Aceite Sintético WD-40 (San Diego, Ca)
6. Microscopio con aumento de 3.0x (Global Technologies)
7. 6 Bolsas de esterilizado (Sunset I4-0021)
8. Cinta Adhesiva Testigo
9. Autoclave (AMSCO, Eagle Ten, USA)
10. Placa de acero inoxidable con conductos artificiales con una curvatura de 30, 45 y 60 grados y un diámetro continuo de 1.5mm

11. Dispositivo para montar contrangulo fabricado de plexiglass
12. Dispositivo para fijar placa de acero con conductos artificiales
13. Taladro industrial de banco (Craftsman, USA)
14. Guantes de látex sin talco (Ambiderm)
15. Cámara de video (Apple, Iphone 5s)
16. Camara fotográfica (Nikon, D3200, Japón)
17. Lente Macro ( Nikon, DX 18-55mm)
18. Bloque de acero, milimetrado (Maillefer,Suiza)
19. Laptop (Toshiba, Satellite S855-SD)
20. Software para edición de videos Movie Maker (Windows 8)

## 16. Metodología

Dos sistemas de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio (FIG.1), TF-Adaptive (SybronEndo) y ProFile Vortex (Tulsa-Dentsply) FIG, fueron

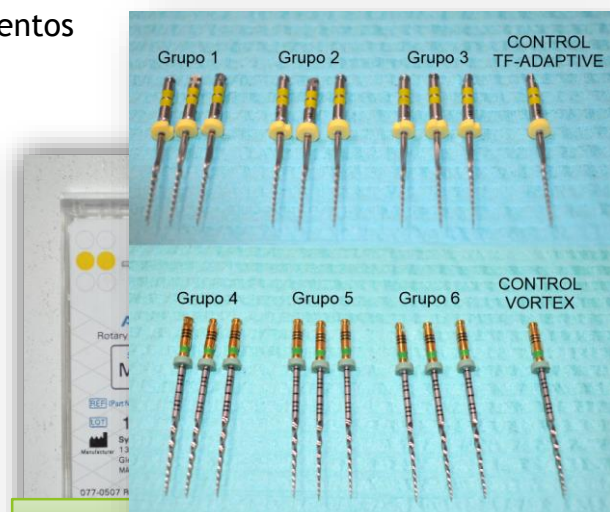


FIG 1. Instrumentos Rotatorios de Níquel-Titanio. Sistema TF-Adaptive (SybronEndo) y ProFile Vortex (Tulsa Dentsply)

seleccionados para este estudio. Ambos poseen la característica particular de recibir un tratamiento térmico para incrementar su durabilidad (R-Phase y M-Wire, respectivamente) después de su fabricación. El tamaño de los instrumentos fue de .35 con un taper constante .06; Fueron seleccionados para evaluar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica después de haber sido sometidos a uno o varios ciclos de esterilización en autoclave. Cada ciclo de autoclave constaba de 30 minutos de esterilización a una presión de 20 psi y una temperatura de 121 °C sostenida, más 15 minutos de secado.

Antes de iniciar con la fase experimental, los grupos experimentales fueron determinados de la siguiente forma: grupo 1, TF-Adaptive con 1 ciclo de autoclave, (n=3); grupo 2, TF-Adaptive con 5 ciclos de autoclave (n=3); grupo 3, TF-Adaptive con 10 ciclos de autoclave (n=3); grupo 4, ProFile Vortex con 1 ciclo de autoclave (n=3); grupo 5, ProFile Vortex con 5 ciclos de autoclave (n=3); grupo 6, ProFile Vortex con 10 ciclos de autoclave (n=3). Así mismo se conservó 1 instrumento de cada sistema como grupo control (FIG 2).

FIG 2. Selección de grupos

Todos los instrumentos utilizados eran nuevos. Fueron retirados de sus cajas y revisados bajo microscopio (Global Technologies), con un aumento de 3.0x, en busca de micro fisuras o defectos de fabricación desde el punto D0 a D21 (FIG.3 y FIG 3.1).

FIG 3. Punta del instrumento TF-Adaptive #35.06, vista con microscopio a una magnificación de 3.0 x

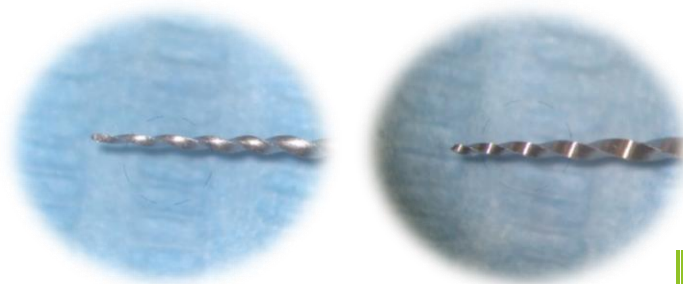


FIG 3.1 Punta del instrumento ProFile Vortex #35.06, vista con microscopio a una magnificación de 3.0 x

Una vez revisados, los instrumentos fueron colocados dentro de bolsas prefabricadas para esterilizar (SUNSET I4-0021) en grupos de 3 instrumentos de cada sistema y fueron rotuladas con un bolígrafo con la siguiente leyenda para distinguir los grupos: TFA para TF-Adaptive y VOX para ProFile Vortex,



FIG 5. Esterilización en autoclave con la selección predeterminada electrónicamente, a una presión de 20 psi y una temperatura de 121°C sostenida, más 15 minutos de secado

quedando un total de 6 bolsas con

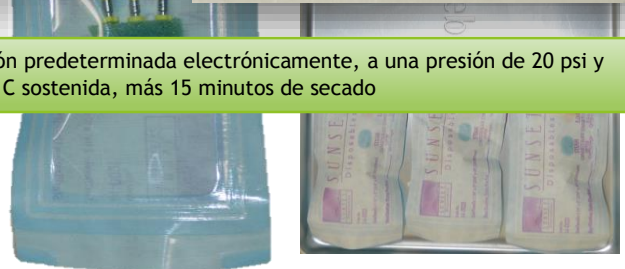


FIG 4. Empaque de instrumentos en bolsas para esterilizar rotuladas en grupos de n=3. Total de 6 grupos

3 instrumentos cada una (FIG.4). Una vez rotuladas la bolsas se les colocó una tira de cinta adhesiva testigo de 3 mm x 50 mm, aproximadamente, en cada ciclo de esterilización en autoclave para identificar la cantidad de veces que habían sido sometidos a dicho proceso.

En el primer ciclo fueron introducidas las 6 bolsas en un esterilizador tipo autoclave (AMSCO, Eagle Ten, USA), el cual cuenta con diferentes ciclos predeterminados electrónicamente (FIG. 5). Se seleccionó el ciclo sugerido por el fabricante de acuerdo a el manual de usuario para paquetes y bolsas prefabricadas; este comprende un ciclo con un tiempo total de 30 minutos de

esterilización a una presión de 20 psi y una temperatura de 121°C sostenida, más 15 minutos de secado. Al finalizar el ciclo se retiraron todas las bolsas de la cámara del autoclave. Para el siguiente ciclo fueron descartadas de esta fase 2 bolsas correspondientes al grupo 1 y 4, y a todas las demás se les fue adicionando una cinta adhesiva testigo por cada ciclo realizado



con el propósito de llevar un control sobre el número de veces que fueron esterilizados posteriormente. Al llegar a los 5 ciclos el grupo 2 y 5 fue descartado de esta fase, dejando solo al grupo 3 y 6 hasta cumplir los 10 ciclos de autoclave (FIG. 6).

Para la evaluación de la resistencia a la fatiga cíclica se diseñó una base de plexiglass que permitiera mantener estático un bloque de acero inoxidable con conductos artificiales (FIG.7) y otra que mantuviera de igual forma el contrángulo de la pieza de mano durante la fase experimental (FIG. 8).

El bloque de acero inoxidable con los tres conductos artificiales contaba a su vez con tres curvaturas diferentes, pero para este estudio

FIG 6. Grupo 1 a 6 con el número de ciclos de esterilización completados. Se observa la cinta testigo con la cantidad de ciclos rotulada.

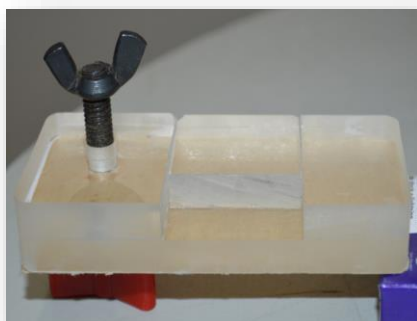


FIG 7. Base de plexiglass para el bloque de acero.



FIG 8. Base de plexiglass para el contrángulo.



FIG 9. Bloque de acero con conductos artificiales de 90, 45 y 30° de curvatura y 6 mm de radio

solamente se utilizó el conducto central con una curvatura de 45 grados y un radio de 6mm en base a la regla de Schneider<sup>x</sup>. A su vez este contiene una tapa de plexiglass que permite observar el momento en que el instrumento se fractura y que puede ser retirada para extraer el fragmento fracturado (FIG. 9). Dicho bloque fue colocado en la base de plexiglass fabricada a la medida, de tal forma que el bloque permaneciera fijo al colocarse sobre la base. Este a su vez



FIG 10. Taladro Industrial de banco. Las manijas laterales permiten que la cabeza del taladro descienda sobre su propio eje.

contenía una prensa para ser detenida sobre una placa de metal que serviría para sostener tanto la base de plexiglass como el cubo de acero; la placa es parte de un taladro industrial de banco (Craftsman, USA) utilizado en trabajos industriales y que fué acondicionado para realizar este estudio; este permitía que la cabeza del taladro donde se inserta la broca descendiera en mediante un mecanismo de elevador manual (FIG. 10).

El contrángulo de reducción 8:1 utilizado corresponde a un motor eléctrico de torque controlado (Elements; SybronEndo, Orange, Ca) y fue fijado en la base de plexiglass fabricada con las siguientes características: 1.- La base contenía un orificio donde se le introdujo una varilla de metal roscada de 6" la cual fue atornilla con dos tuercas hexagonales de 1/8". Esta varilla a

su vez fue introducida en la cabeza del taladro de banco de tal forma que permitiera que, una vez asegurada, la varilla con la base de plexiglass atornillada pudiera bajar y subir de forma libre. 2.- En la base de plexiglass fue montado el contrángulo de reducción junto con el instrumento rotatorio dentro de una base de plástico prefabricada que lo mantenía estático tanto en los movimientos de subida y bajada del taladro, como en el cambio de instrumentos (FIG. 10.1).

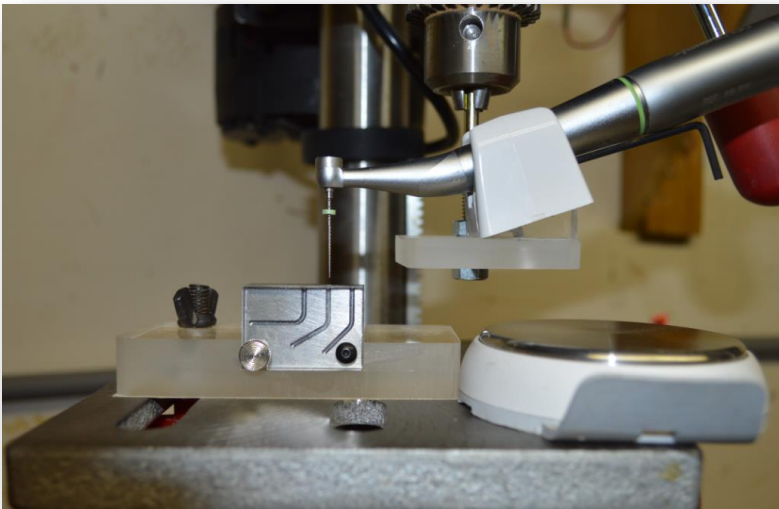


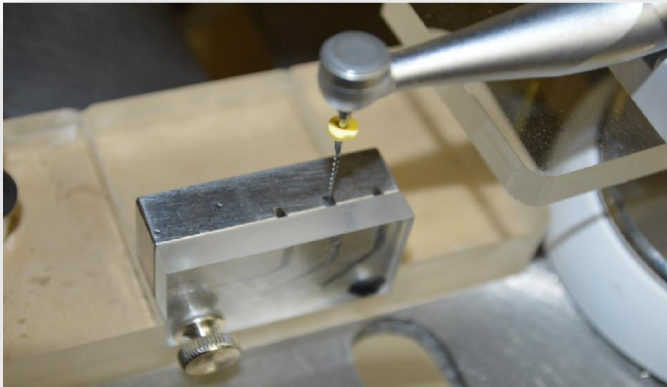
FIG 10. Taladro de banco comercial con las bases de plexiglass fabricadas montadas; al igual que el bloque de acero, contrángulo de reducción y pedal del motor eléctrico en posición.



FIG 10.1 Motor eléctrico de torque controlado Elements (SybronEndo).

El taladro comercial permitía mover y fijar de forma libre la placa metálica que sirvió de base para el bloque de acero. Adicionalmente se situó el pedal del motor eléctrico de torque controlado (Elements; SybronEndo, Orange, Ca) que activa el contrángulo por debajo de la base de plexiglass del contrángulo (FIG 10.1). Debido a esto, la placa metálica fue nivelada de tal forma que al descender la base de plexiglass del contrángulo sobre la que se encontraba montado, esta contactara el pedal y lo activara simultáneamente.

El eje central del instrumento rotatorio se alineó de forma paralela a la entrada del conducto artificial y se verificó que el instrumento entrara de forma centrada (FIG. 11 y 11.1). La longitud de trabajo fue determinada a 18 mm para todos los instrumentos con un bloque de acero inoxidable milimetrado (FIG. 12). También, tanto el instrumento como el conducto artificial fueron lubricados con grasa sintética 3 en 1 (WD-40, San Diego, Ca) para disminuir la fricción de los metales (FIG.



13).

Una vez en posición, el contrángulo con el instrumento rotatorio y el bloque de acero con el conducto artificial, se inició con la prueba de resistencia a la fatiga cíclica donde, descendiendo la cabeza del taladro para llevar al instrumento a la longitud de trabajo establecida se activaba el peda



FIG 12. Bloque de acero inoxidable milimetrado para establecer la longitud de trabajo de todos los instrumentos.

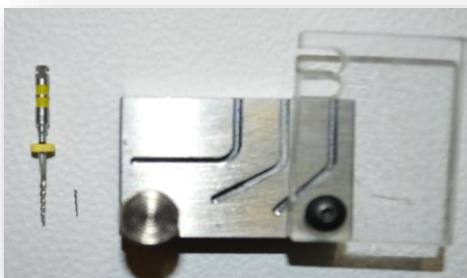


FIG 14. Lubricación del instrumento y el conducto artificial.

para girar el instrumento dentro del conducto artificial hasta que se diera la fractura. Esta era detectada audiovisualmente (FIG. 15). Al ocurrir la fractura, la cabeza del taladro era elevada para permitir que el instrumento saliera del conducto artificial y el cubo de acero era extraído de la base para remover el fragmento fracturado del instrumento (FIG.16).



FIG 15. Inicio de la prueba de resistencia a la fatiga cíclica.  
Notéase como la base de plexiglass hace contacto con el pedal del motor eléctrico, activando así el contrángulo.



cada instrumento evaluado. De esta forma se obtuvo una secuencia de video

Este procedimiento fue grabado con una cámara de video (Iphone 5s, Apple) a una velocidad de 120 cuadros por segundo para

FIG 16. Fragmento del instrumento fracturado removido del conducto artificial del bloque de acero.

donde se pudo revisar y medir el tiempo que transcurrió desde el inicio de la prueba hasta la fractura, utilizando un software de edición de video (Movie Maker, Windows 8) que cuenta con la herramienta de cronómetro de hasta

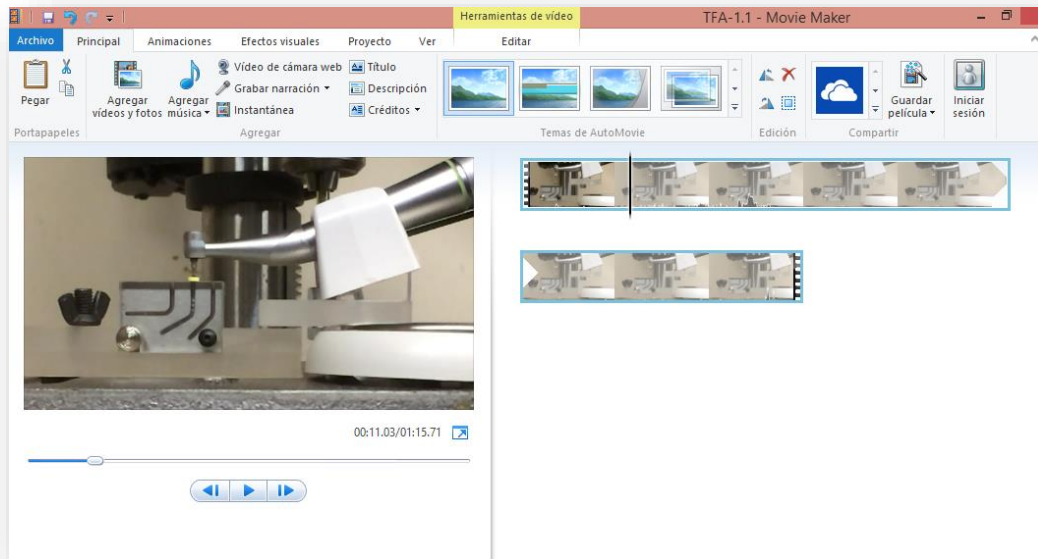


FIG 17. Software de edición de video para revisar y medir del inicio hasta el final de la prueba de resistencia a la fatiga cíclica. El tiempo se pudo medir en base al contador que contiene el software de 1/100 Seg.

1/100 seg (FIG.17).

El número de ciclos a la fractura (NCF) para cada instrumento fue calculado utilizando la siguiente formula: tiempo total (segundos) a la fractura multiplicado por la velocidad de rotación (5 revoluciones por segundo, 300rpm).

También se registraron las longitudes del fragmento fracturado con una regla milimétrica (NSK, Japón) para determinar en qué sitio ocurrió la

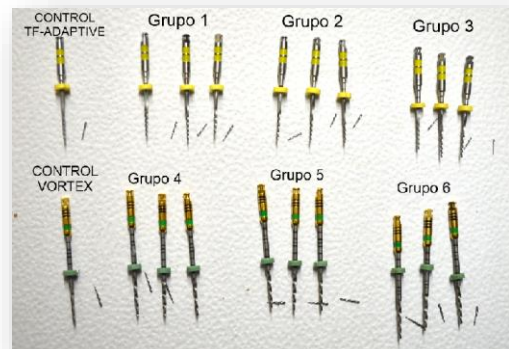


FIG 18. Instrumentos con su fragmento una vez concluida la prueba.

separación contabilizando por tercios de 7mm a partir de la punta activa (FIG. 18). Para el análisis estadístico se denominó de forma cuantitativa como: tercio apical de D0-D7; tercio medio D8-D14; y tercio coronal D15-D21.

Al concluir con la fase de la prueba de resistencia a la fatiga cíclica se acudió a las instalaciones de la Facultad de Ciencias Químicas e Ingeniería de la Universidad Autónoma



FIG 19. Microscopio electrónico analítico de transmisión de alta resolución.

de Baja California, campus Mexicali,

donde los fragmentos fracturados fueron observados bajo un microscopio electrónico analítico de transmisión de alta resolución (JEOL, JSM-6010LA) el cual es comúnmente utilizado en ciencias de microscopía electrónica y campos de aplicación como la nanotecnología, análisis de materiales, análisis de fallos en semiconductores, ciencias de la vida y control de calidad (FIG. 19). Las muestras fueron colocadas sobre una placa metálica y situada dentro del campo de trabajo del microscopio con una capacidad de hasta 800 aumentos, donde se concentró el haz de luz para obtener imágenes de alta resolución (FIG.20). Esto permitió evaluar los hallazgos topográficos de las superficies fracturadas de todos los

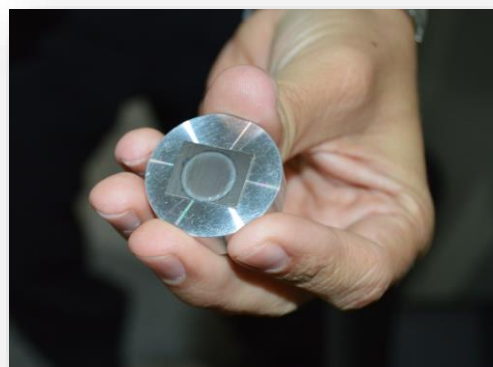
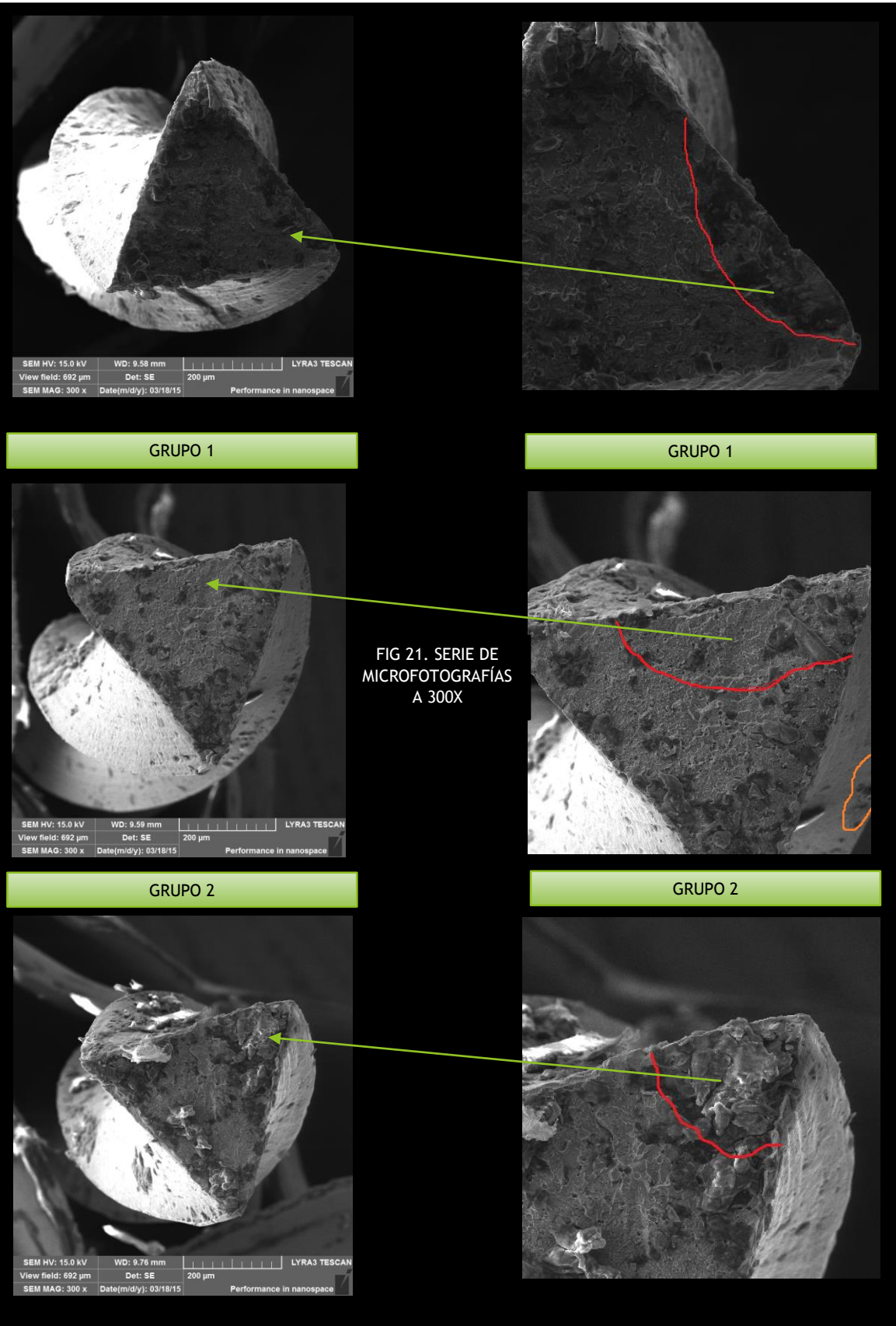
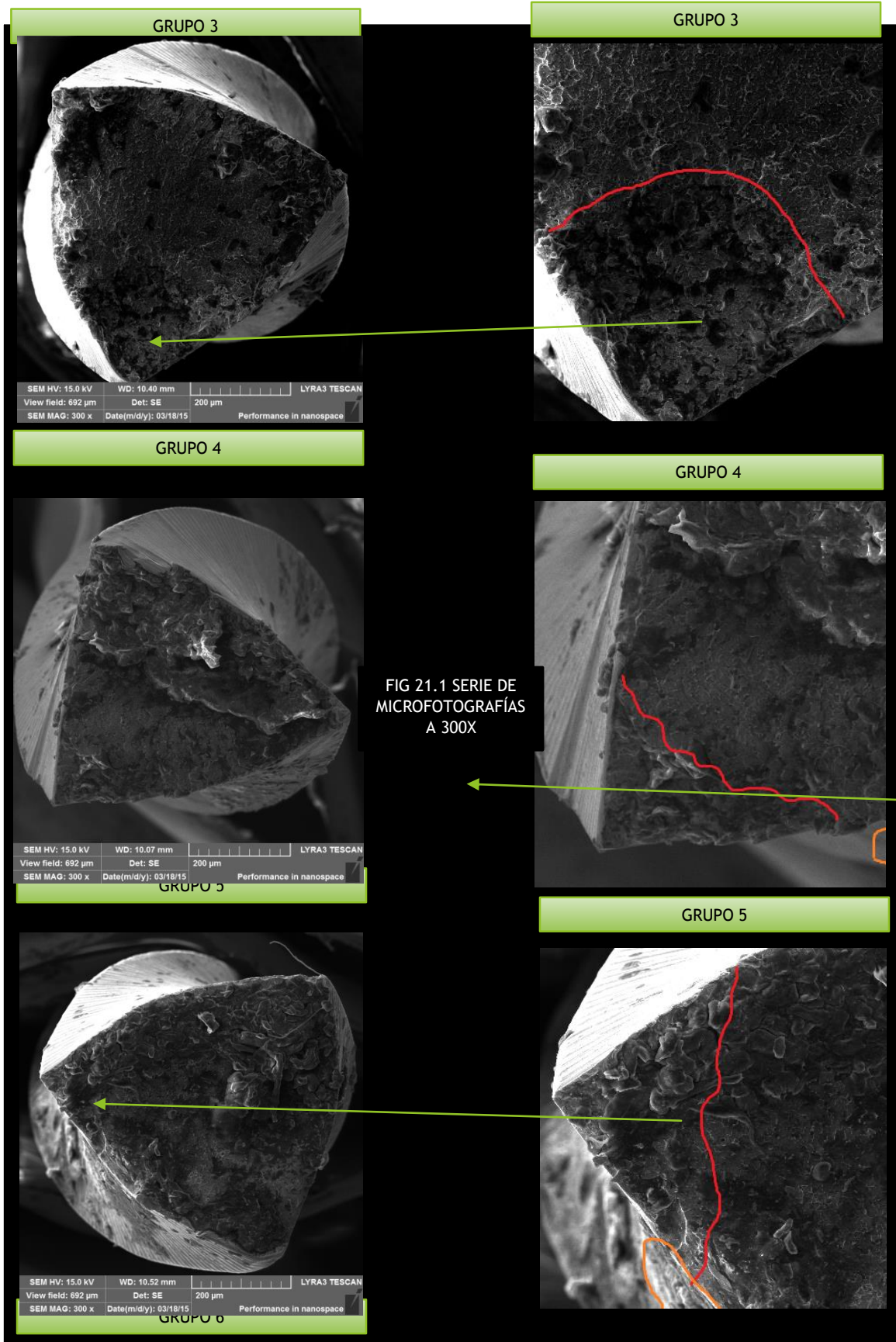


FIG 20. Base para la colocación de las muestras en el microscopio electrónico analítico.

grupos de ambos sistemas y sus ciclos de esterilizaciones correspondientes, mismas que podemos observar y comparar en una serie de microfotografías de corte transversal vistas a 300 aumentos. Entre los hallazgos podemos observar la diferencia en su forma geométrica al igual que en sus ángulos de corte. También podemos distinguir el trayecto de fractura que se presentó durante la prueba de resistencia a la fatiga cíclica el cual se marcó con una línea roja al igual que indicios de corrosión en las áreas con línea naranja (FIG 21 y FIG 21.1).

Finalmente, en una microfotografía observada a 800 aumentos, se puede visualizar claramente una línea de micro fractura que inicia en el borde del instrumento y que se propaga hacia el interior del mismo; signo característico de una fractura por fatiga cíclica (FIG.22).





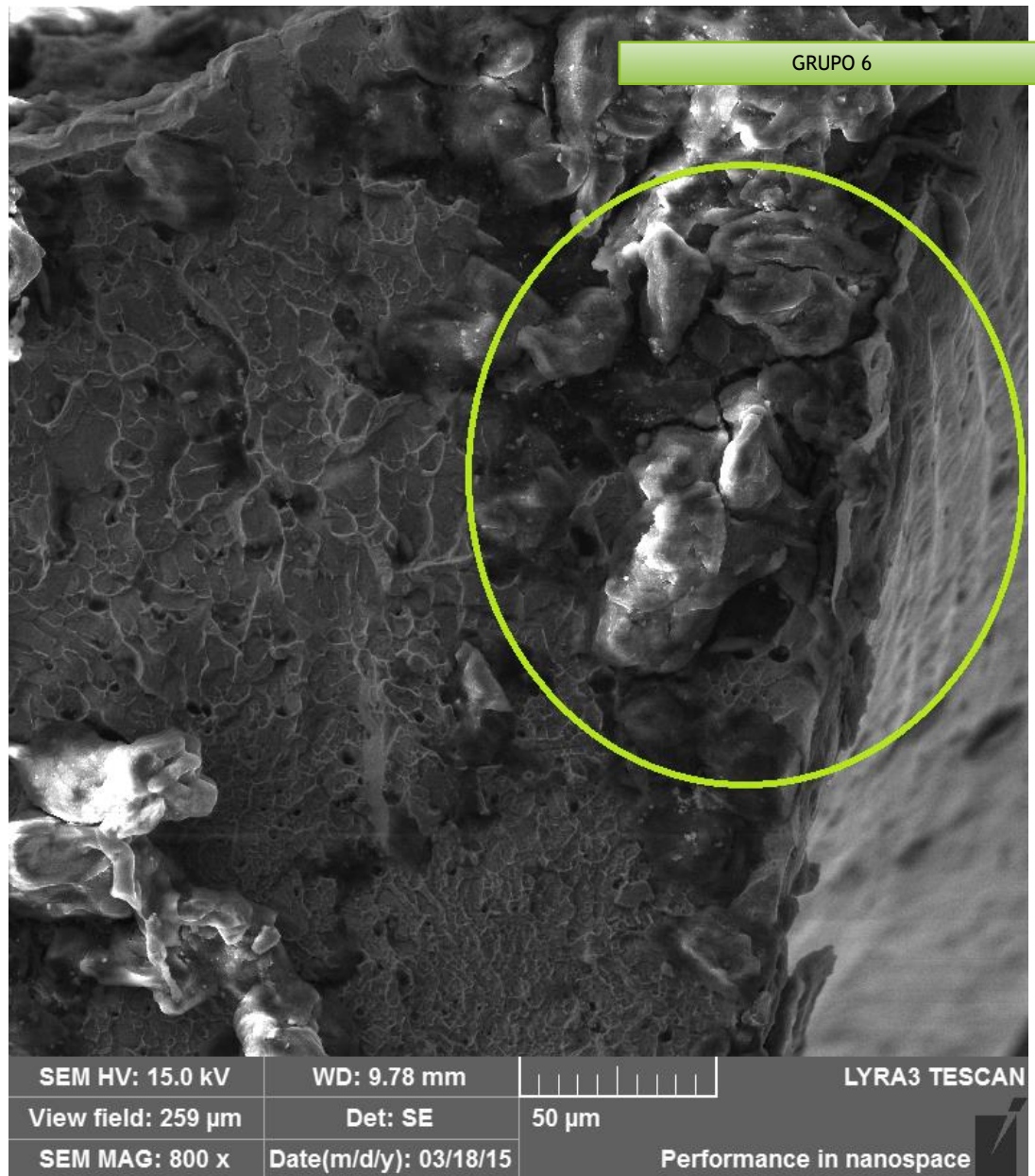


FIG.22

Micro fractura que inicia en el borde del instrumento y se propaga hacia el interior.

## 17. Resultados

Dentro de los resultados obtenidos en la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica se pudo observar que ambos sistemas experimentales, TF-Adaptive y ProFile Vortex, disminuyen su capacidad de resistencia después de haber sido sometidos a procesos de esterilización en autoclave. Sin embargo, se demostró que también existe una relación en cuanto al número de ciclos a la fractura y el número de procesos de esterilización en autoclave a los que son sometidos; esta alteración resultó ser dependiente del número de veces en las que fue esterilizado cada instrumento donde: TF-Adaptive mostró un aumento en la cantidad de ciclos a la fractura al ser sometido en un mayor número de ocasiones al autoclave mientras que ProFile Vortex mostró lo opuesto, tal como se observa en las tablas de resultados 1 a 6.

En cuanto a los cambios topográficos observados en el microscopio, en ambos sistemas los hallazgos fueron similares al comparar ambos sistemas pero con un aumento en la cantidad de corrosión a medida que aumentaban los ciclos de esterilización de cada uno.

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 1

| <i>MUESTRA</i>  | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|-----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>TFA 1.1</i>  | 1:25.80                           | 429.00                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 1.2</i>  | 1:10.86                           | 354.30                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 1.3</i>  | 1:00.07                           | 300.35                                      | APICAL                        |
| <i>PROMEDIO</i> | 1:12.24                           | 361.21                                      |                               |

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 2

| <i>MUESTRA</i> | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>TFA 5.1</i> | 1:05.40                           | 327.00                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 5.2</i> | 1:40.66                           | 503.30                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 5.3</i> | 1:42.67                           | 513.35                                      | APICAL                        |

|                 |                |               |  |
|-----------------|----------------|---------------|--|
| <b>PROMEDIO</b> | <b>1:29.57</b> | <b>447.88</b> |  |
|-----------------|----------------|---------------|--|

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 3

| <i>MUESTRA</i>  | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|-----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>TFA 10.1</i> | 2.10.56                           | 652.80                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 10.2</i> | 1:07.73                           | 338.65                                      | APICAL                        |
| <i>TFA 10.3</i> | 1:29.46                           | 447.30                                      | APICAL                        |
| <b>PROMEDIO</b> | <b>1:39.25</b>                    | <b>479.58</b>                               |                               |

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 4

| <i>MUESTRA</i> | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>VOX 1.1</i> | 1:17.52                           | 387.60                                      | APICAL                        |
| <i>VOX 1.2</i> | 1:22.70                           | 413.50                                      | APICAL                        |

|                 |         |        |        |
|-----------------|---------|--------|--------|
| <i>VOX 1.3</i>  | 2:20.07 | 700.35 | APICAL |
| <i>PROMEDIO</i> | 1:40.06 | 500.45 |        |

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 5

| <i>MUESTRA</i>  | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|-----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>VOX 5.1</i>  | 1:31.70                           | 458.50                                      | APICAL                        |
| <i>VOX 5.2</i>  | 1:29.04                           | 445.20                                      | APICAL                        |
| <i>VOX 5.3</i>  | 1:34.83                           | 474.15                                      | APICAL                        |
| <i>PROMEDIO</i> | 1:31.85                           | 459.28                                      |                               |

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO 6

| <i>MUESTRA</i>  | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|-----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>VOX 10.1</i> | 1:17.00                           | 385.00                                      | APICAL                        |

|                 |         |        |        |
|-----------------|---------|--------|--------|
| <i>VOX 10.2</i> | 1:00.06 | 300.30 | APICAL |
| <i>VOX 10.3</i> | 1:22.74 | 413.70 | APICAL |
| <i>PROMEDIO</i> | 1:13.26 | 366.33 |        |

TABLA DE RESULTADOS: GRUPO CONTROL

| <i>MUESTRA</i> | <i>TIEMPO A LA FRACTURA (TCF)</i> | <i>NÚMERO DE CICLOS A LA FRACTURA (NCF)</i> | <i>SITIO DE FRACTURA (SF)</i> |
|----------------|-----------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| <i>TFA</i>     | 2:01.47                           | 607.35                                      | APICAL                        |
| <i>VOX</i>     | 1:45.35                           | 526.75                                      | APICAL                        |

## 18. Análisis estadístico

Los resultados fueron sometidos a un análisis estadístico descriptivo básico utilizando el sistema SPSS para evaluar si las diferencias encontradas son estadísticamente significativas (Tabla A). Adicionalmente se presentan los resultados obtenidos de forma estadísticamente descriptiva. (TABLA B).

| Grupo                                     |                                  | N | Mínimo | Máximo | Media    |
|-------------------------------------------|----------------------------------|---|--------|--------|----------|
| Sistema TFA a 1 ciclo de esterilización   | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 60.07  | 85.80  | 72.2433  |
|                                           | N válido (según lista)           | 3 |        |        |          |
| Sistema TFA a 5 ciclos de esterilización  | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 65.40  | 102.67 | 89.5767  |
|                                           | N válido (según lista)           | 3 |        |        |          |
| Sistema TFA a 10 ciclos de esterilización | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 67.63  | 130.56 | 95.8833  |
|                                           | N válido (según lista)           | 3 |        |        |          |
| Sistema VOX a 1 ciclo de esterilización   | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 77.52  | 140.07 | 100.0967 |

|                                           |                                  |   |       |        |          |
|-------------------------------------------|----------------------------------|---|-------|--------|----------|
| Sistema VOX a 5 ciclos de esterilización  | N válido (según lista)           | 3 |       |        |          |
|                                           | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 82.70 | 140.07 | 104.8233 |
| Sistema VOX a 10 ciclos de esterilización | N válido (según lista)           | 3 |       |        |          |
|                                           | Tiempo de fractura (en segundos) | 3 | 60.06 | 82.74  | 73.2667  |
|                                           | N válido (según lista)           | 3 |       |        |          |

**TABLA A**  
Análisis estadístico básico

### Estadísticos descriptivos

| Grupo                                     |                                  | Desv. típ. |
|-------------------------------------------|----------------------------------|------------|
| Sistema TFA a 1 ciclo de esterilización   | Tiempo de fractura (en segundos) | 12.92066   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |
| Sistema TFA a 5 ciclos de esterilización  | Tiempo de fractura (en segundos) | 20.96171   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |
| Sistema TFA a 10 ciclos de esterilización | Tiempo de fractura (en segundos) | 31.95294   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |
| Sistema VOX a 1 ciclo de esterilización   | Tiempo de fractura (en segundos) | 34.71467   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |
| Sistema VOX a 5 ciclos de esterilización  | Tiempo de fractura (en segundos) | 30.85443   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |
| Sistema VOX a 10 ciclos de esterilización | Tiempo de fractura (en segundos) | 11.79190   |
|                                           | N válido (según lista)           |            |

**TABLA B**  
Análisis estadístico descriptivo

## 18.1- Interpretación del análisis estadístico

Como los instrumentos rotatorios se sometieron a diversos ciclos de esterilización, se realizó un análisis de varianza de una vía por sistema rotatorio, AFT y VOX, para verificar si existe o no diferencia en el promedio del tiempo de fractura. Se utilizó el programa estadístico SigmaPlot. En ambos sistemas rotatorios, AFT y VOX, se observó que no existe diferencia estadísticamente significativa en el tiempo de fractura observado (TFA,  $P=0.480$ ; VOX,  $P=0.350$ ), cuando estos han sido sometidos a distintos ciclos de esterilización.

Se realizó prueba t de student para comparar los promedios de los tiempos de fractura entre los sistemas TFA y VOX a 1, 5 y 10 ciclos respectivamente. Encontrándose que en todos los casos no hay diferencia significativa entre los tiempos promedios de fractura registrados de cada sistema.

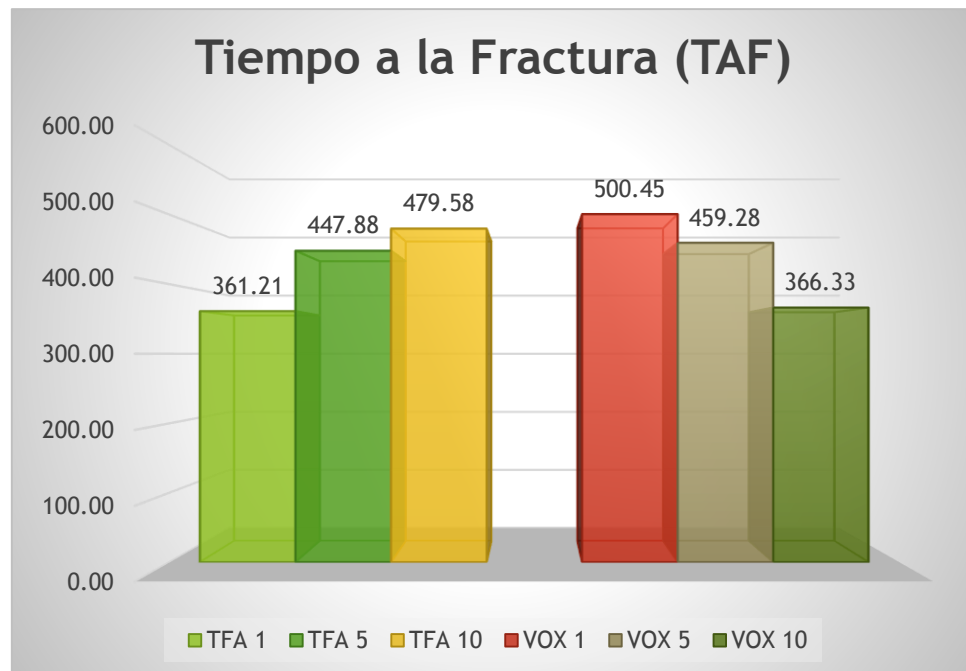
Para la comparación entre los sistemas TFA y VOX a 1 ciclo de esterilización. Se establecieron las hipótesis de trabajo, considerando que la  $H_0$ : el tiempo promedio de fractura en ambos sistemas es igual cuando son sometidos a 1 ciclo de esterilización; y  $H_1$ : el tiempo promedio de fractura en ambos sistemas es diferente cuando son sometidos a 1 ciclo de esterilización. Se acepta la  $H_0$  ya que no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los promedios de tiempo de fractura ( $P=0.263$ ).

Para la comparación entre los sistemas TFA y VOX a 5 ciclos de esterilización. Se establecieron las hipótesis de trabajo, considerando que la  $H_0$ : el tiempo promedio de fractura en ambos sistemas es igual cuando son sometidos a 5 ciclos de esterilización; y  $H_1$ : el tiempo promedio de fractura en ambos

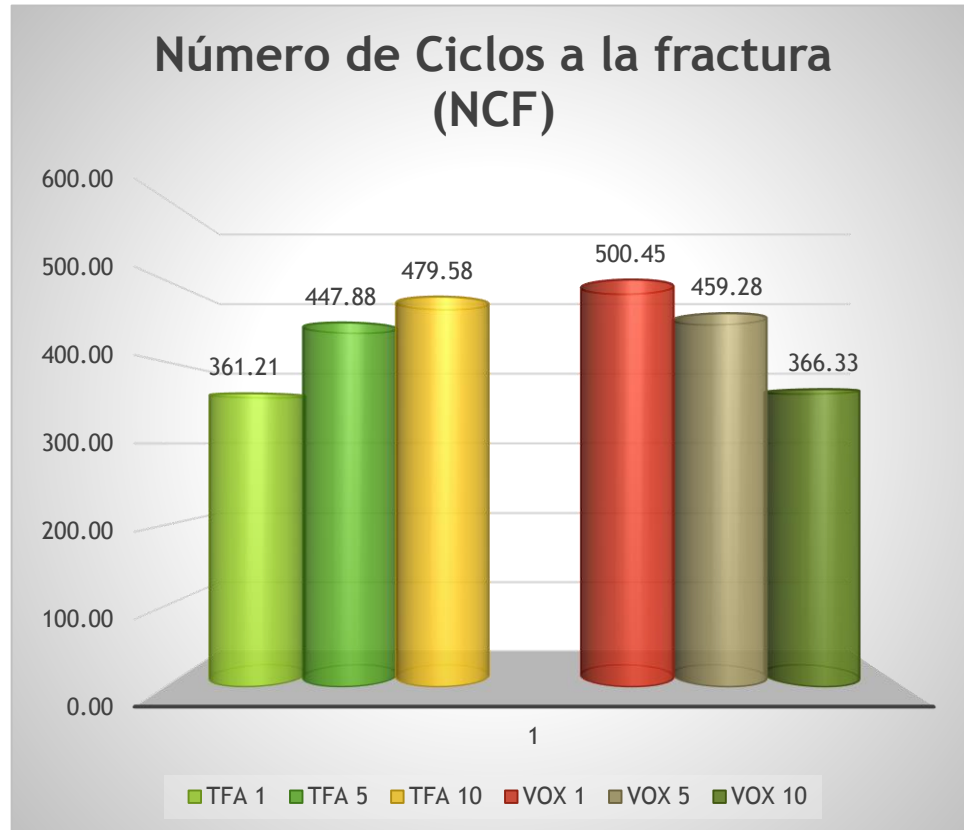
sistemas es diferente cuando son sometidos a 5 ciclos de esterilización. Se acepta la  $H_0$  ya que no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los promedios de tiempo de fractura ( $P= 0.518$ )

Para la comparación entre los sistemas TFA y VOX a 10 ciclos de esterilización. Se establecieron las hipótesis de trabajo, considerando que la  $H_0$ : el tiempo promedio de fractura en ambos sistemas es igual cuando son sometidos a 10 ciclos de esterilización; y  $H_1$ : el tiempo promedio de fractura en ambos sistemas es diferente cuando son sometidos a 10 ciclos de esterilización. Se acepta la  $H_0$  ya que no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los promedios de tiempo de fractura ( $P=0.057$ ).

GRÁFICA 1



GRÁFICA 2



19.

### Discusión

En el presente estudio se hace una comparación entre dos sistemas rotatorios de Níquel-Titanio, TF-Adaptive y ProFile Vortex, mediante una prueba de resistencia a la fatiga cíclica. Esta prueba fue realizada utilizando un bloque de acero con conductos artificiales y con una curvatura de 45 grados a una velocidad constante de 300 rpm. Se demostró la diferencia que existe en cuanto al número de ciclos a la fractura entre instrumentos nuevos e instrumentos que fueron sometidos a múltiples ciclos de esterilización siendo estos últimos los que disminuyen su resistencia a la fractura.

En el 2006, En el 2011, Casper; Hilfer y Plotino, mencionan en estudios realizados que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre

instrumentos nuevos e instrumentos sometidos a múltiples ciclos de esterilización en autoclave. Tomando en cuenta los resultados obtenidos, diferimos con los estudios anteriormente mencionados siendo que los datos demuestran una disminución en el tiempo a la fractura del instrumento rotatorio aunque es importante mencionar que el número de muestras utilizadas en esta investigación pudo haber influido en esta diferencia.

En el estudio realizado por Viana en el 2006, evaluaron el efecto en el comportamiento mecánico y resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio en repetidos ciclos de esterilización en autoclave y demostró que los procesos de esterilización a los que son sometidos los instrumentos, pueden considerarse como seguros ya que producen un aumento significativo en la resistencia a la fatiga cíclica. Por lo tanto, estamos de acuerdo con el estudio mencionado ya que en esta investigación se comprobó que los instrumentos rotatorios sometidos a múltiples ciclos de autoclave sufren un aumento en el número de ciclos a la fractura del instrumento. Sin embargo la cantidad de instrumentos probados es muy pequeña por lo que no presente resultados estadísticamente significativos.

## 20. Conclusiones

La comparación entre dos sistemas rotatorios de Níquel-Titanio diferentes, mediante una prueba de resistencia a la fatiga cíclica después de haber sido sometidos a múltiples ciclos de esterilización en autoclave, puede

arrojar resultados muy variables. Concluimos que el número de ciclos de esterilización aplicados da como consecuencia una modificación en la resistencia del instrumento rotatorio a la fractura.

Bajo las condiciones de este estudio podemos concluir que:

- Los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, TF-Adaptive mostraron un aumento en el resultado a la prueba de resistencia a la fatiga cíclica al ser sometidos a más de 5 ciclos de esterilización mientras que ProFile Vortex fue lo opuesto. Sin embargo, en el análisis estadístico de los datos obtenidos en la prueba, dan como resultado que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre los sistemas TF-Adaptive y ProFile Vortex, independientemente del número de ciclos de esterilización a los que sean sometidos; por lo que se sugiere realizar mas estudios con un número mayor de muestras en busca de resultados que logren comprobar estadísticamente la modificación de la resistencia de instrumentos de Níquel-Titaio en una prueba de resistencia a la fatiga cíclica

## 20. Referencias Bibliográficas

1.- Ove A. Peters et al., Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments, Journal of Endodontics, 06/2007; 33(5):589-93

2.- Uei-Ming Li et al., Cyclic Fatigue of Endodontic Nickel Titanium Rotary Instruments: Static and Dynamic Tests, Journal of Endodontics, June 2002, Volume 28, Issue 6, Pages 448-451

3.- Paul B. Hilfer et al., Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods, Journal of Endodontics, 2011 Jan;37(1):72-4

4.- Caroline R. A. Valois et al., Multiple Autoclave Cycles Affect the Surface of Rotary Nickel-Titanium Files: An Atomic Force Microscopy Study, Journal of Endodontics, 2008 Jul;34(7):859-62

5.- Rhett B. Casper et al., Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems, Journal of Endodontics, 2011 Nov;37(11):1572-5

6.- Heather L. Gnau et al., Rapid Chairside Sterilization of Endodontic Files Using 6% Sodium Hypochlorite, Journal of Endodontics, September 2009, Vol. 35, Number 9, Pages 1253-1254

7.- Craig A. Hurtt et al., The Sterilization of Endodontic Hand Files, Journal of Endodontics, 1996 Jun Vol. 22;22(6):321-2

8.- Gianluca Plotino et al., Experimental Evaluation on the Influence of Autoclave Sterilization on the Cyclic Fatigue of New Nickel-Titanium Rotary Instruments, Journal of Endodontics, 2012 Feb;38(2):222-5

9.- Eugenio Pedulla et al., Cyclic Fatigue Resistance of Three Different Nickel-Titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite, Journal of Endodontics, 2011 Aug;37(8):1139-42

10.- Richard G. Neal et al., Effect of Sterilization and Irrigants on the Cutting Ability of Stainless Steel Files, Journal of Endodontics, March 1983, Volume 9, Issue 3, Pages 93-96

11.- G. W. Iverson et al., The Effects of Various Sterilization Methods on the Torsional Strength of Endodontic Files, Journal of Endodontics , June 1985, Volume 11, Issue 6, Pages 266-268

12.- Samuel B. Mize et al., Effect of Sterilization on Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments, Journal of Endodontics, 1998 Dec;24(12):843-7

13.- Marta Chaves Craveiro de Melo et al., Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments, Journal of Endodontics, 2002 Nov;28(11):765-9

14.- Viana et al., Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments, International Endodontic Journal, Sep 2006;39(9):709-715

15.- Mario Roberto Leonardo, Sistemas Rotatorios en Endodoncia, Artes Medicas Latinoamericanas 2002, 327p

16.- Ingle JI et al., The Need for Endodontic Instrument Standardization. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1955, :8:121

17.- [google.com/patents/US5017138](http://google.com/patents/US5017138)

18.- Arnalldo Castellucci, Endodontics Vol 2, Il Tridente 2005, P 356-393

19.- C. Michael Larsen et al., Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments, Journal of Endodontics, 2009;35:404-403

20.- Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, eds. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Stuttgart: Thieme; 2001:52-6,77-103.

21.- Satish B. Alapati et al., Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments, Jorunal of Endodontics, 2009 Nov;35(11):1589-93

22.- [en.wikipedia.org/wiki/R-Phase](http://en.wikipedia.org/wiki/R-Phase)

23.- P. Šittner et al., R-phase transformation phenomena in thermomechanically loaded NiTi polycrystals, *Mechanics of Materials* 38 (2006) 475-492

24.- Jung-Hong Ha et al., Effect of R-phase Heat Treatment on Torsional Resistance and Cyclic Fatigue Fracture, *Journal of Endodontics*, March 2013 Volume 39, Issue 3, Pages 389-393

25.- Gianluca Gambarini et al., Angular deflection of rotary nickel titanium files: a comparative study, *Ann Ist Super Sanità* 2009 | Vol. 45, No. 4: 423-426

26.- Richard Gergi et al., Micro-Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Instruments, *Journal of Endodontics*, August 2014 Volume 40, Issue 8, Pages 1223-1227

27.- Ertugrul Karatas et al., Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments, *Journal of Endodontics*, February 2015 Volume 41, Issue 2, Pages 261-264

28. [web.sybronendo.com/portals/162977/docs/asedownload\\_rootcanalp rep.pdf](http://web.sybronendo.com/portals/162977/docs/asedownload_rootcanalp rep.pdf)

29.- Gianluca Gambarini, TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation "Rotary when you want it, Reciprocation when you need it", Oral Health Journal, May 2013

30. [sybronendo.com.mx/wpcontent/uploads/2013/10/Limask3XF\\_SybronEndo\\_KaVo\\_Kerr\\_Ormco\\_18122013.pdf](http://sybronendo.com.mx/wpcontent/uploads/2013/10/Limask3XF_SybronEndo_KaVo_Kerr_Ormco_18122013.pdf)

31.- [sybronendo.com/cms-filesystem-action?file=/sybronendo-pdf/K3XF-Tech\\_Card.pdf](http://sybronendo.com/cms-filesystem-action?file=/sybronendo-pdf/K3XF-Tech_Card.pdf)

32.- Ya Shen et al., ProFile Vortex Instruments after Clinical Use: A Metallurgical Properties Study, Journal of Endodontics , 2012 Dec;38(12):1613-7

33. [tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab\\_Content\\_\\_Endo\\_Access\\_Shaping/ProFile\\_Vortex\\_Rotary\\_Files\\_DFU.sflb.ashx](http://tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content__Endo_Access_Shaping/ProFile_Vortex_Rotary_Files_DFU.sflb.ashx)

34.- Jose Soares y Fernando Goldberg, Endodoncia-Técnica y Fundamentos, 3ra Edición 2003, Editorial Medica Panamericana, p 425

35.- Sameer Punathi et al., Chairside sterilization of endodontic hand files, International Journal of Advanced Research in Biological Sciences, i.2014; 1(5):162-165

36.- [http://es.wikipedia.org/wiki/Fatiga\\_de\\_materiales](http://es.wikipedia.org/wiki/Fatiga_de_materiales)