



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLAS DE HIDALGO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CENTRO UNIVERSITARIO DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**

TESINA

**CARACTERÍSTICAS METALOGRAFICAS DE LOS SISTEMAS
ROTATORIOS CON MEMORIA CONTROLADA
HYFLEX CM Y TYPHOON INFINITE CM: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.**

Para obtener el grado de

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA:

C.D. BEATRIZ CERRITOS LÓPEZ

**ASESOR DE TESINA: CIRUJANO DENTISTA ESPECIALISTA EN ENDODONCIA
FERNANDO FERNÁNDEZ TREVIÑO**

**ASESOR METODOLÓGICO: MAESTRÍA EN FARMACOLOGÍA BÁSICA
HÉCTOR RUIZ REYES**

Morelia, Michoacán.
México, 2014

PRÓLOGO.

En la actualidad existen numerosos sistemas rotatorios NiTi, cada uno con características específicas en cuanto a la materia prima para su fabricación, número de instrumentos, forma de la sección transversal, conicidad y técnicas utilizadas. Por lo que, es importante que el endodoncista comprenda las diferencias y propiedades de cada sistema rotatorio para aprovechar las últimas tecnologías. Si bien en las últimas décadas se han verificado grandes avances en la preparación del conducto radicular, es indudable que los sistemas rotatorios NiTi son una innovación valiosa y en constante evolución, gracias al interés permanente buscando el mejoramiento de la preparación radicular y el realizar tratamientos con mayor rapidez, eficiencia y seguridad.

Con la intención de proporcionar una visión más amplia acerca de los sistemas rotatorios HyFlex y Typhoon, la presente tesina se centra precisamente en un tipo de materia prima de NiTi de reciente introducción para la fabricación de instrumentos endodónticos, llamada CM wire (memoria controlada). El tratamiento térmico de CM wire influye en el comportamiento de transformación de fase y propiedades mecánicas. Los estudios indican que los instrumentos hechos de CM wire poseen mayor flexibilidad y por lo tanto, son más resistentes a la fatiga cíclica, tienen mayor resistencia a la torsión y alta deformación antes de la fractura.

“Cada ser humano tiene un potencial que descubrir. Hay que forjarse metas y buscar una constante evolución”.

BEATRIZ CERRITOS LÓPEZ

2014

ÍNDICE GENERAL.

	PÁGINA
LISTA DE TABLAS.....	5
LISTA DE FIGURAS.....	6
RESUMEN.....	9
ABSTRACT.....	10
1. INTRODUCCIÓN.....	11
2. OBJETIVO GENERAL.....	13
3. JUSTIFICACIÓN.....	14
4. ANTECEDENTES GENERALES.....	16
4.1 IMPORTANCIA DE LA TERAPIA ENDODÓNTICA.....	16
4.2 TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN.....	18
4.2.1. TÉCNICA DE INSTRUMENTACIÓN MANUAL.....	18
4.2.2. INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA DE NiTi.....	19
4.3 METALURGIA DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS CON ALEACIÓN NÍQUEL- TITANIO (NiTi).....	20
4.4 FASES MICROESTRUCTURALES DE LA ALEACIÓN NiTi.....	20
4.4.1 TRANSFORMACIÓN MARTENSÍTICA INDUCIDA POR ESTRÉS.....	22
4.5 PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DE LA ALEACIÓN NiTi.....	24
4.5.1 SUPERELASTICIDAD.....	24
4.5.2 MEMORIA DE FORMA.....	26
4.6 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.....	28
4.6.1 VENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.....	28
4.6.2 DESVENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.....	29
4.7 FRACTURA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS NiTi.....	30
4.7.1 FACTORES QUE PUEDEN INFLUIR EN LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS.....	31
4.7.2 PARAMETROS PARA EVITAR LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS.....	33
4.8 TRATAMIENTOS TÉRMICOS.....	34
4.9 NUEVOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS CON CONTROL DE MEMORIA.....	35
4.9.1 CM Wire.....	35

4.9.2 SISTEMAS ROTATORIOS FABRICADOS CON EL ALAMBRE DE MEMORIA CONTROLADA.....	36
5. DIAGRAMA DE MAPA CONCEPTUAL.....	45
6. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS REVISTAS CONSULTADAS.....	46
7. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.....	48
8. DISCUSION.....	78
9. CONCLUSIONES.....	80
10. RECOMENDACIONES.....	81
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	82

LISTA DE TABLAS

		PAGINA
TABLA I	Características de las fases estructurales de la aleación NiTi.	19
TABLA II	Tamaño y conicidad de la serie de limas HyFlex CM.	36
TABLA III	Tamaños adicionales disponibles de las limas HyFlex CM.	39
TABLA IV	Secuencia de las limas HyFlex CM, técnica corono-apical.	39
TABLA V	Lista de revistas consultadas, descripción de su índice y factor impacto.	44
TABLA VI	Representa la cantidad y tipos de artículos consultados de cada una de las Revistas científicas.	45
TABLA VII	Media y desviación estándar de los valores obtenidos en el artículo Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel.	50
TABLA VIII	Análisis estadístico de los Resultados obtenidos en el artículo Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments.	56

LISTA DE FIGURAS.

		PAGINA
FIGURA 1	Representación de la conicidad ideal.	14
FIGURA 2	Representa la transportación y perforación del conducto radicular.	15
FIGURA 3	Transformación de fases de la aleación NiTi.	20
FIGURA 4	Representación de la Transformación Martensítica.	21
FIGURA 5	Curva de resistencia a la tensión.	23
FIGURA 6	Cambios de propiedad vs Temperatura de la aleación NiTi.	24
FIGURA 7	Fotomicrografía de la superficie de una lima fracturada (NEY).)	30
FIGURA 8	Representación de Control de Memoria.	34
FIGURA 9	Serie estándar del sistema HyFlex CM.	35
FIGURA 10	HyFlex, sección transversal cuadrada.	35
FIGURA 11	HyFlex, sección transversal triangular.	36
FIGURA 12	Serie de limas estándar del sistema HyFlex CM.	37
FIGURA 13	Lima 25/.08, sección transversal triangular.	37
FIGURA 14	Lima 20/.04, sección transversal cuadrangular.	37
FIGURA 15	Lima 25/.04, sección transversal cuadrangular.	38
FIGURA 16	Lima 20/.06, sección transversal triangular.	38
FIGURA 17	Lima 30/.04, sección transversal triangular.	38
FIGURA 18	Lima 40/.04, sección transversal triangular.	38
FIGURA 19	Representación de una lima HyFlex CM antes y después de uso.	40
FIGURA 20	Sistema Rotatorio Typhoon	41
FIGURA 21	Paso 1: Lima Typhoon 35/.06	41
FIGURA 22	Paso 2: Lima Typhoon 20/.04	41
FIGURA 23	Paso 3: Lima Typhoon 30/.04	41
FIGURA 24	Paso 4: Lima Typhoon 25/.06	41
FIGURA 25	Tratamiento endodóntico realizado con el sistema Typhoon	42
FIGURA 26	Mapa Conceptual que representa la estructura de la tesina	43
FIGURA 27	Representa la estrategia experimental del artículo An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments.	47
FIGURA 28	Diagramas de barras de media (\pm SD) del torque y el ángulo en la fractura.	48

FIGURA 29	Representa la estrategia experimental del artículo Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel.	49
FIGURA 30	Dispositivo utilizado para la prueba de rigidez.	50
FIGURA 31	Representa el esquema de la estrategia experimental del artículo Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments.	51
FIGURA 32	Torque en función del ángulo de las curvas de rotación para cada marca de 30/0.02	52
FIGURA 33	Torque en función del ángulo de las curvas de rotación para cada marca de 30/0.04	52
FIGURA 34	Representa la metodología utilizada en el artículo Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems.	53
FIGURA 35	Máxima carga torsional. Deflexión angular.	54
FIGURA 36	Esquema de la estrategia experimental del artículo: Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments.	56
FIGURA 37	Representa un gráfico radial de los resultados de éste estudio.	57
FIGURA 38	Representa la estrategia experimental del artículo Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments.	58
FIGURA 39	Representa los resultados del artículo Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments.	59
FIGURA 40	El Microscopio óptico mostró los instrumentos grabados con la estructura martensita lenticular de (B) TYP y (C) TYP-CM.	60
FIGURA 41	Esquema de la Estrategia experimental del artículo: Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments.	61
FIGURA 42	DSC curvas de cada prueba. La curva superior muestra el calentamiento y la curva inferior muestra el enfriamiento.	62

FIGURA 43	Representa la estrategia experimental del artículo An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method.	63
FIGURA 44	Dispositivo utilizado para la prueba de torsión, Magtrol FTS-100	64
FIGURA 45	Representa la estrategia experimental del artículo Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel- Titanium Rotary Instruments.	65
FIGURA 46	Fotomicrografía de una superficie de fractura de la lima NEYY.	66
FIGURA 47	Representa la estrategia experimental del artículo Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis.	67
FIGURA 48	Simulación de las condiciones de prueba para la flexión y torsión realizadas en este estudio.	68
FIGURA 49	Representa la estrategia experimental del artículo Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments	69
FIGURA 50	Fotomicrografía, superficie de fractura de (A) NEYY, (B) CM NEYY, (C) Typhoon, (D) instrumentos CM Typhoon con la propagación de la grieta y área de fractura (línea de puntos), orígenes de las grietas (flechas) en agua desionizada después de la inmersión NaOCl al 6% durante 25 minutos.	70
FIGURA 51	Representa la estrategia experimental del artículo Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals.	71
FIGURA 52	La anchura media del conducto (mm) medidos a 8 puntos de la terminación de los conductos ya instrumentados.	72
FIGURA 53	Estrategia experimental del artículo An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography.	73

RESUMEN.

Las aleaciones NiTi usadas para la fabricación de instrumentos endodónticos tienen la habilidad de alterar su tipo de enlace atómico, causando cambios cristalográficos y por lo tanto, significantes cambios en las propiedades mecánicas. Estos cambios se dan en función de la temperatura y el estrés. De modo que la aleación NiTi es capaz de sufrir una transformación no difusiva de su estructura dentro de la fase martensítica cuando se somete a tensión. Dicha transformación martensítica inducida por estrés es reversible y es la razón principal para aumentar la flexibilidad de los instrumentos endodónticos NiTi.

Las propiedades mecánicas de los instrumentos endodónticos de NiTi son controladas por trabajo en frío y tratamiento térmico durante su fabricación. Tratamientos térmicos a 400 °C antes del mecanizado son eficaces para reducir el endurecimiento de la aleación. Ebihara y cols (2011) mostraron que el tratamiento térmico de las limas puede mejorar su flexibilidad, lo que es eficaz para la preparación de conductos curvos. El tratamiento a 400 °C obtuvo los mejores resultados.

Los instrumentos rotatorios fabricados con CM wire (memoria controlada), a temperatura ambiente presentan en su estructura una combinación de martensita y austenita; al tener martensita se explica su menor rigidez, y por consiguiente al tener *mayor flexibilidad* podrían experimentar menor estrés. El instrumento no tiene rebote a su forma original (memoria controlada) y mayor resistencia a la fatiga, dando lugar a un menor riesgo de transportación o perforación. El presente trabajo de revisión bibliográfico está encaminado a conocer las características metalográficas de los sistemas rotatorios HyFlex CM y Typhoon infinite Flex CM, esto permitirá tener un mejor conocimiento en cuanto a las propiedades mecánicas de estos instrumentos, y de esta forma se podrán obtener mejores usos y aplicaciones durante el tratamiento de conductos radiculares.

PALABRAS CLAVE: memoria controlada, tratamiento térmico, flexibilidad, aleación NiTi, HyFlex CM, transportación.

ABSTRACT

NiTi alloys used for manufacturing endodontic instruments have the ability to alter the type of atomic bonding, causing crystallographic changes and therefore significant changes in the mechanical properties. These changes occur as a function of temperature and stress. So that the NiTi alloy is capable of undergoing transformation nondiffusive structure within the martensite phase when subjected to stress. This stress induced martensitic transformation is reversible and is the main reason for increasing the flexibility of the endodontic instruments NiTi.

The mechanical properties of NiTi endodontic instruments are controlled by cold working and heat treatment during fabrication. Heat treatments at 400 ° C before machining are effective to reduce hardening of the alloy. Ebihara et al (2011) demonstrated that heat treatment of the lime can improve flexibility, which is effective for the preparation of curved tubes. The treatment at 400 ° C obtained the best results.

The rotary tools made with wire CM (controlled memory), at room temperature present in its structure a combination of martensite and austenite; martensite having explained its lower stiffness, and hence to have greater flexibility may experience less stress. The instrument does not rebound to its original (memory controlled) and higher fatigue resistance, leading to a lower risk of perforation or transportation. The present work of literature review aims to meet the metallographic characteristics of rotary systems HyFlex CM and CM Typhoon infinite Flex, this will allow a better understanding as to the mechanical properties of these instruments, and thus may be better uses and applications during root canal treatment.

Keywords: controlled memory, heat treatments, flexibility, NiTi alloy, HyFlex CM, transportation.

1. INTRODUCCIÓN.

El concepto de limpieza y conformación del sistema de conductos establecido por Schilder, junto con la obturación tridimensional son la base de la terapia endodóntica. Dichos procedimientos para los conductos rectos son relativamente fáciles, pero la preparación de conductos curvos podría conducir a formar escalones, perforaciones o a la fractura del instrumento (Chaves Craveiro de Melo, 2002). Por lo tanto, la instrumentación de conductos curvos es uno de los mayores desafíos de la Endodoncia, buscando una mínima modificación de la forma original y con una total limpieza del sistema de conductos (Leonardi 2009).

En 1988 Walia propuso el uso del Nitinol, para la fabricación de instrumentos rotatorios de Endodoncia por sus excelentes propiedades mecánicas de superelasticidad y memoria de forma. Las aleaciones de Nitinol tienen gran resistencia y más bajo módulo de elasticidad, comparado con las aleaciones de acero inoxidable. El comportamiento superelástico significa que después de trabajar regresan a su forma original antes de la deformación. Dichas propiedades proveen una ventaja en la preparación de conductos curvos, porque sufren una deformación reversible (Thompson, 2000; Plotino, 2012).

En la década pasada, el uso de la instrumentación rotatoria (NiTi) ha revolucionado la Endodoncia, disminuyendo el tiempo de trabajo, la fatiga del operador, además de facilitar la limpieza y conformación del sistema de conductos. Dicho desarrollo ha traído una serie de cambios en la preparación de los conductos radiculares. Se utilizan instrumentos de mayor conicidad, ampliando la porción coronaria y media del conducto para remover todas las interferencias y así llegar más fácilmente al tercio apical. Este tipo de preparación permite además aumentar el volumen de la irrigación que llega a la zona apical y facilita la realización de una obturación tridimensional y hermética (Leonardi, 2009; Sonntag, 2007; Caicedo 2011).

Los nuevos sistemas rotatorios NiTi presentan propiedades mecánicas superiores, gracias a los nuevos procesos de fabricación. El procesamiento termomecánico es un método utilizado para optimizar el comportamiento microestructural y la transformación de las aleaciones.

CM wire (memoria controlada) es una materia prima de NiTi de reciente introducción para la fabricación de instrumentos endodónticos. El tratamiento térmico de CM wire influye en el comportamiento de transformación de fase y propiedades mecánicas. Los estudios indican que los instrumentos hechos de CM wire poseen mayor flexibilidad y por lo tanto, son más resistentes a la fatiga cíclica, tienen mayor resistencia a la torsión y alta deformación antes de la fractura. Gracias a estas características, habrá un menor riesgo de transportación del conducto, un seguimiento superior del conducto, con menos fuerzas laterales (Shen, 2013).

Las aleaciones NiTi CM wire, a temperatura ambiente presentan en su estructura una combinación de martensita y austenita; al tener martensita se explica su menor rigidez, y por consiguiente, al tener mayor flexibilidad podría experimentar menor estrés, permitiendo una vida útil más larga. Ninan y cols observaron en su estudio que los instrumentos fabricados con CM Wire tienen un alto ángulo de giro o rotación antes de la fractura, lo que puede ser beneficioso ya que puede proporcionar a los clínicos una indicación de que hay deformación plástica permanente y la fractura es inminente. Congruente con el aspecto de memoria de forma de éstas limas, ésta deformación plástica, se puede revertir con temperatura elevada en la esterilización en autoclave (Ninan, 2013).

Los sistemas rotatorios HyFlex CM y Typhoon infinite Flex NiTi CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT), están fabricados a partir del alambre con control de

memoria (CM wire), fueron comercializados en el 2011. Presentan un porcentaje en peso de Níquel (52% wt). La velocidad de rotación recomendada es 500 y 400 rpm respectivamente y el torque establecido de 2- 2.5 N/cm (Shen, 2013). Las principales características para ambos sistemas son: uso seguro debido a la alta flexibilidad de los instrumentos, sus propiedades aumentan su resistencia a la fatiga, los instrumentos deformados vuelven a su forma original tras el proceso de esterilización, mayor conicidad de los instrumentos (.04, .06) para un mejor desempeño.

2. OBJETIVO GENERAL.

Identificar en la literatura las ventajas y desventajas de los Instrumentos rotatorios NiTi con memoria controlada de los Sistemas HyFlex y Typhoon CM.

3. JUSTIFICACIÓN.

Actualmente las aleaciones NiTi son los únicos materiales disponibles y accesibles con flexibilidad y resistencia para su uso en Endodoncia. A menudo los fabricantes buscan mejorar las propiedades de los instrumentos, intentando solucionar los inconvenientes que resultan al momento de la instrumentación; para ello, han hecho modificaciones en el diseño geométrico, tanto del área de la sección transversal, del ángulo y profundidad de las estrías, así como del diseño de la punta, además, han surgido nuevos métodos de fabricación de instrumentos rotatorios con aleaciones NiTi. A pesar de todas éstas mejoras, la transportación apical y la fractura del instrumento por fatiga cíclica sigue siendo preocupante, especialmente en los conductos con curvaturas severas.

Desde principios del 2000 se realizan tratamientos térmicos en la materia prima para influir o alterar las propiedades de los instrumentos NiTi. El proceso termomecánico patentado es un proceso complicado que integra el endurecimiento y tratamiento con calor en un solo proceso. Alapati (2009) mostró en su estudio que tratamientos térmicos a 400 °C, 500 °C, y 600 °C elevan la temperatura final austenítica de ProFile y el tratamiento térmico a 850 °C causan pérdida del comportamiento superelástico y recristalización de la microestructura.

Recientemente nuevos procedimientos patentados se han desarrollado para optimizar la microestructura de los alambres lisos de NiTi. En el 2010 se introduce la novedosa aleación de NiTi CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN) con mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fatiga cíclica, ya que contienen la fase martensítica sustancialmente estable. Los instrumentos que están en fase martensítica (**HyFlex y Typhoon**), pueden ser fácilmente deformados, por lo que éstos siguen fielmente la curvatura de los conductos, sin rebote, ya que conservan la forma del conducto, a esto se le llama "Memoria Controlada". Para recuperar su forma predeterminada, es necesario calentar el instrumento por encima de 55°C, que es su temperatura de transformación.

La explicación de esto puede ser que el calentamiento transforma el metal temporalmente en la fase austenita a superelástica, que hace posible que la lima pueda recuperar su forma original antes de enfriarse otra vez.

El inherente bajo nivel de deformación elástico creado por la transformación estructural, es la principal razón para la reversibilidad termoelástica de la fase martensítica. A temperatura ambiente CM wire posee en su estructura una combinación de martensita y austenita; gracias a la martensita, tienen menor rigidez y por consiguiente al tener mayor flexibilidad, podrían experimentar menor estrés permitiendo una vida útil más larga.

Las limas endodónticas fabricadas con CM wire pueden responder a la presión, torque y resistencia con un alargamiento de las espirales, evitando la unión de la lima a las paredes, aumentando así, la resistencia a la fractura. Esto puede ser beneficioso ya que puede proporcionar a los clínicos una indicación de que hay deformación plástica y que la fractura sería inminente. Congruente con la característica de memoria controlada de éstas limas, ésta deformación se puede revertir con temperatura elevada en la esterilización en autoclave.

Con las nuevas limas de NiTi que se están desarrollando sucesivamente y comercializando por diferentes fabricantes, se ha hecho imprescindible para el Endodoncista comprender la naturaleza de las materias primas con las cuales están hechas, y sobre todo comprender las propiedades mecánicas generadas por los nuevos procesos de fabricación, porque de ahí depende el rendimiento del instrumento.

Es importante analizar cada sistema rotatorio, para evaluar sus ventajas y limitaciones. De esta forma, podremos elegir entre cada uno de los sistemas rotatorios, el más indicado para cada caso en específico, obteniendo un resultado más satisfactorio del tratamiento endodóntico.

4. ANTECEDENTES GENERALES.

4.1 IMPORTANCIA DE LA TERAPIA ENDODÓNTICA.

El concepto de limpieza y conformación del sistema de conductos establecido por Schilder, (1974), junto con la obturación tridimensional son la base de la terapia endodóntica. La conformación del conducto se debe realizar respetando la anatomía única de cada raíz, considerando además la técnica de obturación a seguir. Los objetivos mecánicos para la instrumentación óptima son los siguientes:

1.- Forma cónica (embudo) de la cavidad de acceso al foramen apical; facilitando así la irrigación y la compactación del material de relleno (Figura 1).

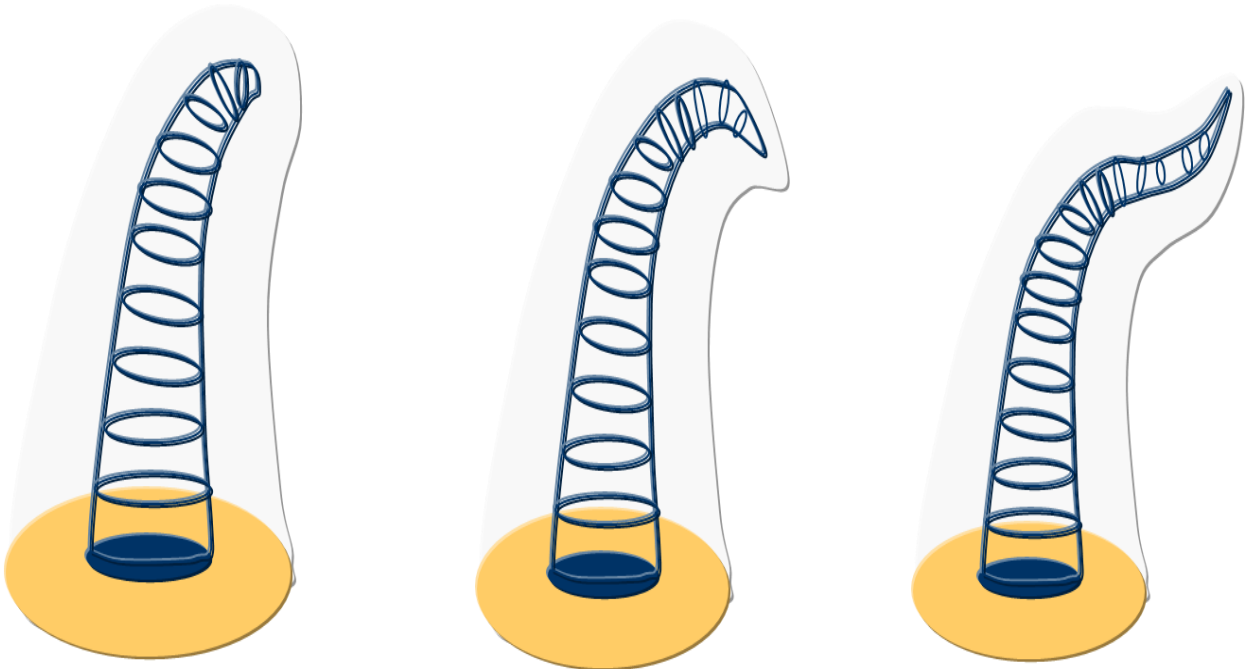


Figura 1. Representación de la conicidad ideal.

2.- La preparación del conducto radicular debe mantener la trayectoria del canal original; en conductos curvos el uso de instrumentos rígidos da como resultado una distribución desigual de las fuerzas en ciertas áreas de contacto y una tendencia del instrumento a enderezarse dentro del canal, dando como resultado la transportación

del canal y puede sufrir desbridamiento insuficiente, excesivo adelgazamiento de paredes del conducto o perforación de la raíz.

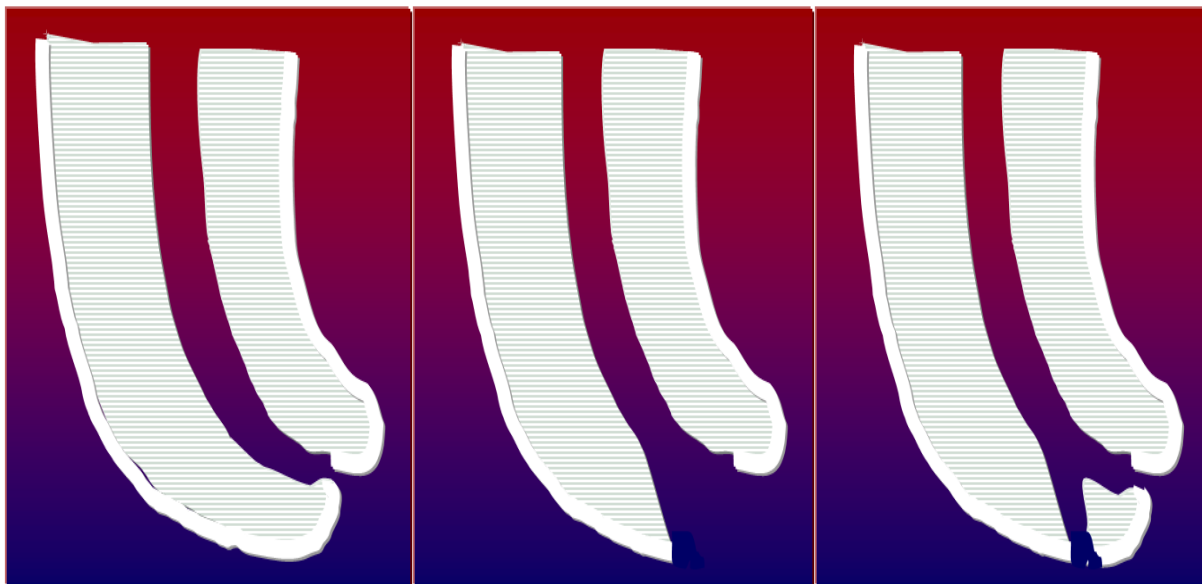


Figura 2. Representa la transportación y perforación del conducto radicular.

3.- El foramen apical debe permanecer en su posición original. La transportación del canal puede dañar el foramen apical creando una forma elíptica conocida como desgarre o zip (Figura 2).

4.- La apertura apical debe ser lo más conservadora posible.

Los objetivos biológicos de la preparación químico-mecánica, es la eliminación de los microorganismos del sistema de conductos radiculares, remoción del tejido pulpar y evitar la extrusión de residuos más allá del foramen apical (Young, 2007; Hülsmann, 2005).

Los objetivos técnicos de la preparación del conducto se dirigen hacia la conformación del canal, tanto para lograr los objetivos biológicos, como para facilitar la obturación del canal radicular con alta calidad (Hülsmann, 2005).

Para los conductos rectos dichos procedimientos son relativamente fáciles, pero la preparación de conductos curvos podría conducir a formar escalones, perforaciones o a la fractura del instrumento (Chaves Craveiro de Melo, 2002). Por lo tanto, la

instrumentación de conductos curvos es uno de los mayores desafíos de la limpieza del sistema de conductos. La capacidad de ampliar el conducto sin desviación de la curvatura original es un objetivo primordial en la instrumentación endodóntica, esto conlleva al desarrollo de nuevas técnicas de instrumentación y sobre todo al desarrollo de nuevos instrumentos (Leonardi, 2009; Sonntag, 2007).

4.2 TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN.

El propósito de la instrumentación mecánica es eliminar tejidos infectados y duros del canal radicular, para crear acceso adecuado de soluciones de irrigación y medicamentos, creando además conicidad suficiente para la colocación de los materiales de relleno de la raíz. Existen diversas técnicas y sistemas de instrumentación, con el propósito de minimizar errores de procedimiento, para poder aumentar el porcentaje de éxito en el tratamiento endodóntico (Stern, 2012; Ontiveros, 2012; Young, 2013).

Históricamente, una variedad de diferentes técnicas han sido desarrolladas específicamente para la preparación de los conductos, utilizando la estandarización ISO (1976), de conicidad 0.02 de limas manuales de acero inoxidable.

4.2.1. TÉCNICA DE INSTRUMENTACIÓN MANUAL

1.- **Técnica de retroceso (step-back).** Descrita por Mullaney en 1979, ésta técnica implica la preparación de la región apical del canal radicular como primer paso, seguida por la parte media y coronal del conducto. Empleando ésta técnica en canales curvos, a menudo resulta en daño iatrogénico a la forma natural del conducto debido a la rigidez de los instrumentos de acero inoxidable (Hülsmann, 2005; Young, 2007).

2.- **Técnica Corono-apical (step-down).** Se inicia la preparación con instrumentos más grandes en la entrada del conducto y luego progresivamente hacia apical con limas más pequeñas. La pre-ampliación de la región coronal del canal antes de completar la preparación apical proporciona varias ventajas; incluyendo acceso más recto a la región apical, mejor control táctil, así como una mejor penetración del irrigante. Los estudios han demostrado que ésta técnica produce un menor número de

bloqueos en el canal, menor debris extruido apicalmente y una incidencia reducida de transporte apical (al-Omari, 1995; Morgan, 1984; Goerig, 1982).

4.2.2. INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA DE NiTi.

Con la introducción de la aleación NiTi, la cual permite la fabricación de instrumentos extremadamente flexibles, capaces de preparar de forma relativamente segura conductos curvos, con una menor incidencia de aberraciones del canal en comparación con el acero inoxidable; las técnicas de instrumentación tradicionales, como la técnica de retroceso, ahora se están retirando paulatinamente debido al creciente uso de instrumentos NiTi. Sin embargo debemos tener en cuenta que debido a su extrema flexibilidad, los instrumentos de NiTi no están diseñados para la negociación inicial del conducto radicular, ni para pasar por escalones. Debido a la mayor rigidez de los instrumentos pequeños de acero inoxidable, deben utilizarse para investigar la trayectoria y establecer la permeabilidad del conducto. La creación y posterior mantenimiento de un buen camino-guía desde el orificio del canal al foramen apical usando muy bien limas manuales de conicidad 0.02, es un paso previo imprescindible antes de comenzar la instrumentación con NiTi, con el fin de reducir el riesgo de errores iatrogénicos, tales como formación de escalones, transportación del conducto y fractura de instrumentos (Young 2007; Stern, 2012).

En 1962, Willian Beuhler y su equipo de investigadores, en los laboratorios de la marina de EE.UU, tenían un programa con la intención de encontrar una aleación con alta resistencia a la corrosión. Descubrieron el nuevo material, dándole el nombre de NiTiNOL (NiTi-Naval Ordance Laboratory). Se le dio el nombre de Nitinol a la familia de aleaciones intermetálicas de Níquel y Titanio, éstas poseen propiedades únicas de memoria de forma y superelasticidad (Thompson, 2000).

En 1988 Walia propuso el uso del Nitinol, para la fabricación de instrumentos rotatorios de Endodoncia por sus excelentes propiedades mecánicas de superelasticidad y memoria de forma. Las aleaciones de Nitinol tienen gran resistencia y más bajo módulo de elasticidad, comparado con las aleaciones de acero inoxidable. El comportamiento superelástico significa que después de trabajar regresan a su forma original antes de la

deformación. Dichas propiedades proveen una ventaja en la preparación de conductos curvos, porque sufren una deformación reversible (Thompson, 2000; Plotino, 2012).

4.3 METALURGIA DE LOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS CON ALEACIÓN NÍQUEL-TITANIO (NiTi).

El Nitinol usado para la fabricación de los instrumentos endodónticos contienen aproximadamente 56% (wt) de Níquel y 44% (wt) de Titanio. El término genérico para estas aleaciones es Nitinol 55. Un segundo grupo de aleaciones Nitinol, contienen más Níquel, éste se aproxima al 60% por lo que se llaman Nitinol 60, el efecto de memoria de forma en ésta aleación es bajo, aunque al ser sometido al calor, aumenta (Shen, 2013; Thompson, 2000). El nitinol es resistente, fuerte y el límite elástico en flexión y torsión es de dos a tres veces mayor que el de los instrumentos de acero. El módulo de elasticidad es significativamente menor para las aleaciones de NiTi que para el acero, por lo tanto, hay menor cantidad de fuerzas ejercidas sobre la pared de la dentina radicular, en comparación con los instrumentos de acero (Hülsmann, 2005).

4.4 FASES MICROESTRUCTURALES DE LA ALEACIÓN NiTi.

Las aleaciones de NiTi tienen una estructura de cristal estable y centrado en una red cúbica a altas temperaturas (100°C); se le llama *fase Austenita o fase de origen*. Al enfriarse la aleación muestra cambios dramáticos en su módulo de elasticidad (dureza o rigidez), cede fuerza y resistencia eléctrica como resultado de los cambios en el enlace de los electrones; la estructura resultante es una cuadrícula hexagonal densa, llamándose ahora *fase Martensita o fase Hija* (Tabla I). Al proceso de cambio, se le llama Transformación Martensítica. Por lo tanto, al haber cambios en la estructura, también hay cambios en las propiedades físicas de la aleación dando lugar a las características de memoria de forma. Macroscópicamente no hay cambios detectables de la Transformación a menos de que haya una aplicación de fuerza externa (Thompson, 2000; Paula, 2004).

La fase *R* aparece en un rango de temperatura intermedia, es una fase romboédrica y es en sí una fase independiente, que tiene su propio comportamiento con memoria de forma, en lugar de un precursor de la transformación martensítica. La fase *R* se puede observar solo si M_s es suficientemente bajo a fin de evitar la transformación directa Austenita-Martensita. La fase *R* se puede obtener durante el calentamiento solo si el enfriamiento se termina antes de alcanzar M_s , o en otras palabras el ciclo térmico es incompleto (Paula 2004).

Tabla I. Características de las fases estructurales de la aleación NiTi.

AUSTENITA	MARTENSITA
Fase de Temperatura alta (100 °C)	Fase de Baja Temperatura
Estructura centrada en la red cúbica	Estructura, cuadrada hexagonal densa
Bastante duro y fuerte: 35.000 a 100.000 psi de fuerza ejercida	Bastante débil: 10,000 a 20,000 psi esfuerzo de deformación.
Dúctil: alargamiento hasta ruptura arriba del 25%	Más dúctil, maleable y fácil deformación
	Resistencia a la Fatiga

Las aleaciones NiTi usadas para la fabricación de instrumentos endodónticos tienen la habilidad de alterar su tipo de enlace atómico, causando cambios cristalográficos y por lo tanto, significantes cambios en las propiedades mecánicas. Estos cambios se dan en función de la temperatura y el estrés (Shen, 2013).

Una de las principales razones citadas para la reversibilidad termoelástica de la fase martensita, es el inherente bajo nivel de deformación elástica creado por la transformación estructural, de modo que los límites elásticos de las fases no se excedan y así, los eventos de deformación plástica irreversible generalmente no se producen (Pelton, 2012).

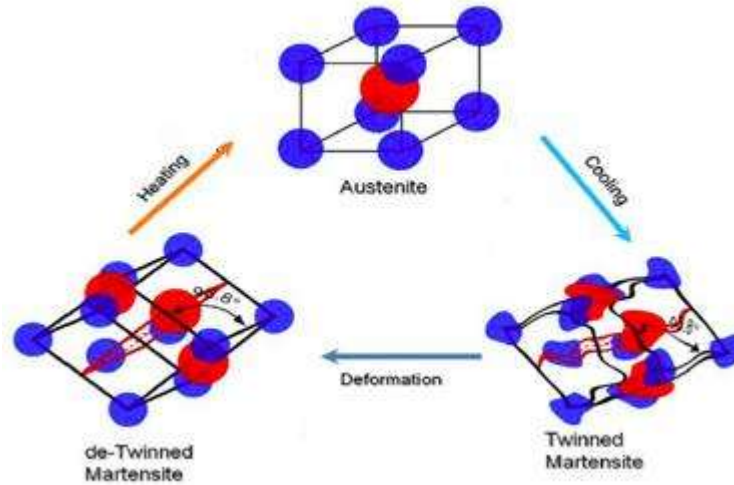


Figura 3. Transformación de fases de la aleación NiTi.

Cuando Martensita es calentado empieza a convertirse en Austenita (Figura 3), la temperatura en la cual inicia ésta transformación, se le llama *Temperatura de transformación inicial austenítica* (A_s) y cuando la transformación es completada se le denomina *Temperatura final austenítica* (A_f); en y por encima de ésta temperatura el material habrá completado su transformación de memoria de forma y mostrará sus características superelásticas. Cuando Austenita es enfriado comienza a transformarse en martensita, la temperatura en la cual se inicia ésta transformación, se le llama *Temperatura de transformación inicial martensítica* (M_s). La temperatura en la que martensita es completamente revertida se le llama *Temperatura de transformación final martensítica* (M_f). La temperatura de transformación es un factor muy importante que influye en las propiedades mecánicas de la aleación. El comportamiento de transformación de fase puede ser analizado por calorimetría diferencial de barrido. La composición y el tratamiento metalúrgico (mecanizado y diferencias en el tratamiento térmico) tienen impactos dramáticos sobre éstas temperaturas de transición (Plotino, 2012; Ebihara, 2011).

4.4.1 TRANSFORMACIÓN MARTENSÍTICA INDUCIDA POR ESTRÉS.

La transición de la fase Austenítica hacia la Martensítica puede ocurrir también como resultado de la aplicación de estrés, como ocurre durante la preparación de los

conductos. En la mayoría de los metales, cuando se excede una fuerza externa da una suma de deslizamientos mecánicos dentro de la cuadrícula estructural causando deformación permanente. En cambio con las aleaciones NiTi ocurre la *Transformación Martensítica* inducida por estrés, en lugar de presentarse el deslizamiento, causando:

a) Cambio volumétrico

b) Aumenta el nivel de estrés debido a la deformación progresiva. Incluso si se agrega tensión debido a la transformación martensítica, el resultado es llamado *Superelasticidad*.

c) Cuando el estrés disminuye o se detiene sin ocurrir deformación permanente, se define como carga por cambio de deflexión (Thompson 2000).

De modo que la aleación NiTi es capaz de sufrir una transformación no difusiva de su estructura dentro de la fase martensítica cuando se somete a tensión. Dicha transformación martensítica inducida por estrés es *reversible* (Figura 4) y es la razón principal para aumentar la flexibilidad de los instrumentos endodónticos de NiTi (Leonardi, 2009).

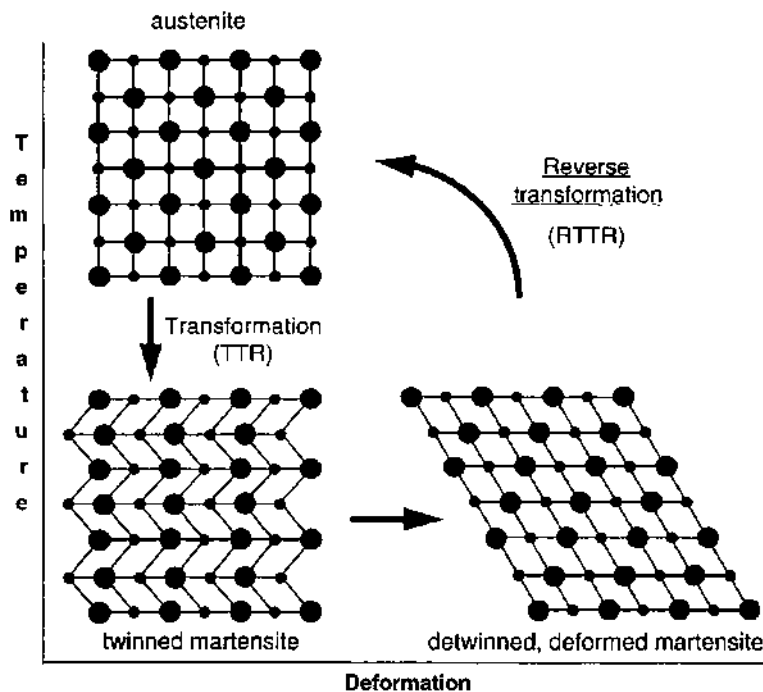


Figura 4. Representación de la Transformación Martensítica.

La transformación Martensítica tiene excelentes características de amortiguación, debido a las características de absorción de energía de la estructura de la fase hermana. Además la fase martensita tiene notable resistencia a la fatiga; por lo tanto, los instrumentos endodónticos que están en fase martensita se pueden deformar fácilmente y recuperar su forma al calor por encima de las temperaturas de transformación (Leonardi, 2009).

4.5 PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DE LA ALEACIÓN NiTi.

4.5.1 SUPERELASTICIDAD.

La superelasticidad es la capacidad de volver a su forma original después de deformarse y ésta se produce en asociación con la transformación de fase reversible entre austenita y martensita, de modo que las temperaturas de transformación tienen una importante influencia sobre las propiedades mecánicas y el comportamiento de la aleación; éstas pueden alterarse fácilmente por los cambios pequeños en la composición, impurezas y tratamiento térmico (Gutman, 2012; Shen, 2013; Diniz, 2010).

Cuando la aleación NiTi es sometida a tensión, sufre una transformación no difusiva de su estructura dentro de la fase martensítica, ésta es reversible; por lo tanto, el material presenta un rango elástico inusualmente grande y es capaz de recuperarse de una deformación, sin romperse. Esta propiedad mecánica especial se llama *SUPERELÁSTICA*. Gracias a la estructura única de la aleación, la superelasticidad permite deformaciones de hasta 8% para ser recuperable en comparación con un máximo de menos de 1% del acero inoxidable (Figura 5) (Leonardi, 2009; Shen, 2013).

De modo que la superelasticidad se basa en martensita inducida por estrés y aparece en un rango de temperatura entre A_f y M_d , siendo M_d normalmente 50 °C más alta que

Af. La superelasticidad se observa a una temperatura por encima del punto de llegada de transformación inversa, Af (Yoneyama, 1993; Ebihara, 2011).

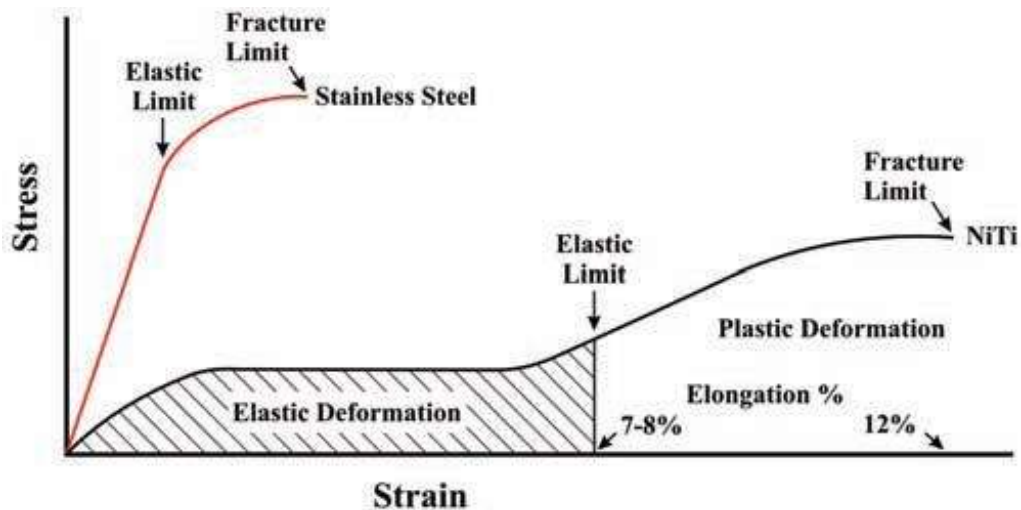


Figura 5. Curva de resistencia a la tensión: acero inoxidable (línea roja) y NiTi (línea negro).

El comportamiento superelástico ha sido propuesto en varios estudios como una importante ventaja de los instrumentos NiTi de Endodoncia contra la fractura (Diniz, 2010); sin embargo, es importante tomar en cuenta algunas limitaciones. En primer lugar las aleaciones NiTi en el estado trabajado en frío *no* son superelásticas (Figura 6).

En segundo lugar la martensita inducida por estrés es desarrollada con un esfuerzo específico. Como muchos estudios anteriores (Kim, 2008; 2009) muestran que las tensiones mecánicas no son uniformemente distribuidas dentro de los instrumentos y por lo tanto, solo un área localizada del material puede alcanzar el valor de esfuerzo requerido para la martensita inducida por estrés. Una uniforme distribución de la tensión es esencial para el diseño de una adecuada aplicación superelástica (Zinelis, 2010).

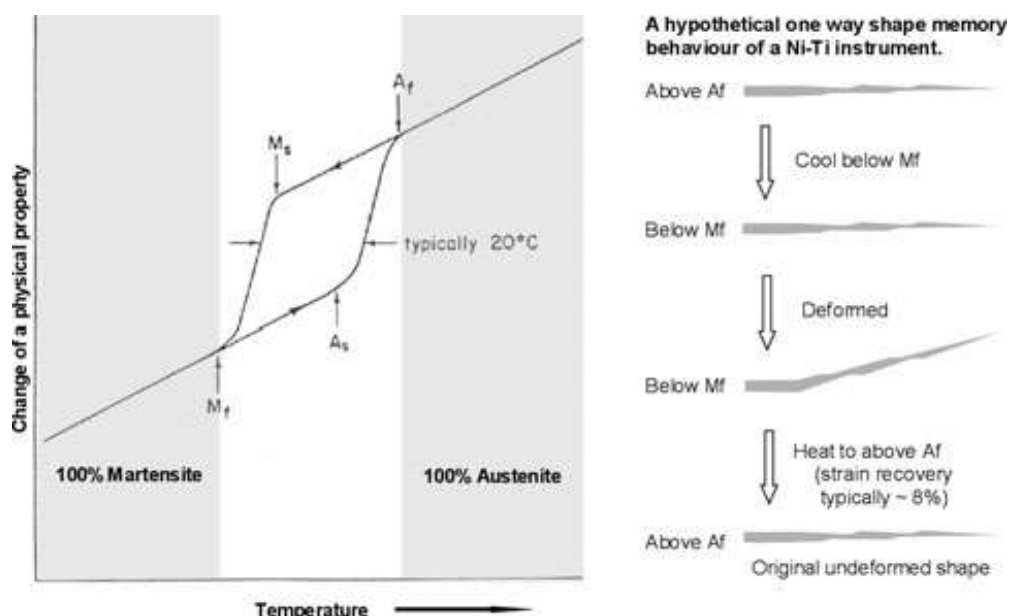


Figura 6. Izquierda: cambios de propiedad vs. Temperatura de la aleación NiTi bajo la transformación reversible entre austenita y martensita tras el calentamiento y enfriamiento. Derecha: comportamiento de los instrumentos NiTi de la memoria de forma. (Zenelis, 2010).

Estudios de investigación han señalado otra posible implicación: A una tasa muy alta de tensión el proceso de formación de la martensita inducida por tensión es significativamente diferente a tasas de tensión moderada. Aunque la verdadera tasa de tensión durante la fractura intraconducto de instrumentos endodónticos es desconocida, la ausencia de hoyuelos o la presencia de los muy superficiales en superficies fracturadas implica fractura bajo altas tasas de tensión que pueden afectar el desarrollo de la martensita inducida por estrés (Alapati, 2005).

4.5.2 MEMORIA DE FORMA.

Cuando una aleación que recuerda su forma está en su forma martensítica, es fácilmente deformable. Sin embargo, cuando la aleación es calentada hasta su transformación de fase, la misma revierte a austenita y recobra su forma previa con gran fuerza. Este proceso es conocido como **Memoria de Forma** (Alapati, 2009).

La temperatura en la cual la aleación recuerda la forma a alta temperatura depende del ajuste en la proporción de la composición y de un tratamiento térmico. En las aleaciones de NiTi según el caso, puede ser cambiado desde 100 °C hasta -100 °C. El proceso de recuperación de la forma ocurre en un intervalo de unos pocos grados y tanto el comienzo como el fin de la transformación pueden ser controlados al menos en uno o dos grados si es necesario (Alapati, 2009).

Esta propiedad inteligente es el resultado de la habilidad de la sustancia de sobrellevar un cambio de fase; en el cual los átomos en el sólido cambian sutilmente su posición respondiendo a un estímulo como cambio de temperatura o aplicación de fuerza mecánica. Una demostración simple es doblar una muestra, luego exponerla a una fuente de calor como un secador de pelo o agua caliente. La muestra recupera su forma original en cuanto su temperatura levanta por sobre la temperatura correspondiente al cambio de fase. Esta temperatura dependerá de la variación de la proporción de átomos de la aleación correspondiente (Pelton, 2012).

Desde el punto de vista de las aplicaciones prácticas, el NiTi puede tener 3 diferentes formas: Martensita, Martensita inducida por tensión (superelasticidad), y Austenita. Cuando el material está en forma martensita, es blando y dúctil y puede fácilmente deformarse. El NiTi superelástico es altamente elástico; mientras que el NiTi austenítico es bastante duro y fuerte (Gutmann, 2012).

Otra propiedad única de la aleación NiTi es la reversión térmica de deformaciones plásticas que ocurren al momento de trabajar (en la forma martensítica del instrumento), por la activación del efecto de Memoria de forma durante el proceso del autoclave; o la auto-protección contra fracturas en los casos de gran deformación al expresarse el efecto de superelasticidad (Gutmann, 2012).

4.6 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.

Con la llegada de los instrumentos endodónticos accionados con motor, mínima fuerza es requerida para darle forma al canal, reduciendo al mínimo la transportación. Además podemos decir que estos instrumentos crean una preparación más centrada, aunque las desviaciones se pueden ver utilizando algunos instrumentos (Gergi, 2010).

4.6.1 VENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.

FLEXIBILIDAD. Una lima flexible es requisito fundamental para la negociación de la anatomía difícil del conducto, permitiendo la ampliación apropiada del canal, manteniendo el instrumento centrado. Esto preservará más estructura dental y también limitará la transportación. También hay que recordar que la presencia de múltiples planos de curvaturas y la severidad de las curvaturas a veces se subestiman. Radiografías clínicas permiten la visualización de las curvaturas en plano mesio-distal, mientras que en el plano vestíbulo-lingual son inaparentes; en tales casos, se reduce al mínimo el riesgo de iatrogénias utilizando limas con mayor flexibilidad (Gambarini, 2008).

La propiedad de superelasticidad de los instrumentos NiTi hizo posible la producción de las limas con diámetros mayores (conicidad). Los instrumentos .02, .04, .06, .08, .10 y .12 de conicidad fueron fabricados. La aplicación de estos instrumentos permitió mayor remoción de tejido pulpar y restos necróticos, mejorando además el mecanizado de la dentina, y por lo tanto aumentará la eficiencia en la conformación del conducto radicular. La flexibilidad estará determinada por tamaño de la punta y conicidad, entre mayor conicidad, mayor rigidez. Schäfer (2003) sugiere que limas de conicidad mayor a .04 no deben utilizarse para la ampliación apical en conductos curvos, por ser considerablemente más rígidos que las limas de conicidad .02 ó .04 (Gambarini, 2008; Young, 2007).

Junto con el aumento de conicidad, han surgido diseños diferentes para las hojas de corte, variaciones en los ángulos helicoidales, número de estrías, configuraciones de la sección transversal y diseños de la punta. Todas estas innovaciones son con la finalidad de obtener un instrumento eficiente en su corte y que exhiba resistencia a la fractura (Arruda, 2013).

4.6.2 DESVENTAJAS DE LOS INSTRUMENTOS NiTi.

1.- Los instrumentos endodónticos que a temperatura ambiente, presentan una estructura austenítica, *no pueden aprovechar el efecto de memoria de forma*, porque sólo la transformación plástica inducida en la forma martensítica es reversible tras el calentamiento o el estrés. Zinelis analizó 10 marcas de instrumentos endodónticos disponibles en el mercado por medio de la difracción de rayos X, observando la presencia de estructura austenítica a temperatura ambiente en todos los instrumentos analizados (Zinelis, 2010).

A pesar del aumento de la flexibilidad y la eficiencia de corte, la fractura inesperada es la preocupación principal y puede ocurrir sin signos visibles de deformación. El factor más importante que conduce a la separación es la fatiga. Esto predomina especialmente al trabajar conductos curvos, donde la mitad del instrumento está en tensión (fuera de la curva) y la otra mitad está en compresión (en el interior de la curva), con el estrés mayor presente en la curvatura (Messer 2006; Larsen 2009; Gutmann, 2012).

Un segundo factor que influye en la separación es la carga torsional o resistencia torsional. Por lo general, la separación en este caso depende del diseño del instrumento y la manipulación en el canal, éste último refleja el comportamiento mecánico durante la carga y generalmente depende del operador (Yum 2011).

Además el uso de más de 500 rpm puede consumir la vida útil del instrumento, por ello se sigue diciendo que es una herramienta de un solo uso. El uso prolongado de los

instrumentos, disminuye significativamente su resistencia a la fatiga cíclica. Sin embargo no hay acuerdo sobre el número exacto de usos que un instrumento pueda ser sometido antes del fallo. En algunos casos, los instrumentos deben desecharse después de un solo uso en canales muy complejos, calcificados y curvados, o bien, se eliminan selectivamente (Faciola, 2013; Lopes, 2009).

A pesar de la atención especial en la preparación biomecánica para obtener conductos bien conformados y desinfectados; las variaciones en la anatomía interna del sistema de conductos, como puede ser la forma de la sección transversal del conducto, pueden interferir con la limpieza y permitir la persistencia de restos de tejido en istmos, y ramificaciones. Aunque los instrumentos rotatorios NiTi, con diferentes conicidad, han traído importantes contribuciones a la práctica clínica en términos de seguridad, velocidad, limpieza y conformación; el uso de éstos instrumentos en la preparación de la sección transversal de la parte media y coronal de forma ovoide o conducto radicular acintado, con frecuencia muestran protuberancias circulares, mientras que las extensiones vestibular y lingual, a menudo quedan sin preparación. Además, la masa dentinaria que resulta de la preparación, se adhiere a las paredes del conducto. Todo esto, incluso utilizando los protocolos adecuados de irrigación (Nordmeyer, 2011; Arruda, 2009).

4.7 FRACTURA DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS NiTi.

La fractura de instrumentos utilizados con movimientos rotatorios, se produce de dos maneras diferentes; la primera es fractura por *torsión* y la segunda es fractura por *fatiga a la flexión*.

FRACTURA POR TORSIÓN. Ocurre cuando la punta o una parte del instrumento, está bloqueado en el conducto, mientras que el vástago sigue girando y al superar el límite elástico por el torque aplicado de la pieza de mano, la fractura de la punta se hace inevitable. Los instrumentos fracturados por carga torsional, normalmente presentan signos de deformación plástica. La fractura torsional típicamente puede ocurrir al

aplicar fuerza apical excesiva sobre el instrumento y es más probable que ocurra con limas de tamaño pequeño (Plotino, 2009; Young, 2007).

FRACTURA POR FATIGA A LA FLEXIÓN. Ésta se produce debido a la fatiga del metal y a la dureza del trabajo; el instrumento no se une al canal, pero al girar libremente en una curvatura generando ciclos de torsión/compresión en el punto de máxima flexión hasta que se produce la fractura. El ciclo de tensión/compresión repetida, aumenta la fatiga cíclica del instrumento sobre el tiempo y puede ser determinante para la fractura. Se ha observado que éste tipo de fractura es más frecuente en limas de tamaño grande (Plotino, 2009).

Shen (2011) en su estudio, observó que CM wire tuvo un mayor número significativo de revoluciones hasta la fractura y una menor amplitud de deformación superficial que el NiTi convencional, a pesar de que tuvo un mayor número de orígenes de grietas (Figura 7), probablemente debido a las propiedades mecánicas del alambre y los umbrales más altos de grietas por fatiga.

La fatiga de las aleaciones de NiTi es sensible a la temperatura, tanto a nivel local y medio ambiente. En cargas repetidas, el calor latente de la transformación martensítica inducida por estrés liberado (y el calor causado por el trabajo realizado) puede elevar la temperatura local, lo que lleva a una reducción de la resistencia a la fatiga (Shen, 2011).

4.7.1 FACTORES QUE PUEDEN INFLUIR EN LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS:

Condiciones anatómicas (radio y ángulo de la curvatura), torque, frecuencia de uso, y experiencia del operador, se encuentran entre los principales factores; mientras que la selección de un sistema NiTi en particular, la esterilización y velocidad rotacional, cuando está confinado a los límites específicos, parecen ser menos importantes (Hülsmann, 2005).

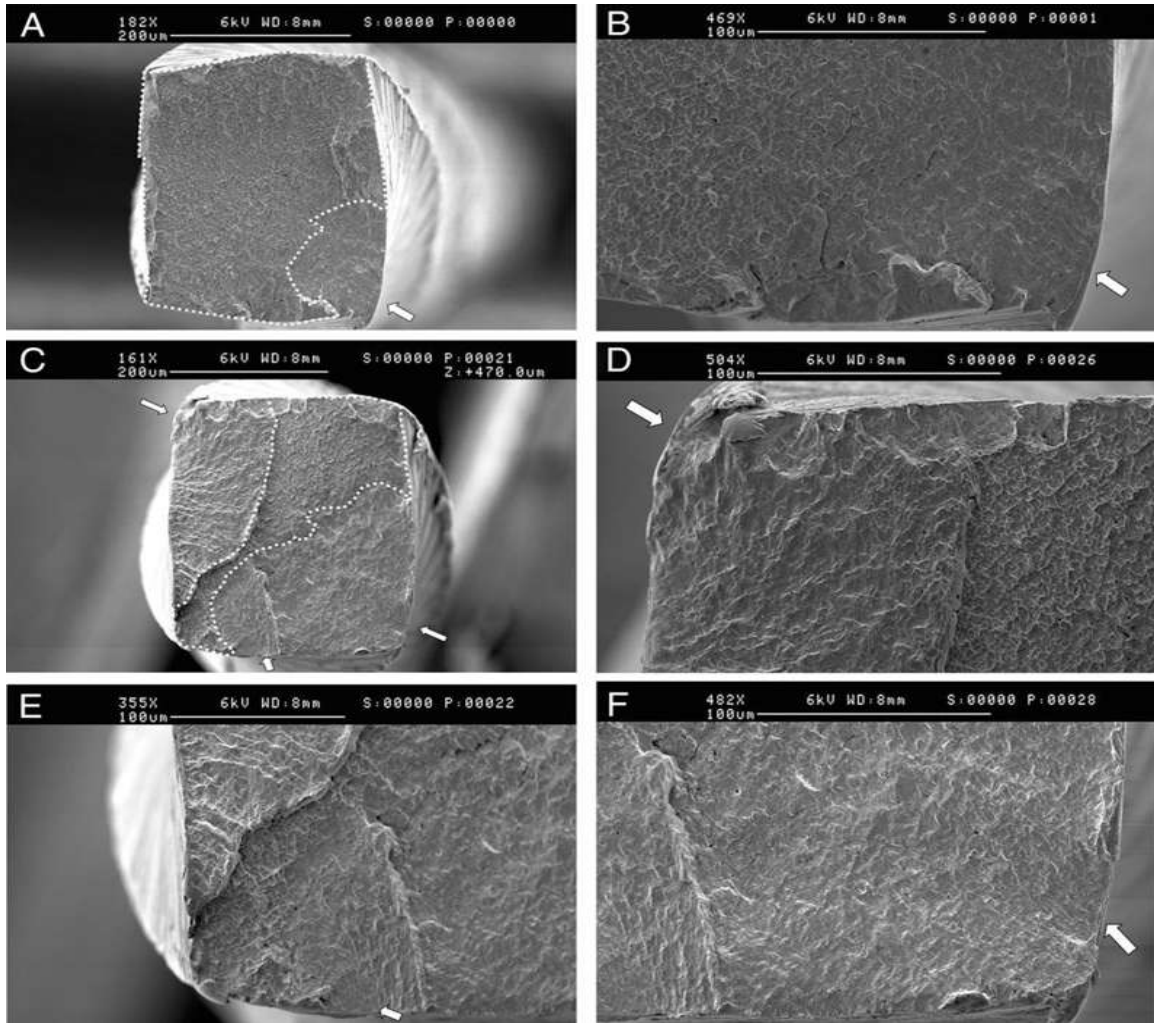


Figura 7. Fotomicrografía de una superficie de fractura de la lima NEYY, con la propagación de la grieta y área del hoyuelo (línea de puntos), el origen de la grieta se señala con flechas. (A) vista general de la lima NEYY (Nf=380; área del hoyuelo es 85%); (B) ampliación del origen de la grieta; (C) vista general de la lima DS NEYY CM con 3 orígenes de grieta (Nf=2390; área del hoyuelo 33%); (D, E, F) ampliación del origen de cada una de las grietas.

La evaluación de los daños hechos en un instrumento entre dos tratamientos es extremadamente difícil. Por una parte depende de las propiedades del material constitutivo, historia termomecánica y el diseño del instrumento; las tensiones a las que haya sido sometido, ya que evolucionan durante la vida del instrumento; el irrigante ya que controla la temperatura durante el tratamiento; procedimientos de esterilización, se dice que aumentan la resistencia a la fatiga cíclica. Por otro lado, el daño hecho en un instrumento depende de la forma del canal y la cantidad de tensión en la lima depende directamente de la geometría del conducto, por ejemplo, limas redondas solo estarán tocando dos paredes en canales ovalados. Las imperfecciones del conducto pueden llevar a un bloqueo, a pesar de que algunos motores eléctricos tienen control de torque, así, cuando la lima sufre una tensión demasiado alta, el motor deja de aplicar el torque, ayudando a evitar la fractura debido a la torsión, pero no se sabe exactamente el efecto sobre su comportamiento futuro del instrumento. También hay que considerar que la fatiga por flexión disminuirá la resistencia a la torsión del instrumento de modo que el control de torque puede ser ineficaz con limas usadas (Francoise, 2012).

4.7.2 PARAMETROS PARA EVITAR LA FRACTURA DE LOS INSTRUMENTOS:

- Examinar rutinariamente las limas después de cada uso, para detectar defectos.
- Las limas serán de un solo uso, cuando el caso fue sustancialmente grave.
- Utilizar motores eléctricos con control de torque y velocidad constante. El fundamento para utilizar éstos motores es porque podemos ajustar individualmente la velocidad para cada lima, y así trabajarlas por debajo de su límite individual de elasticidad, reduciendo así el riesgo de fractura.
- La práctica es esencial en el aprendizaje de nuevas técnicas y nuevos instrumentos.
- El tiempo de instrumentación no debe ser apresurado.
- Los movimientos bruscos y repentinos deben ser evitados, no presionar con fuerza sobre el instrumento. Debe ser un ligero toque de retracción (es decir de picoteo), con movimientos tan grandes como lo permita la particular anatomía del canal y el diseño del instrumento.

- Las limas deben ser examinadas regularmente durante el uso, preferiblemente con magnificación y desecharse en caso de distorsión.
- Las limas deben ser reemplazadas después de su uso en canales estrechos y muy curvos.
- Para iniciar el tratamiento con instrumentos rotatorios NiTi, es necesario tener buena permeabilidad, en todo lo largo del conducto, con limas pequeñas manuales (Cheung, 2009; McSpadden, 2007; Young, 2007).

4.8 TRATAMIENTOS TÉRMICOS.

Las propiedades mecánicas de los instrumentos endodónticos de NiTi son controladas por trabajo en frío y tratamiento térmico durante su fabricación (Kuhn 2001). Tratamientos térmicos a 400 °C antes del mecanizado son eficaces para reducir el endurecimiento de la aleación (Kuhn y Jordan 2002).

La influencia del tratamiento térmico a temperaturas inferiores a 300 °C no es suficiente para liberar cambios en la red cristalina de la aleación. La recristalización se produce por encima de 600°C, y superelasticidad y memoria de forma son incompletos en este rango. Por lo tanto, el tratamiento térmico por lo general se lleva a cabo a temperaturas entre 300 °C y 600 °C (Yahata, 2009; Ebihara, 2011).

Alapati y cols, observaron que el tratamiento térmico de los instrumentos de NiTi entre 400 °C y 600°C aumenta la temperatura de transformación A_f ; el instrumento recibe A_f aproximadamente entre 45-50 °C. Dicha investigación sugiere que el tratamiento térmico a temperaturas cercanas a 500 °C en una atmósfera de nitrógeno podría producir la microestructura óptima y las propiedades mecánicas, con resistencia mejorada a la deformación y a la fractura de los instrumentos endodónticos NiTi (Alapati, 2009).

Ebihara y cols, evaluaron los efectos del tratamiento térmico sobre las propiedades de flexión de los instrumentos K3 mediante una prueba de flexión y la preparación de

conductos curvos en un modelo de resina, simulando conductos curvos. Las temperaturas seleccionadas fueron 400 °C, 450 °C y 500 °C, el tiempo de tratamiento térmico se fijó en 30 minutos. Los resultados indicaron que el tratamiento térmico de las limas puede mejorar su flexibilidad, lo que es eficaz para la preparación de conductos curvos, el grupo de 400 °C tuvo mejor desempeño ya que a 3 mm del ápice fueron transportados significativamente menor en comparación con los otros grupos (Ebihara, 2011).

4.9 NUEVOS INSTRUMENTOS ENDODÓNTICOS CON CONTROL DE MEMORIA.

En los últimos 10 años, para mejorar la resistencia a la fractura de las limas de NiTi y para aumentar su fiabilidad, eficacia y seguridad, los fabricantes han introducido nuevas aleaciones con propiedades mecánicas superiores, y han desarrollado nuevos procesos de fabricación. Recientemente el tratamiento térmico de las aleaciones de NiTi, como por ejemplo M-wire de Dentsply Tulsa, OK; Alambre R-fase de SybronEndo, Orange, CA y Alambre con memoria controlada de DS Dental, Johnson City, TN; ha sido utilizado para optimizar las propiedades mecánicas. El procesamiento termomecánico es un método utilizado para optimizar el comportamiento microestructural y la transformación de las aleaciones de NiTi, que a su vez influyen en la fiabilidad y propiedades mecánicas de las limas de NiTi (Plotino, 2012; Shen, 2013).

4.9.1 CM Wire. Es un alambre de NiTi con memoria controlada (CM Wire; DS Dental, Johnson City, TN), recientemente se introdujo para la elaboración de instrumentos rotatorios endodónticos. El fabricante afirma que el instrumento no tiene rebote (Figura 8) a su forma original, mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fatiga, en comparación con el NiTi convencional, dando lugar a un menor riesgo de transportación o perforación. Mayor flexibilidad puede permitir un seguimiento superior del canal radicular con menos fuerzas laterales no deseadas que darían lugar a la transportación (Shen 2011; Ninan 2013).



Figura 8. Control de memoria.

CM Wire a diferencia de las limas convencionales que poseen una transformación de fase inducida por estrés, éstas limas se comportan más como lo que se denomina Martensita Activa o memoria de forma en la literatura de Ortodoncia. A temperatura ambiente presenta en su estructura una combinación de martensita y austenita; al tener martensita se explica su menor rigidez, y por consiguiente al tener mayor flexibilidad podría experimentar menor estrés, permitiendo una vida útil más larga. Ninan y cols observaron en su estudio que los instrumentos fabricados con CM Wire tienen un alto ángulo de giro o rotación antes de la fractura, lo que puede ser beneficioso ya que puede proporcionar a los clínicos una indicación de que hay deformación plástica permanente y la fractura es inminente. Congruente con el aspecto de memoria de forma de éstas limas, ésta deformación plástica, se puede revertir con temperatura elevada en la esterilización en autoclave (Ninan, 2013).

4.9.2 SISTEMAS ROTATORIOS FABRICADOS CON EL ALAMBRE DE MEMORIA CONTROLADA.

1.- El sistema rotatorio **HyFlex CM**, fabricado a partir del alambre con control de memoria (CM), fue comercializado en el 2011. Presentan un menor porcentaje en peso de Níquel (52% wt). La velocidad de rotación recomendada es 500 rpm con un torque establecido hasta 2.5 N/cm (Figura 9).



Figura 9. Serie estándar del sistema HyFlex.

El manejo del instrumento dentro del conducto se siente poco agresivo, por lo que da la impresión de que no podría romperse. HyFlex CM, gracias a sus dos diseños de la sección transversal (cuadrado y triangular), da al instrumento las siguientes ventajas: Los tamaños pequeños y flexibles tienen una sección transversal cuadrada (Figura 10), esto aumenta la resistencia a la fractura sin afectar negativamente la flexibilidad. Los instrumentos grandes tienen una sección transversal triangular (Figura 11), esto proporciona flexibilidad, dejando un espacio grande libre, para la limalla dentinaria.

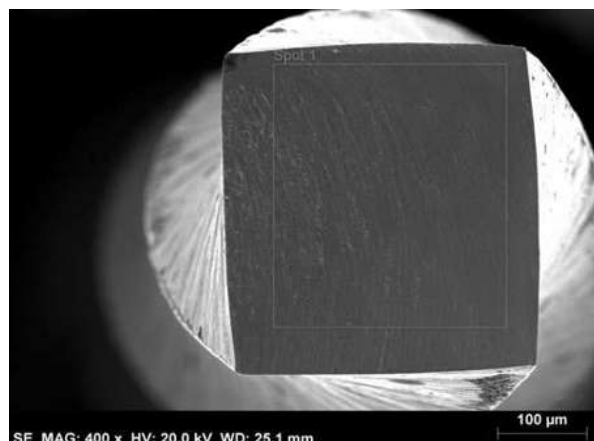


Figura 10. HyFlex, sección transversal cuadrada.

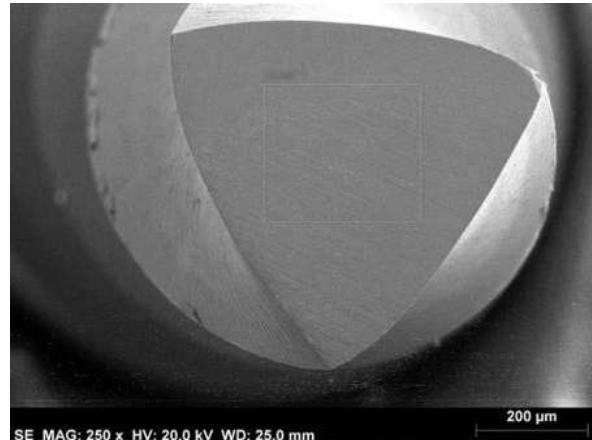


Figura 11. HyFlex, sección transversal triangular.

TÉCNICA DEL SISTEMA ROTATORIO DE NiTi HyFlex CM.

Una vez realizado el acceso coronario en línea recta, la longitud de trabajo y la permeabilidad hasta foramen con una lima manual 20/.02, se procede a la utilización del sistema rotatorio. La técnica recomendada por el fabricante, es utilizar la secuencia de las limas a una sola longitud.

Tabla II. Tamaño y conicidad de la serie de limas HyFlex CM

File	Size	Taper
1	25	.08
2	20	.04
3	25	.04
4	20	.06
5	30	.04
6	40	.04



Figura 12. Serie de limas estándar HyFlex CM

Paso 1. Comience con la lima 25/.08, se utiliza como abridor con movimiento de picoteo, suave, hacia adelante sin presión, hasta sentir resistencia. Verificar permeabilidad manual con una lima 20/.02, irrigar y lubricar (Figura 13)



Figura 13. Lima 25/.08, sección transversal triangular.

Paso 2.- Utilizar la lima 20/.04 para inspección anatómica de la longitud de trabajo con movimiento de picoteo, suave, hacia adelante sin presión, si hay resistencia utilizar una lima 20/.02 para comprobar la permeabilidad. Lavar y lubricar (Figura 14).



Figura 14. Lima 20/.04, sección transversal cuadrangular.

Paso 3.- Lima 25/.04 hasta longitud de trabajo, mismo movimiento. Si existe resistencia volver al paso anterior. Permeabilidad manual con 20/.02 (Figura 15).



Figura 15. Lima 25/.04, sección transversal cuadrangular.

Paso 4.- Lima 20/.06 se utiliza para darle forma a la parte media del conducto. O bien hasta longitud de trabajo. Si hay resistencia volver al paso anterior (Figura 16).



Figura 16. Lima 20/.06 sección transversal triangular.

Paso 5.- Lima 30/.04 se utiliza hasta longitud de trabajo, para ampliar la parte apical del conducto. Si hay resistencia volver al paso anterior. Permeabilidad, lavar y lubricar (Figura 17).



Figura 17. Lima 30/.04, sección transversal triangular.

Paso 6.- Finalizar el tratamiento con lima 40/.04 hasta longitud de trabajo. Mismo movimiento. Si hay resistencia volver al paso anterior (Figura 18).



Figura 18. Lima 40/.04, sección transversal triangular.

En conductos amplios y si se logra llegar a longitud de trabajo en el paso 1 con la lima 25/.08, podemos pasar directamente al paso 4.

Tabla III. Tamaños adicionales disponibles de limas HyFlex CM

File	Size	Taper
A	15	.04
B	35	.04
C	45	.04
D	50	.04
E	60	.04
F	25	.06
G	30	.06
H	35	.06
I	40	.06

Todos los instrumentos HyFlex están disponibles en 21 mm y 25 mm (excepto la lima inicial 25/.08 que tiene solo 19 mm de largo). Las limas se pueden utilizar con varias técnicas como, corono-apical (Tabla IV), step-back o con la técnica de longitud simple propuesta por el fabricante (Tabla II).

Tabla IV. Secuencia de limas HyFlex CM, técnica corono-apical.

Files	Size	Taper
A	25	.08
B	30	.04/.06
C	25	.04/.06

SMALL CANALS KLEINE KANÄLE		MEDIUM CANALS MITTLERE KANÄLE		LARGE CANALS GROSSE KANÄLE	
Taper	Size Größe	Taper	Size Größe	Taper	Size Größe
08	25	08	25	08	25
04	35	04	60	06	40
04	30	04	50	06	35
04	25	04	45	06	30
04	20	04	40	06	25
04	15	04	35	06	20

Las limas HyFlex pueden responder a la presión, torque y resistencia con un alargamiento de las espirales evitando la unión de la lima a las paredes y por lo tanto aumenta la resistencia a la fractura. Durante el tratamiento en autoclave los instrumentos pueden recuperar su forma. Sin embargo se debe tener cuidado si los instrumentos comienzan a retroceder en la dirección opuesta durante su uso, porque las limas no recuperarán su forma y deberán ser desechados. Si después de la esterilización en autoclave una lima tiene varios espirales alargados o se ven irregularidades, la lima debe ser descartada.



Figura 19. Representación de una lima HyFlex, antes y después de uso.

2.- El sistema rotatorio Typhoon infinite Flex NiTi CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT) son limas hechas también de CM wire, se introdujeron en el mercado en el 2011. La velocidad de rotación recomendada es de 400 rpm, con un torque establecido de 2-2.75 N/cm (Shen, 2013).



Figura 20. Sistema Rotatorio Typhoon

La técnica recomendada por el fabricante es llevar las cuatro limas a una sola longitud, a longitud de trabajo. El orden de las limas es el siguiente:



Figura 21. Paso 1: Lima Typhoon 35/06



Figura 22. Paso 2: Lima Typhoon 20/04



Figura 23. Paso 3: Lima Typhoon 30/04



Figura 24. Paso 4: Lima Typhoon 25/06

Al utilizar las limas, el movimiento a seguir, es un ligero toque, nunca forzar el instrumento apicalmente. Se presentan en 21 mm y 25 mm.

El sistema Typhoon al estar fabricado con la tecnología CM wire, las fuerzas laterales están equilibradas a lo largo del instrumento. La navegación dentro del conducto es sin esfuerzo, independientemente de la curvatura del conducto, ya que el instrumento se adapta perfectamente a la trayectoria del conducto para la eliminación precisa y conservadora de la estructura dental.



Figura 25. Tratamiento endodóntico realizado con el sistema Typhoon

El Dr. Carlos Saucedo, nos presenta uno de sus casos clínicos, donde señala la habilidad del sistema rotatorio Typhoon, al realizar con éxito, el tratamiento endodóntico con doble curvatura de un premolar superior (Figura 25).

5. DIAGRAMA DEL MAPA CONCEPTUAL.

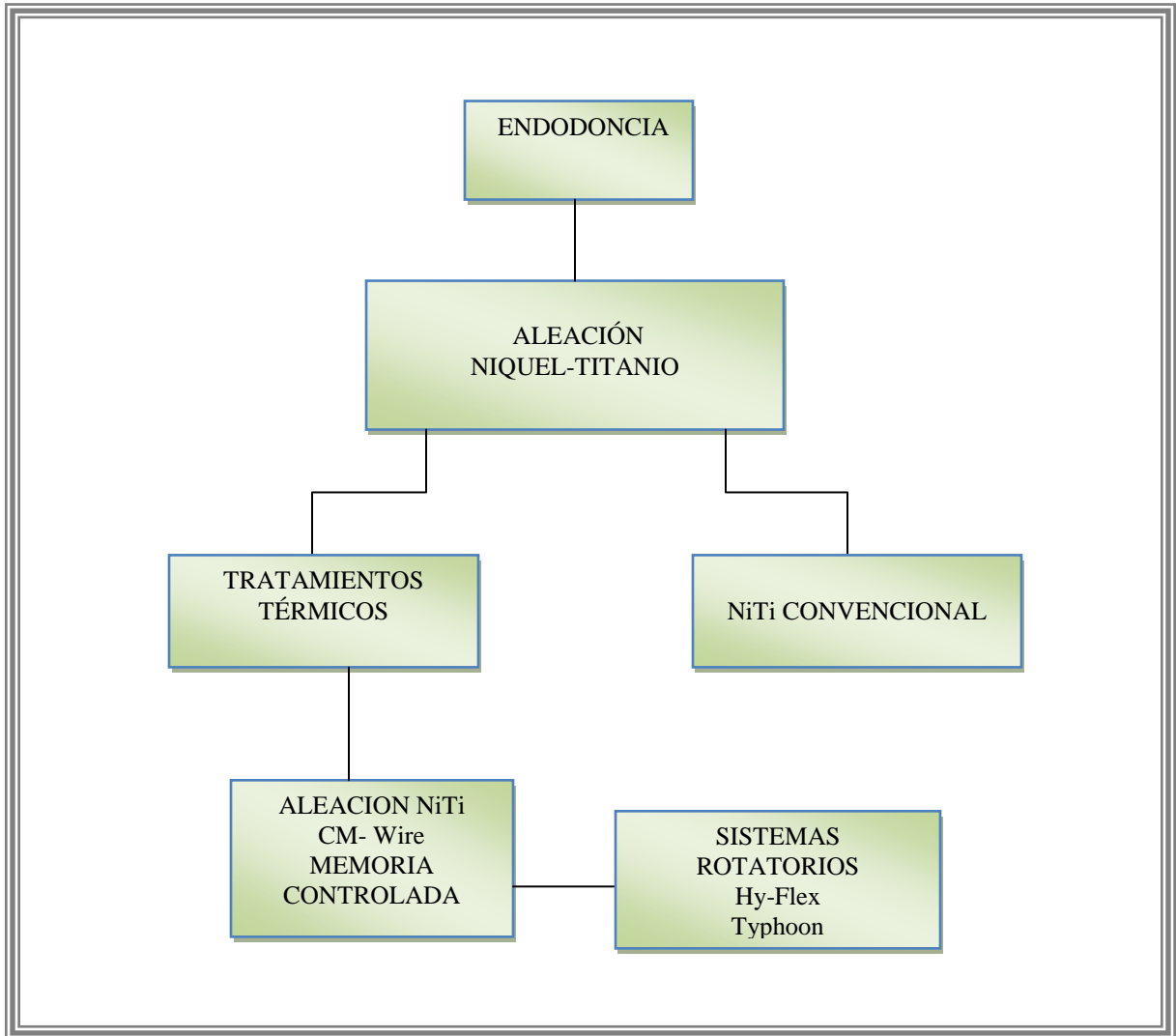


Figura 26. Mapa conceptual que representa la estructura de la tesina.

6. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS REVISTAS CONSULTADAS.

Tabla V. Lista de revistas consultadas, descripción de su Índice y Factor impacto.

REVISTA	FACTOR IMPACTO	BASE DE DATOS
JOURNAL OF ENDODONTICS	2.929	EISEVIER
BRAZIL DENTAL JOURNAL	0	ISSN 0103-6440
OOOO	1.495	EISEVIER
INT. ENDODONTIC J.	2.051	EBSCO
ENDODONTICS TOPICS	0.64	Wiley Blackwell
AUSTRALIAN DENTAL JOURNAL ENDODONTIC SUPLEMENT	1.19	Wiley
REVISTA ADM	0.39	Facultad de odontología de Buru 1678-7765
THE OPEN DENTISTRY JOURNAL	0	Science direct
RESTORATIVE DENTISTRY & ENDODONTICS	0.184	PubMed Central (PMC)
ENDODONCIA	0	Medline 1870-5855
ACTA ODONTOLÓGICA VENEZOLANA	0	Index Dental Literature 0001- 6365
DENTAL MATERIALS	3.773	ELSEVIER
ENDODONTIC PRACTICE JOURNAL OF INTERNATIONAL ORAL HEALTH	0 0	PubMed Central
AUSTRALIAN ENDODONTIC JOURNAL	0.50	Wiley
MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING A	2.404	Science Direct
MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING C		Science Direct
QUINTESENCE INTERNATIONAL	0.710	ISSN 0033-6572

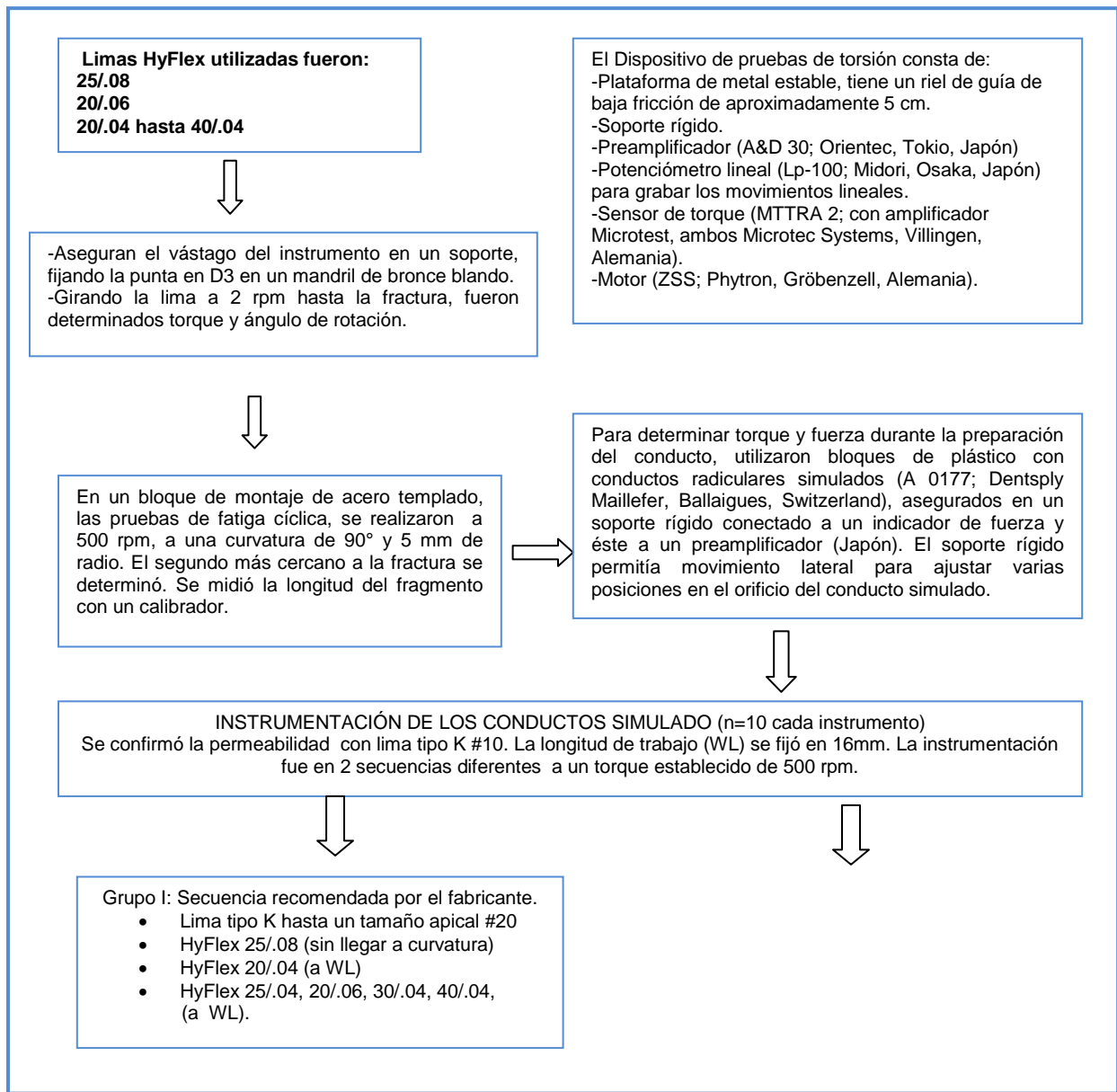
CARACTERÍSTICAS METALGRÁFICAS DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS HYFLEX CM
Y TYPHOON INFINITE FLEX CM: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Tabla VI. Representa la cantidad y tipos de artículos consultados de cada una de las revistas científicas

REVISTA	ORIGINALES	REVISIÓN	TOTAL
JOURNAL OF ENDODONTICS	15		15
BRAZIL DENTAL JOURNAL	2		2
OOOO	2		2
INT. ENDODONTIC J.	6	2	8
ENDODONTICS TOPICS		2	2
AUSTRALIAN DENTAL JOURNAL ENDODONTIC SUPLEMENT		1	1
REVISTA ADM	1		1
THE OPEN DENTISTRY JOURNAL	1		1
RESTORATIVE DENTISTRY & ENDODONTICS	2		2
JOURNAL OF INTERNATIONAL ORAL HEALTH	1		1
ENDODONCIA	1		1
ACTA ODONTOLÓGICA VENEZOLANA	1		1
DENTAL MATERIALS	2		2
ENDODONTIC PRACTICE	1		1
AUSTRALIAN ENDODONTIC JOURNAL	2		2
MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING A	3		3
MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING C	1		1
QUINTESENCE INTERNATIONAL	1		1

7. ANTECEDENTES ESPECIFICOS.

Peters O. A. y cols., (2012) Evaluaron in vitro las propiedades físicas, incluyendo límites de fatiga y de torsión, torque, durante la preparación del conducto del sistema rotatorio HyFlex. La figura 27 representa la estrategia experimental utilizada en este estudio.



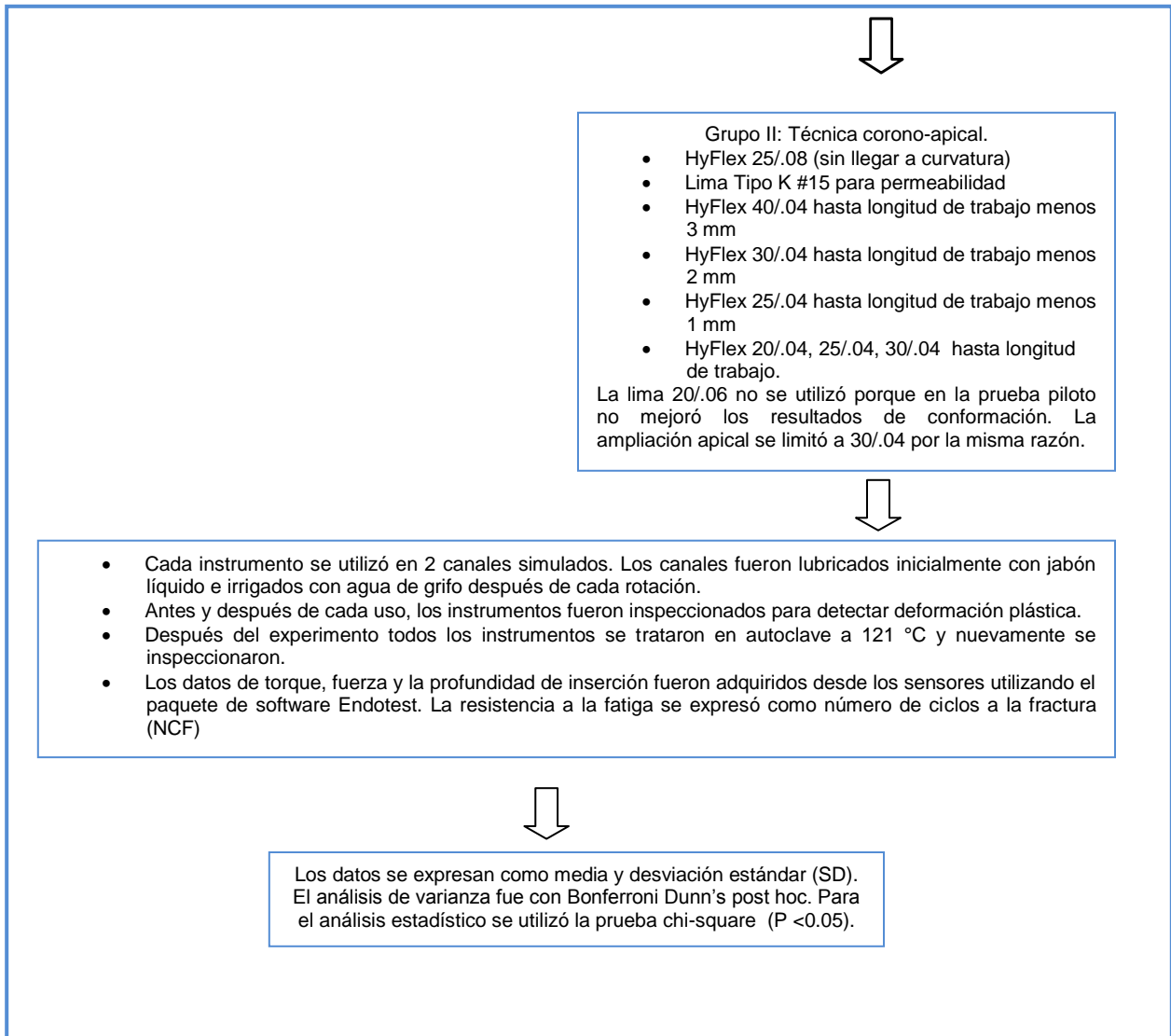


Figura 27. Representa la estrategia experimental del artículo An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments.

Resultados: El torque en el momento de la falla varió de 0.47 hasta 1.38 Ncm con diferencias significativas entre el tamaño de los instrumentos ($P < 0,0001$). La resistencia a la fatiga varió de 260 hasta 2565 con la vida útil más corta y más larga para los instrumentos 20/.04 y 25/.08 respectivamente. El torque durante la preparación del conducto fue significativamente mayor para los instrumentos pequeños utilizados en la

técnica de una sola longitud, pero más bajo para el 40/.04 comparada con la técnica corono-apical. No hubo instrumentos fracturados, el 82% de los instrumentos utilizados se deformaron plásticamente, sin embargo, sólo el 37% de ellos, permanecieron deformados después de un ciclo de esterilización.

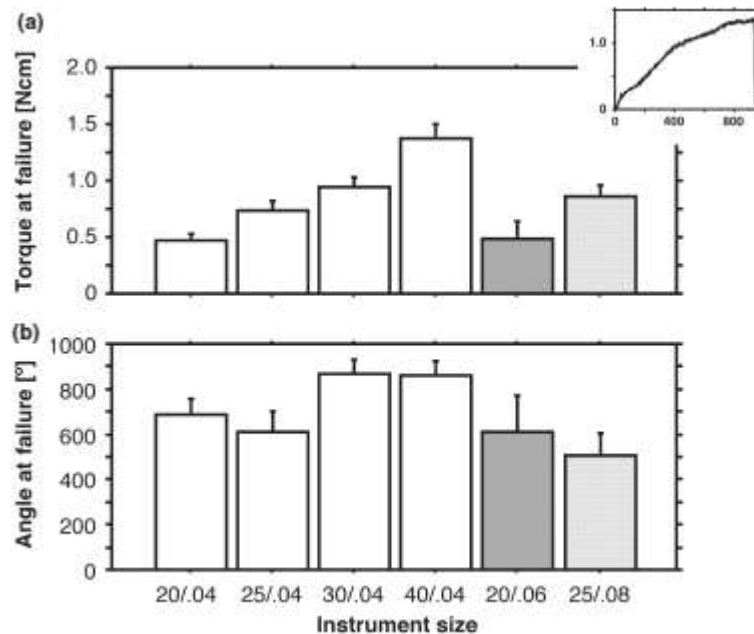


Figura 28. Diagramas de barras de media (\pm SD) del torque (a) y el ángulo en la fractura (b).

Los autores concluyeron que los instrumentos rotatorios HyFlex son muy flexibles, la resistencia a la fatiga es mucho mayor; el sistema tiene la habilidad de preparar el conducto a un menor torque y la resistencia torsional es similar comparada con los instrumentos hechos de NiTi convencional y probados en condiciones similares.

Testarelli y cols., 2011 realizaron una evaluación de las propiedades de flexión de los instrumentos rotatorios HyFlex, comparándolos con otros sistemas rotatorios de NiTi comercialmente disponibles. La figura 29 representa la estrategia experimental utilizada en este estudio.

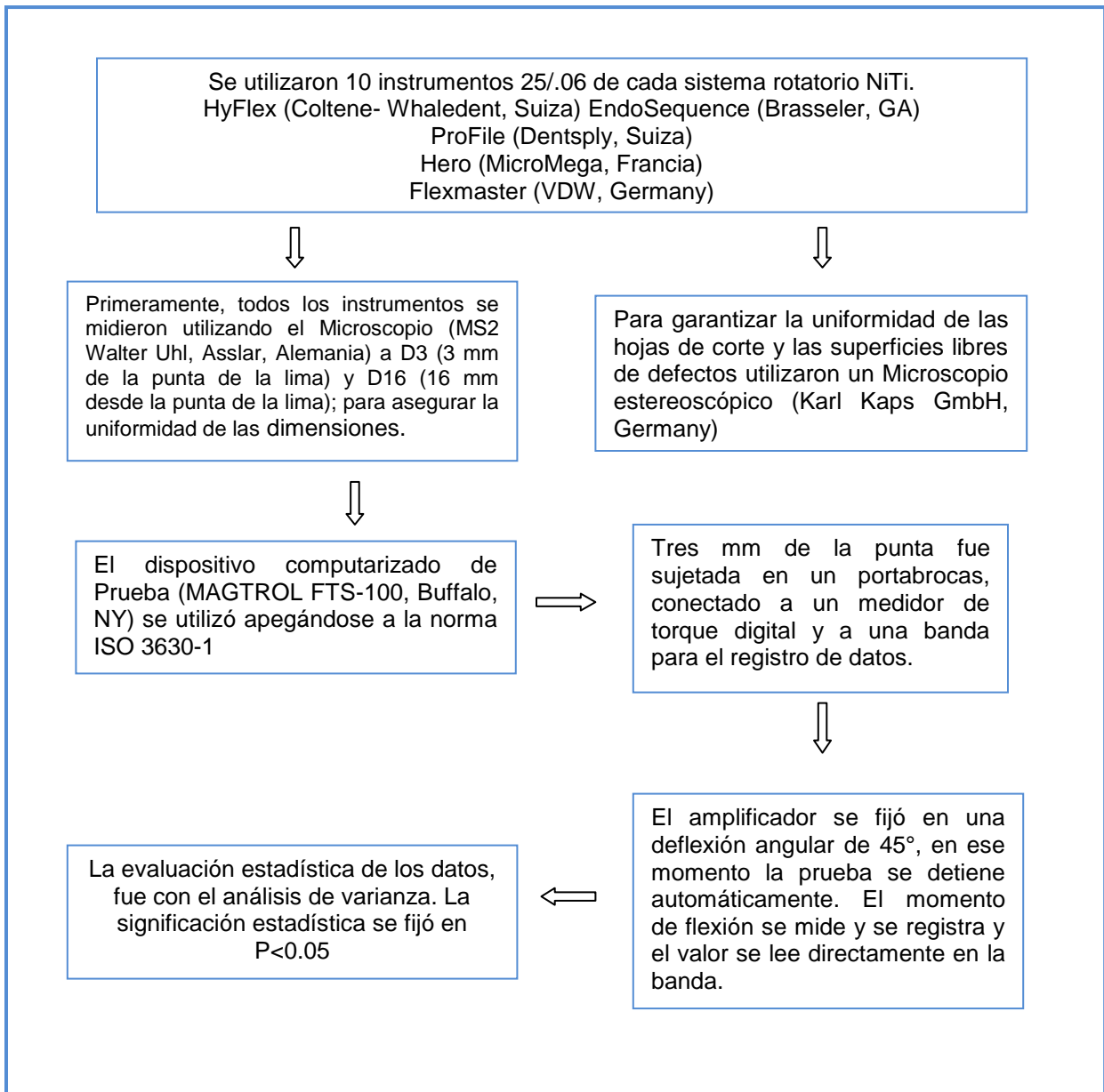


Figura 29. Representa la estrategia experimental del artículo Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel.

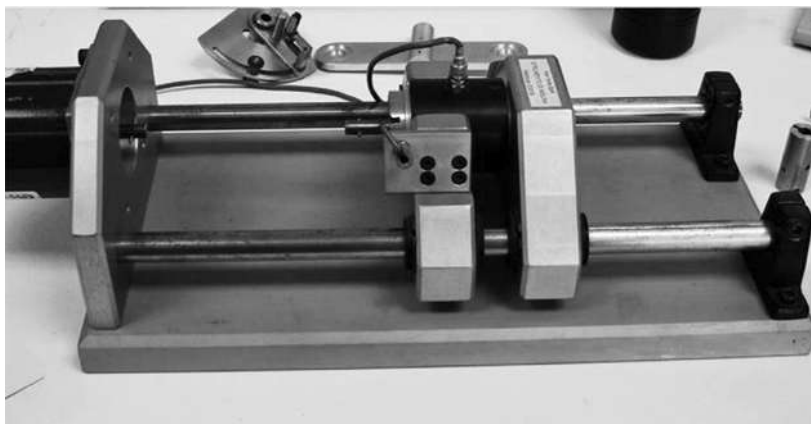


Figura 30. Dispositivo utilizado en el presente estudio para la prueba de la rigidez.

El resultado del análisis estadístico reveló que las limas HyFlex son más flexibles, con una diferencia significativa ($P < 0.05$) en comparación con los otros instrumentos analizados en el estudio.

Tabla VII. Media y desviación estándar de los valores obtenidos en la prueba de rigidez.

Instrument	g/cm
Hyflex	14.46 ± 2.7^a
EndoSequence	46.01 ± 3.9^b
ProFile	64.18 ± 4.2^c
Hero	67.11 ± 5.7^c
FlexMaster	68.39 ± 4.9^c

Cuanto más bajo sea el valor, más flexible es el instrumento. Diferentes superíndices indican estadísticamente diferencias significativas

Ninan y cols., 2013 compararon torque, ángulo de rotación antes de la fractura y resistencia a la flexión de diferentes instrumentos fabricados con CM wire, M-wire y NiTi superelástico convencional. Presentan una comparación de limas específicas. La figura 31 muestra la estrategia experimental utilizada en este estudio.

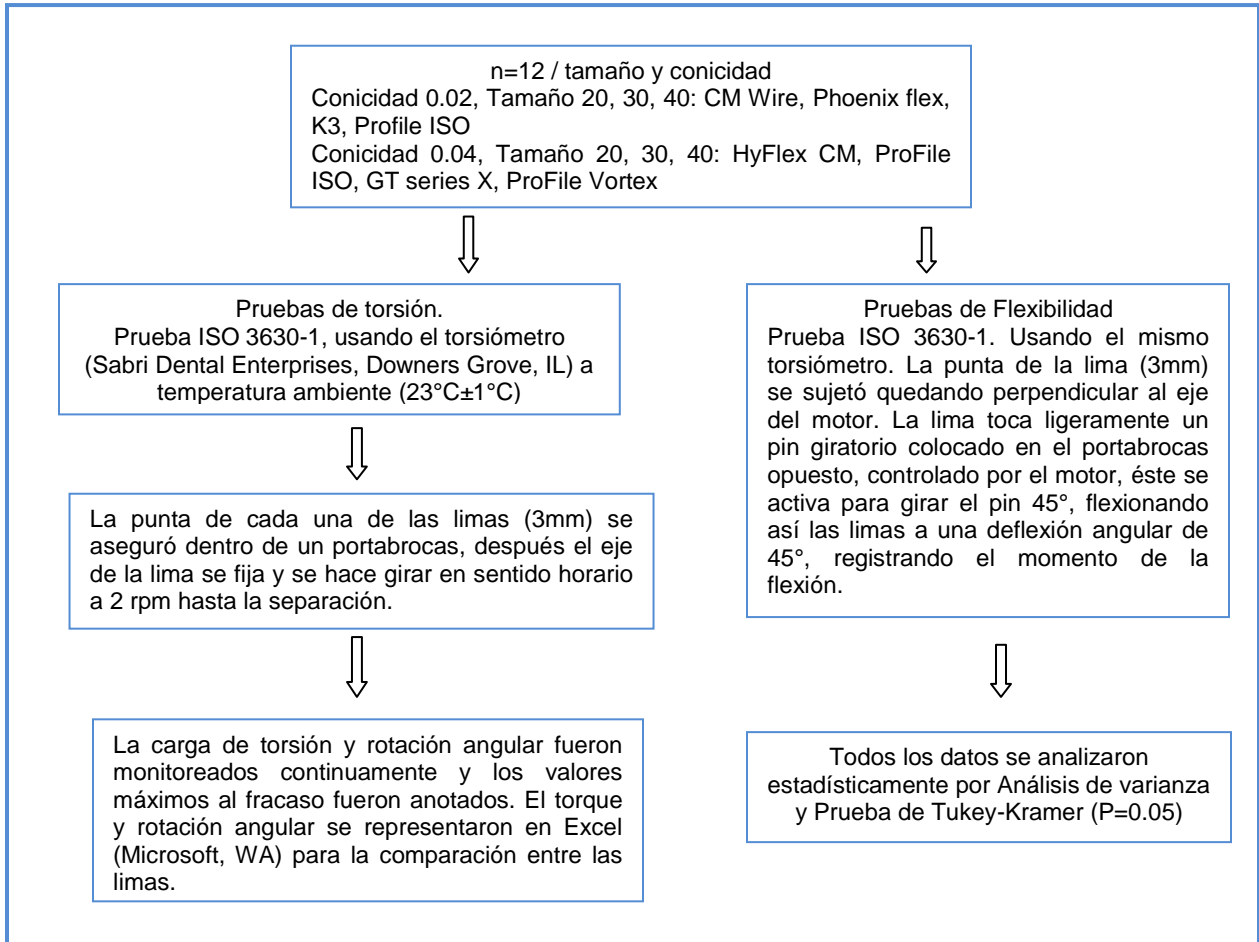


Figura 31. Representa el esquema de la estrategia experimental del artículo Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments.

Los resultados de éste estudio nos dicen que las limas CM mostraron un alto ángulo de giro antes de la fractura, pero no eran estadísticamente diferentes de algunas de las otras limas. Sin embargo, las limas CM eran más flexibles, como se evidencia por momentos de flexión significativamente más bajos ($P=0.008$).

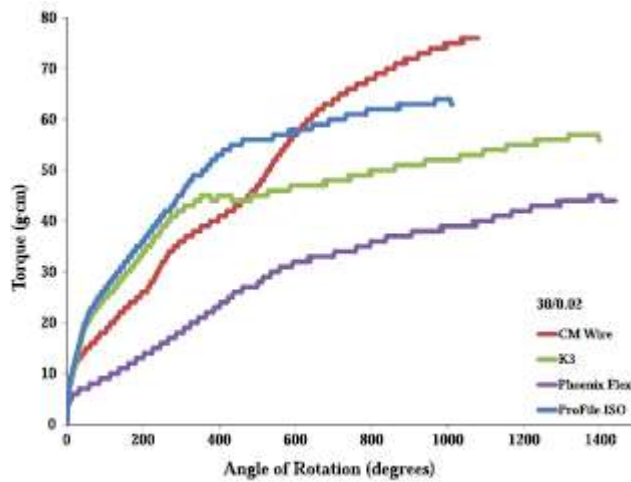


Figura 32. Torque en función del ángulo de las curvas de rotación para cada marca de 30/0.02

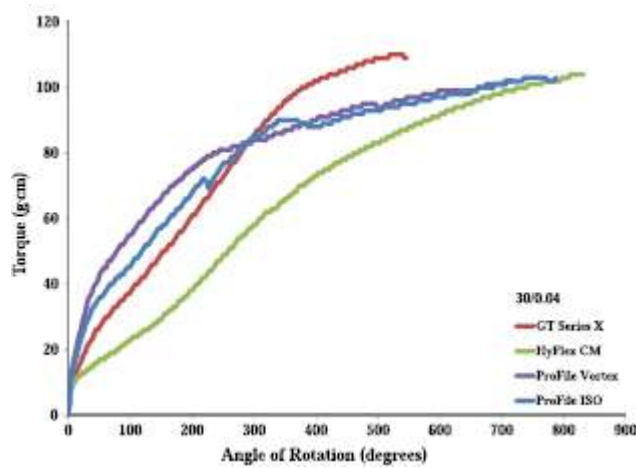


Figura 33. Torque en función del ángulo de las curvas de rotación para cada marca de 30/0.04

Los autores concluyeron que las limas de memoria controlada muestran mayor flexibilidad comparada con NiTi convencional y M-wire.

Rhett B. y cols., (2011) Compararon los efectos del autoclave sobre la deformación torsional y resistencia a la fractura, de los sistemas rotatorios ProFile Vortex, TF y limas CM wires. La metodología utilizada en este estudio se representa en la Figura 34.

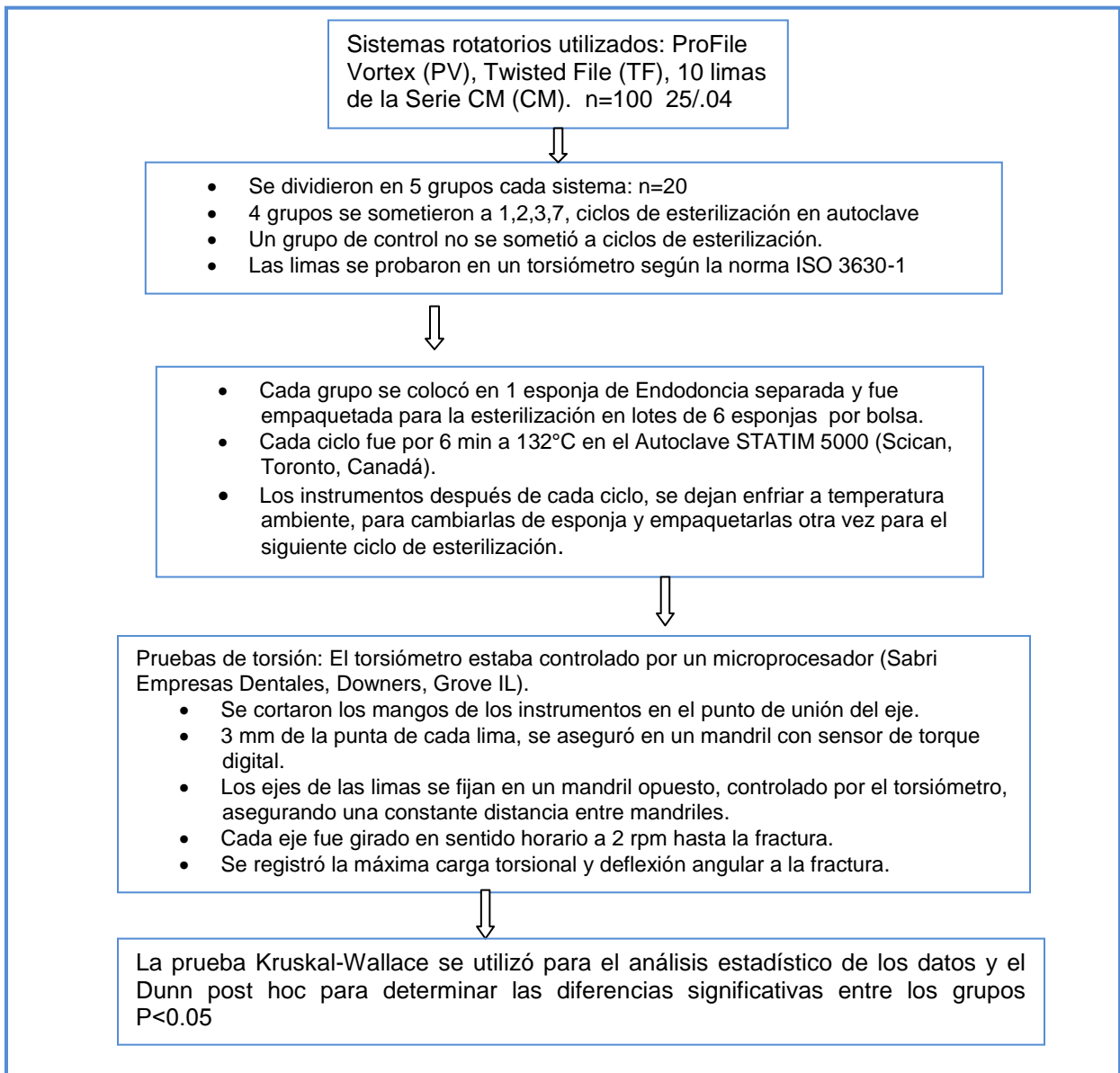


Figura 34. Representa la metodología utilizada en el artículo Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems.

Resultados: Los ciclos de esterilización en autoclave no tuvieron efecto global significativo, en el rendimiento de las limas, para ningún sistema de instrumentos probados en éste artículo.

PV y CM muestran una resistencia significativamente mayor ($P>0.05$) a la carga de torsión que TF ($P<0.001$).

TF y CM muestran valores significativamente mayores de deflexión angular que para PV ($P<0.001$) y TF mostró mayor distorsión de rotación que CM ($P<0.05$).

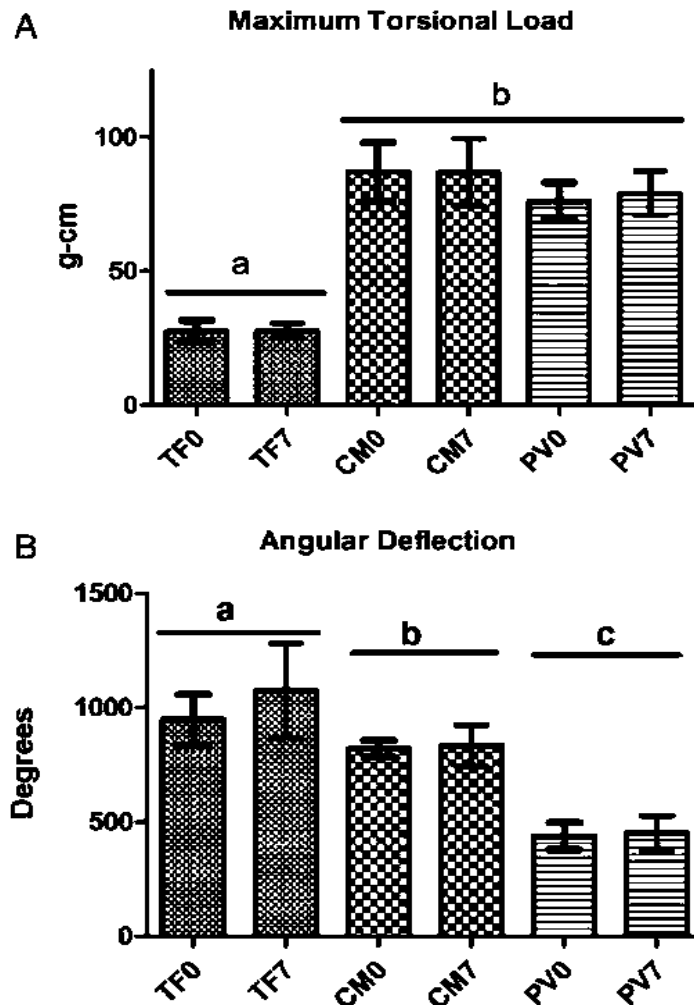
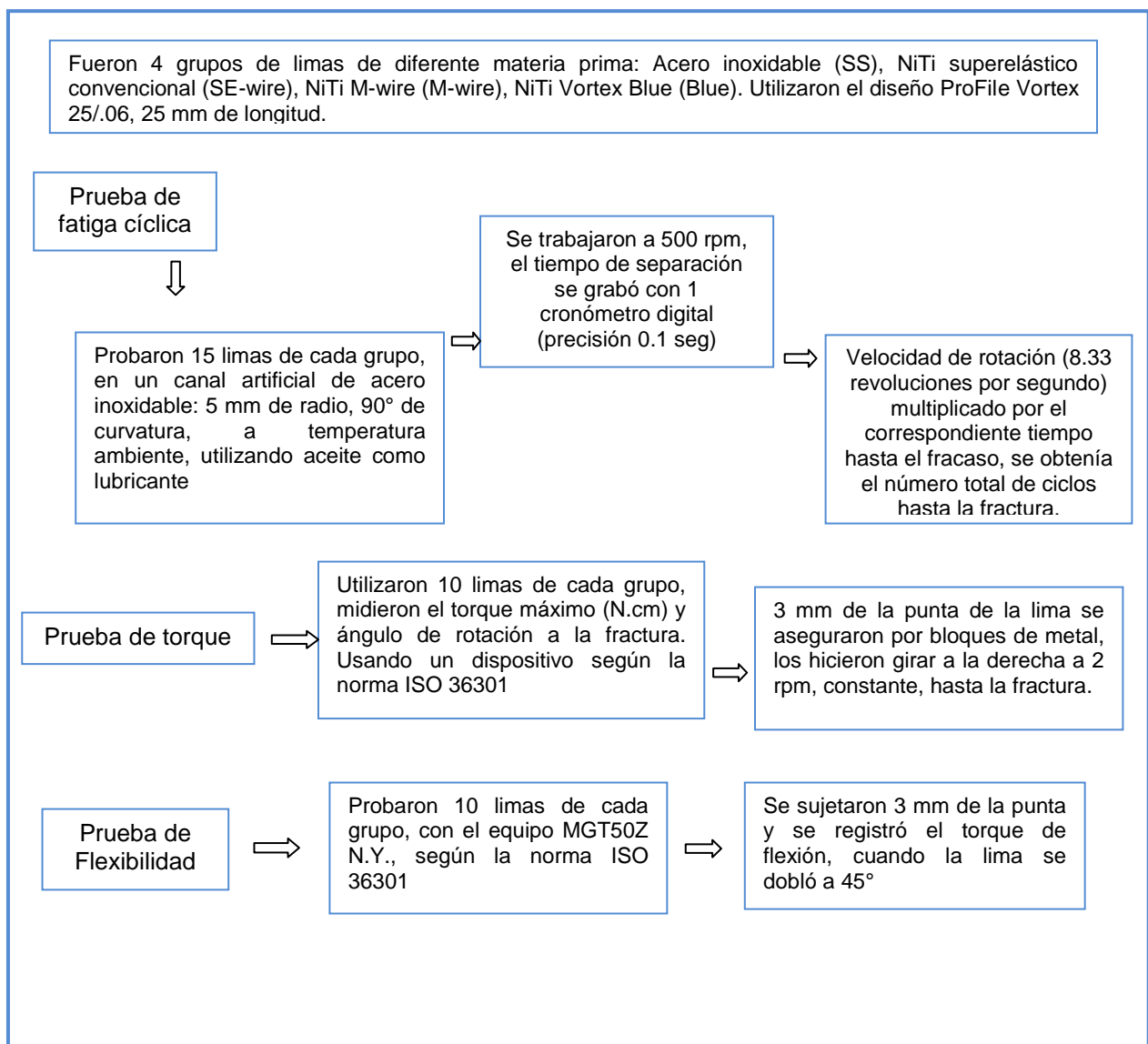


Figura 35. A. Máxima carga torsional. B. Deflexión angular.

Conclusiones: Los ciclos repetidos de esterilización en autoclave no afectan la resistencia torsional de las limas de los sistemas evaluados. Las limas CM wire tienen una ventaja combinada de mayor resistencia a la torsión y alta deformación antes de la fractura.

Yong Gao y cols., en el 2012 evaluaron el impacto de la materia prima sobre la resistencia a la fatiga, propiedades de torsión, flexibilidad y microdureza, basándose en el diseño de ProFile Vortex 25/.06 y 4 materiales seleccionados: Acero inoxidable (SS), NiTi superelástico convencional (SE-wire), NiTi M-wire (M-wire), y el prototipo Vortex Blue NiTi (Blue). La figura 36 muestra la estrategia experimental utilizada en este estudio.



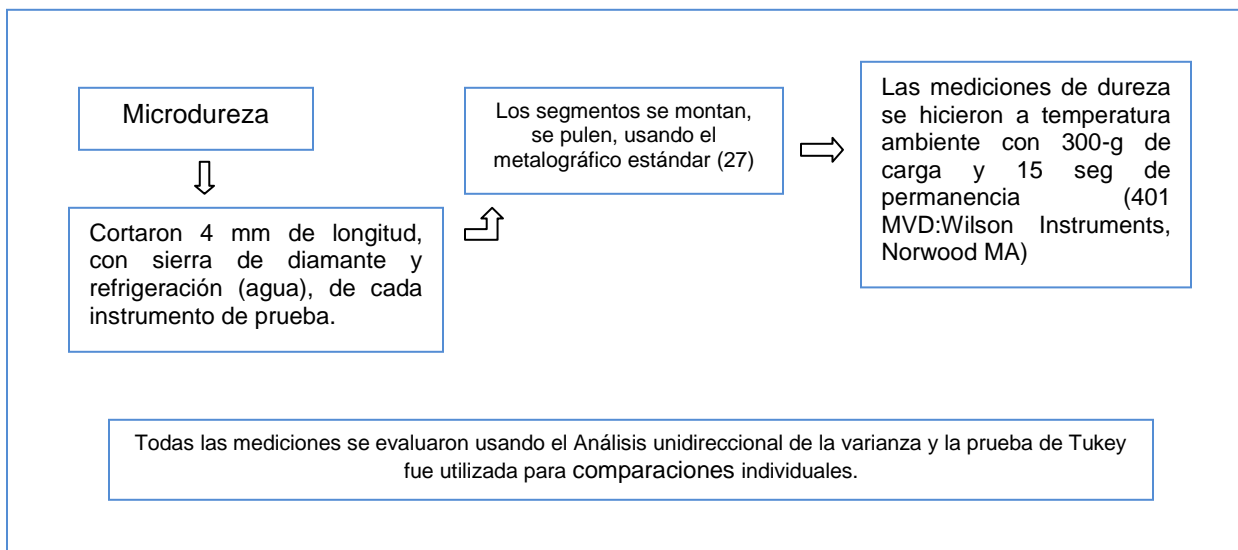


Figura 36. Esquema de la estrategia experimental del artículo: Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments

Tabla VIII. Análisis estadístico de los Resultados de las pruebas (n = 15 para la prueba de fatiga y n = 10 para todas las demás pruebas).

	S-S	SE-wire	M-wire	Blue
Fatigue life (cycle)	67 ±11 ^A	331 ± 102 ^B	1142 ±179 ^C	1609 ± 269 ^D
Peak torque in twist (N\$cm)	1.74 ±0.19 ^E	1.00 ± 0.10 ^F	1.27 ± 0.09 ^G	1.01 ± 0.07 ^F
Degree of rotation (°)	368 ± 69 ^H	385 ± 32 ^H	367 ± 54 ^H	457 ± 47 ^I
Flexibility (N\$cm)	2.87 ± 0.30 ^J	1.10 ± 0.08 ^K	0.88 ± 0.04 ^L	0.77 ± 0.06 ^M
Vickers microhardness (VHN)	559.5 ± 9.1 ^N	352.6 ± 10.5 ^O	390.0 ± 7.9 ^P	344.5 ± 7.6 ^O

Los datos se expresan como media desviación estándar. Los valores con diferentes letras de superíndice indican una diferencia estadísticamente significativa (P <0,05).

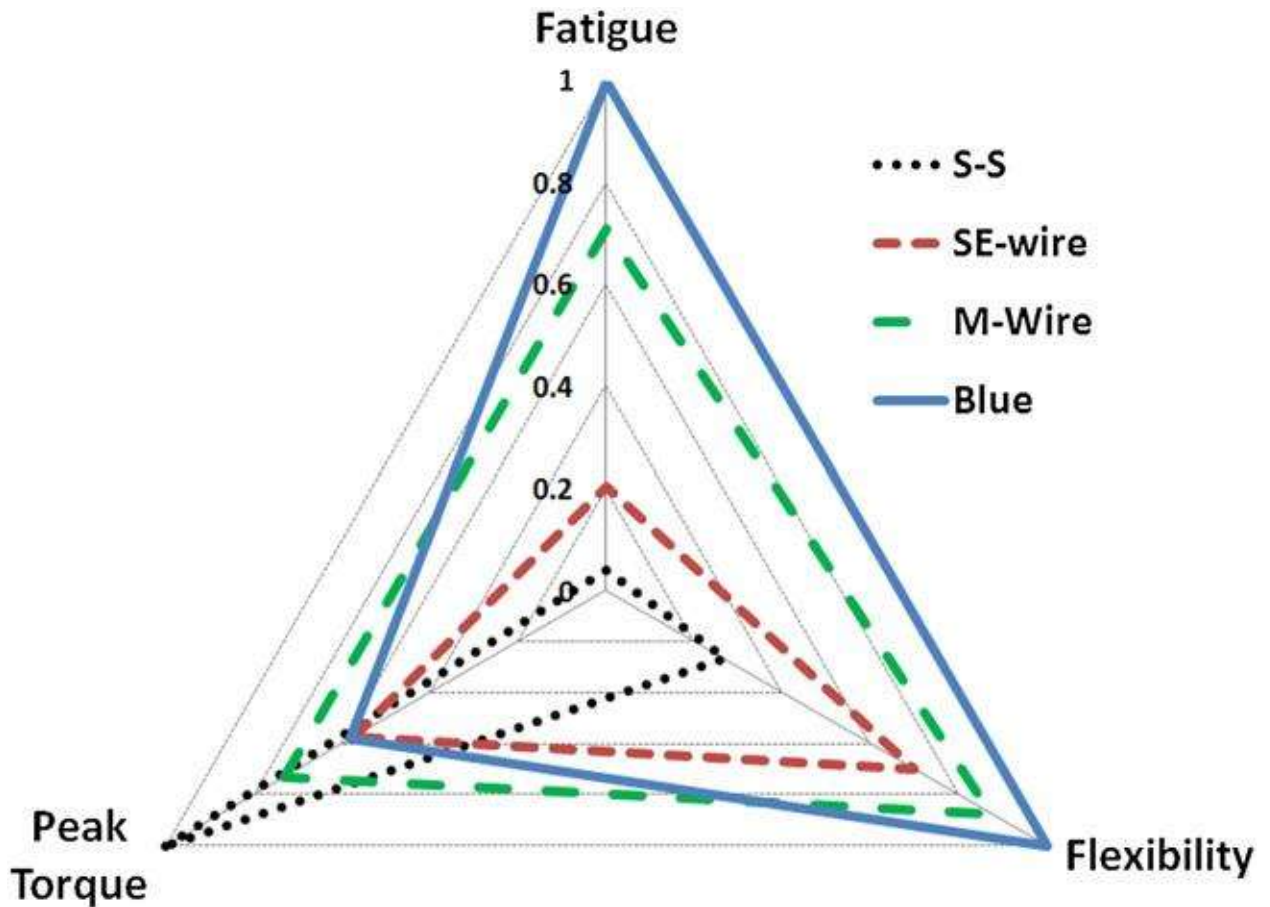


Figura 37. Representa un gráfico radial de los resultados de éste estudio. .

Conclusión. Los autores concluyeron que Vortex Azul NiTi y M-Wire ofrecen ventajas funcionales, más que el NiTi superelástico convencional. Vortex Azul mostró una mejor resistencia a la fatiga y flexibilidad en comparación con ProFile Vortex M-Wire.

Zhou H. y cols., en el 2012 investigaron la estructura y propiedades mecánicas de la materia prima (alambre) NiTi con memoria controlada. Las materias primas utilizadas fueron: Alambre NiTi superelástico convencional (SE) y Alambre NiTi con memoria controlada (CM). La figura 38 representa la estrategia experimental del estudio.

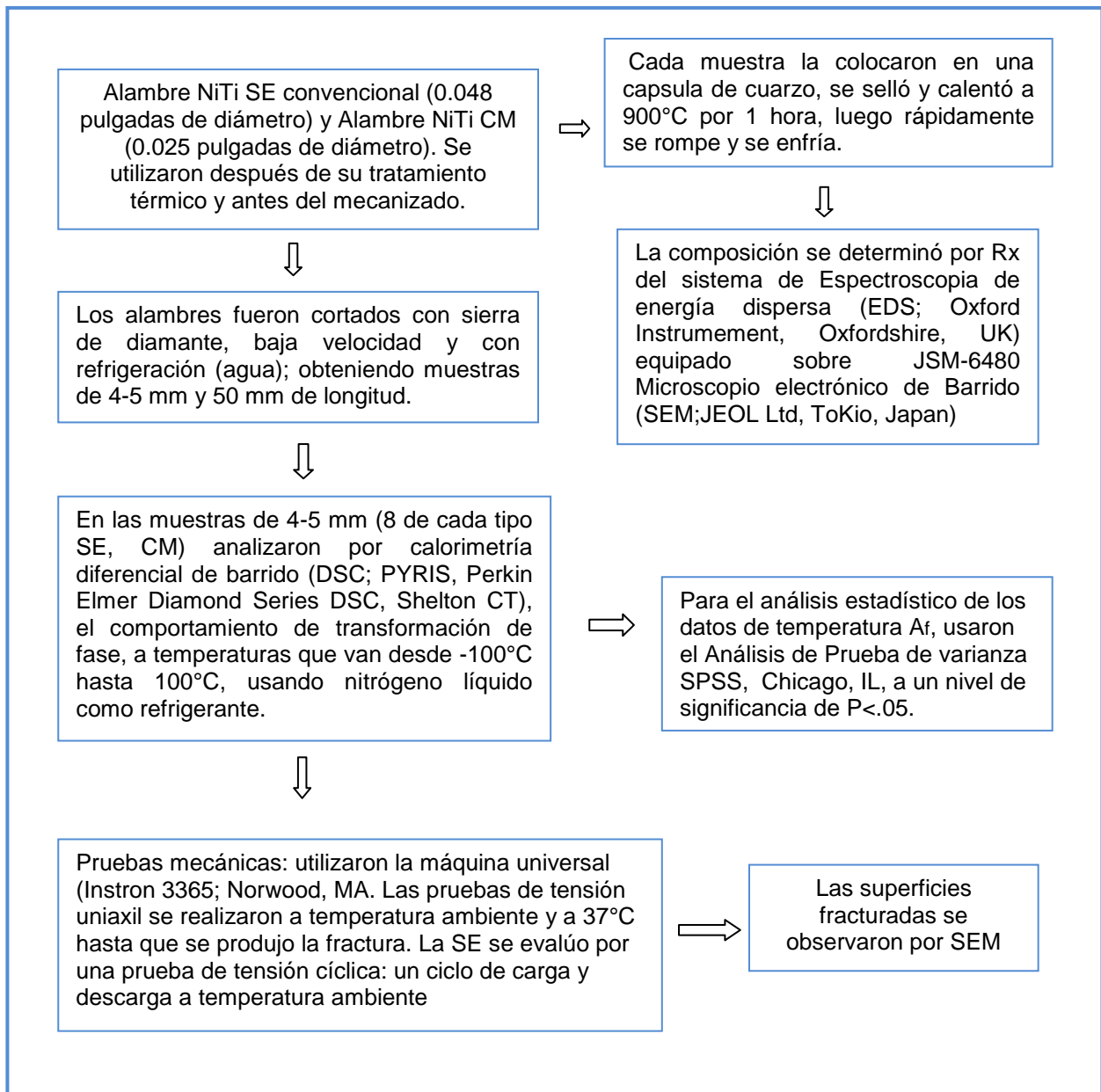


Figura 38. Representa la estrategia experimental del artículo Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments

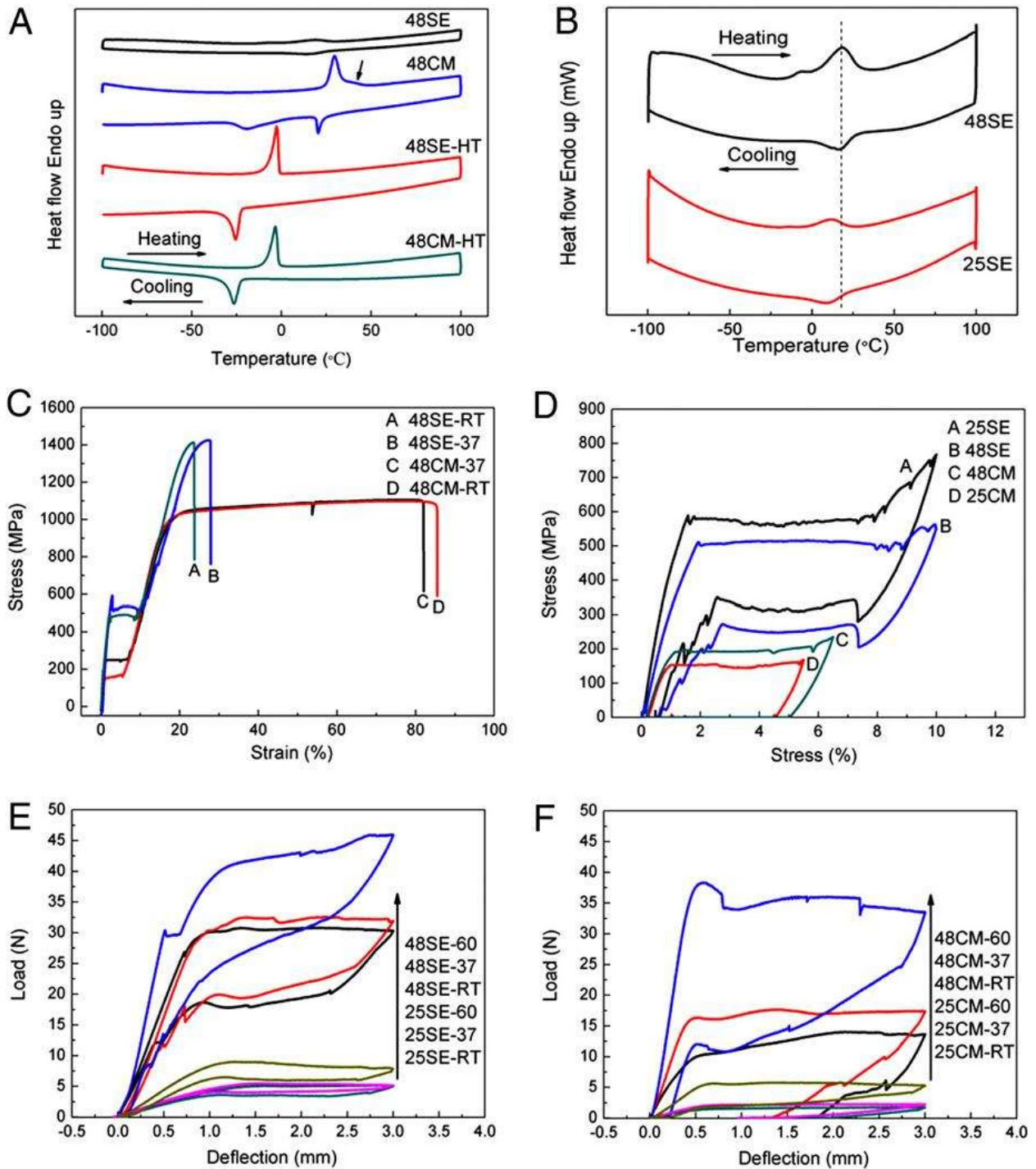


Figura 39. Representa los resultados del presente artículo.

Los resultados indicaron que el alambre CM era una aleación NiTi rica en Níquel, con una A_s y A_f relativamente alto comparado con el alambre SE convencional. La máxima resistencia a la tensión fueron bajos los valores de CM; pero la tensión máxima antes

de la fractura de CM, era más de 3 veces mayor de lo que era para el alambre SE; lo que indica la flexibilidad superior de los alambres CM. A temperatura ambiente CM no muestran superelasticidad, solamente la presentan al calentarse a 60°C.

Concluyeron que la historia del tratamiento térmico de CM influye en el comportamiento de transformación de fase y propiedades mecánicas. Además sugieren una mayor flexibilidad de los instrumentos endodónticos fabricados con alambres CM que instrumentos similares hechos de alambre SE convencional.

Shen Y. y cols., en el 2011 investigaron la microestructura y las fases de transformación de instrumentos rotatorios de Endodoncia hechos de distintos tipos de alambre NiTi, utilizando Calorimetría de barrido diferencial (DSC), Difracción de Rayos X (XRD), Microscopio óptico, Microscopio electrónico de barrido (SEM) y el Espectrómetro de energía dispersa de Rayos X (EDS). Los puntos más importantes de la metodología Se observan en la figura 41.

Los resultados mostraron que TYP CM y Vortex tenían una temperatura A_f superior a 37 °C y los alambres convencionales (ES, PF, TYP) y TF tuvieron la temperatura A_f sustancialmente por debajo que va desde 16 °C-31 °C.

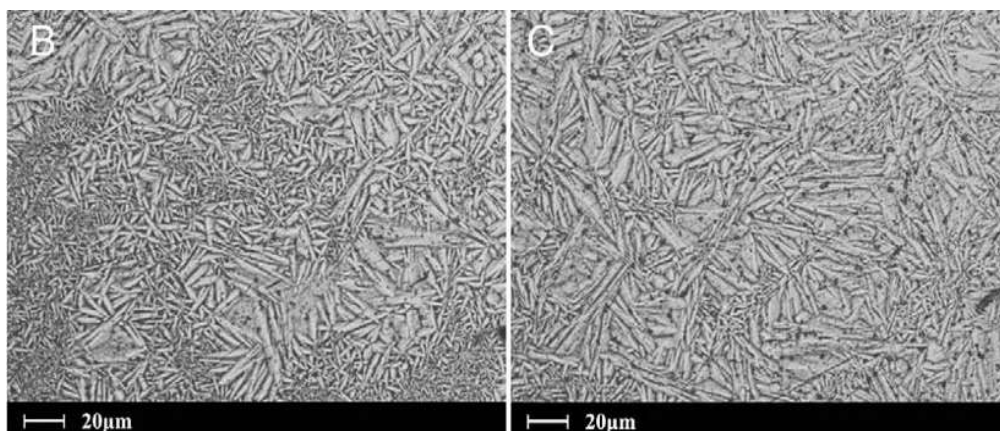


Figura 40. El Microscopio óptico mostró los instrumentos grabados con la estructura martensita lenticular de (B) TYP y (C) TYP-CM

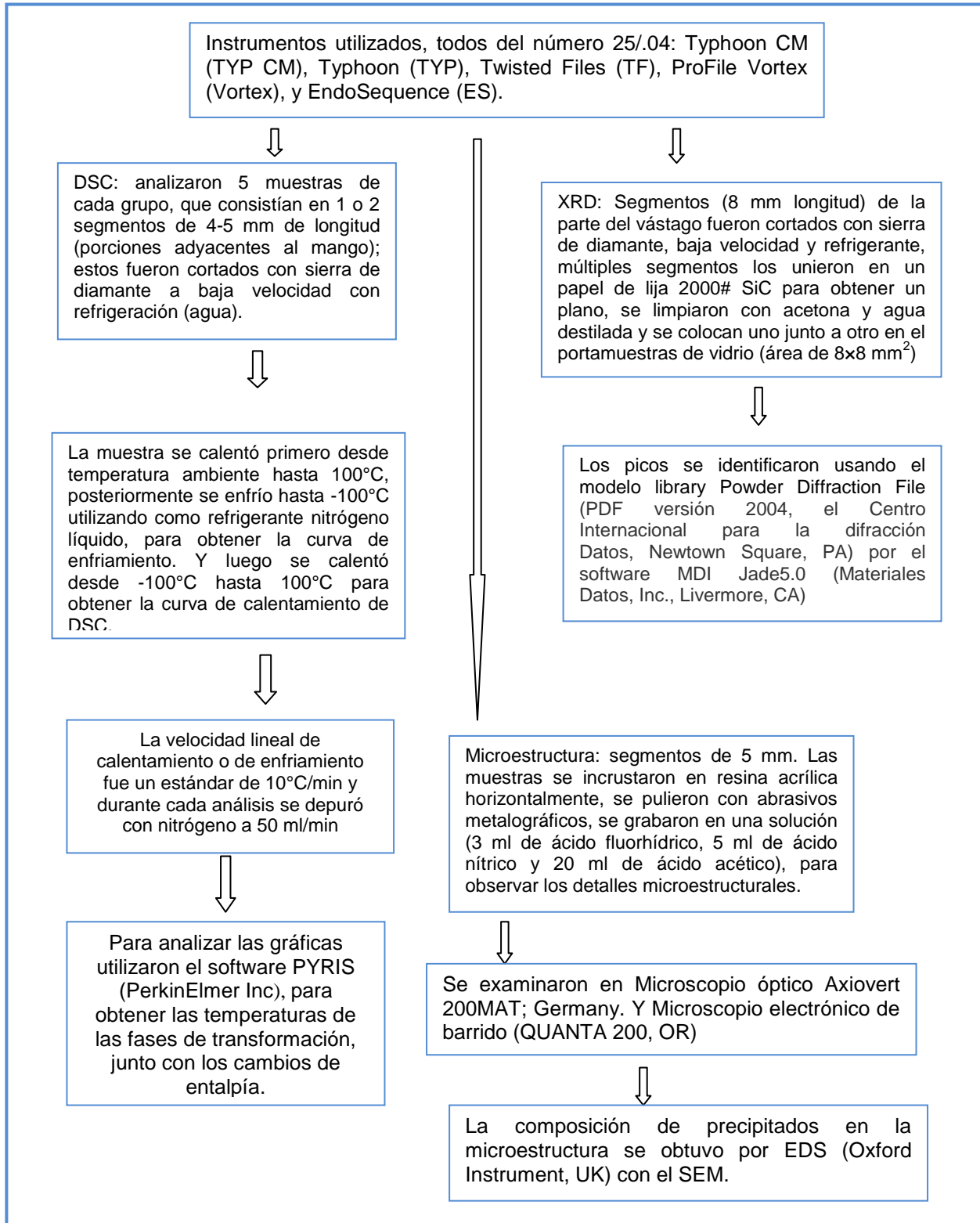


Figura 41. Esquema de la Estrategia experimental del artículo: Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments

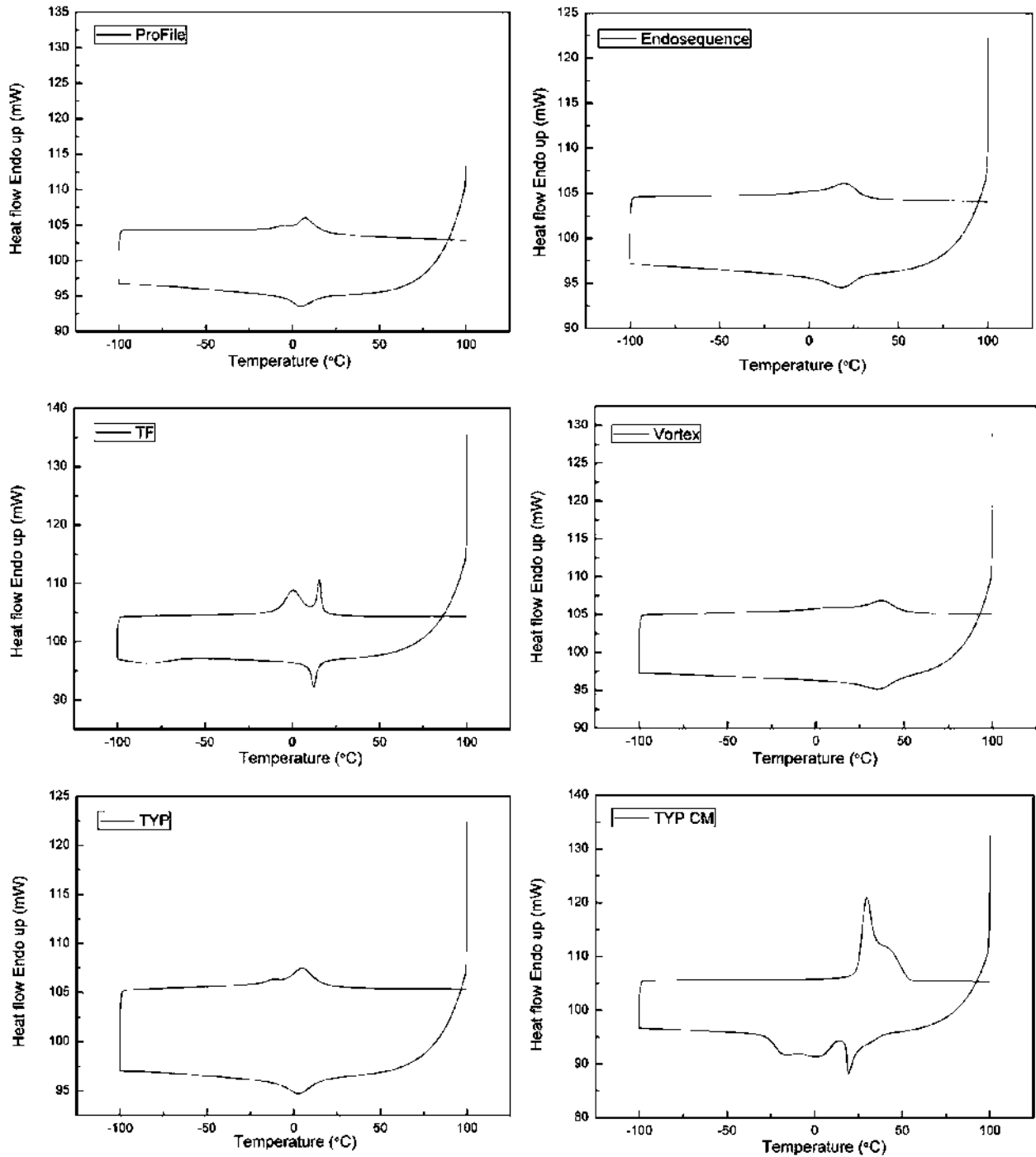


Figura 42. DSC curvas de cada prueba. La curva superior muestra el calentamiento y la curva inferior muestra el enfriamiento.

Concluyeron que los instrumentos TYP CM y Vortex con tratamiento térmico contribuyeron al incremento de la temperatura de transformación austenítica. Los instrumentos CM tienen cambios significativos en el comportamiento de fase de transformación en comparación con los instrumentos convencionales de NiTi.

Gambarini y cols., en el 2009 investigaron si el proceso de fabricación aumenta la resistencia a la torsión de los instrumentos NiTi, comparando el método de torsión y el tradicional proceso de molienda. Los principales puntos de la metodología se muestran en la figura 43.

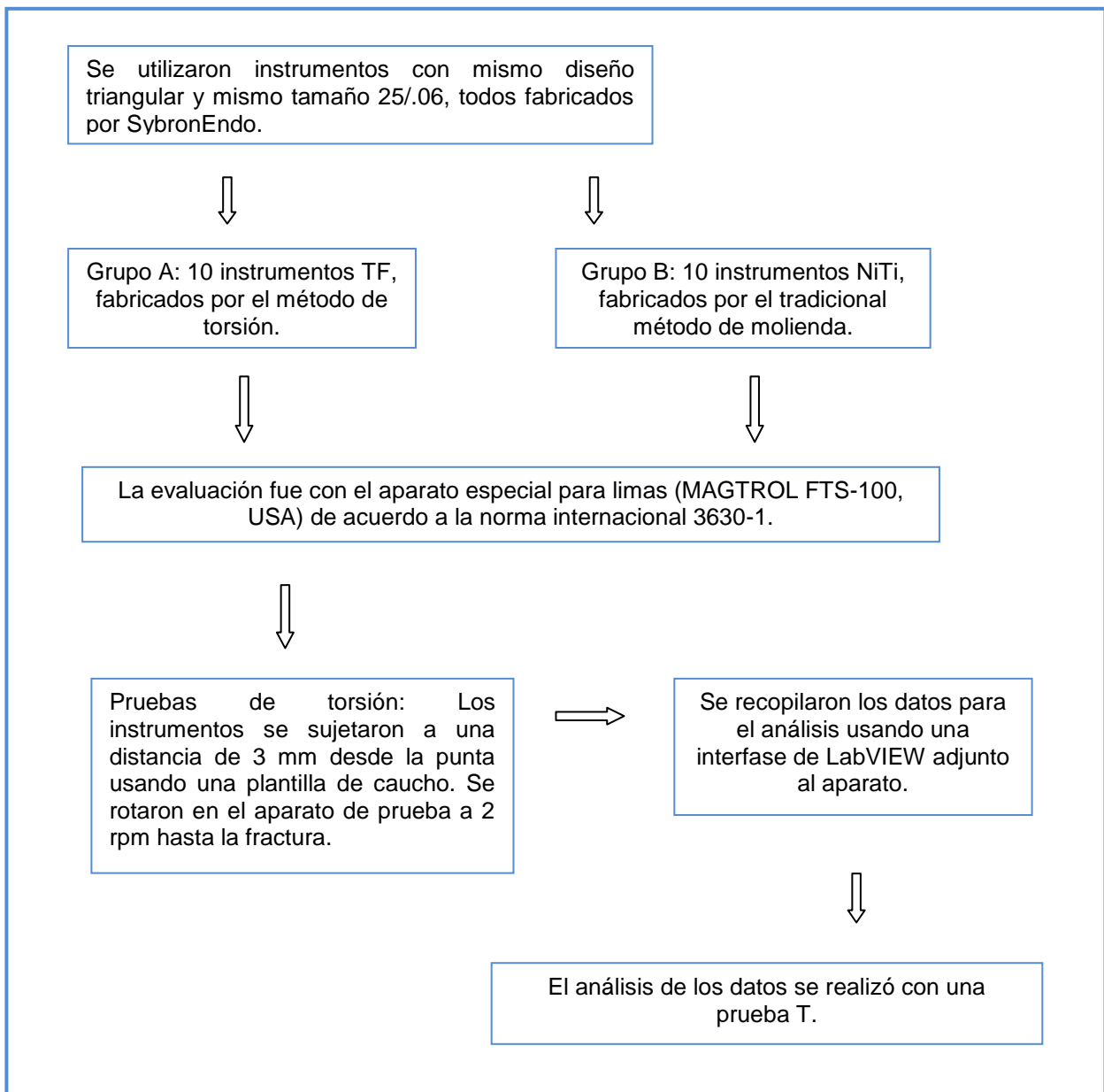


Figura 43. Representa la estrategia experimental del artículo An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method.

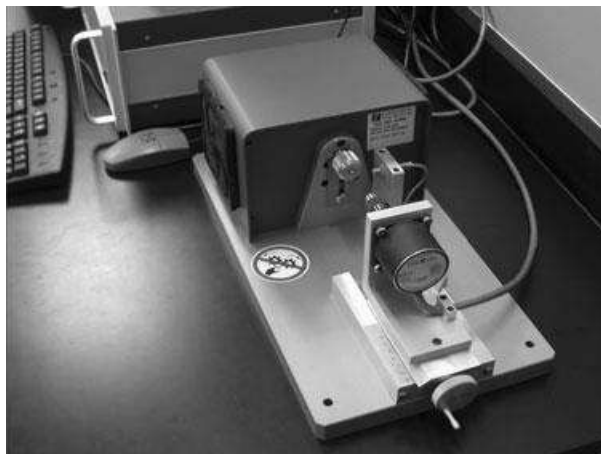


Figura 44. Dispositivo utilizado para la prueba de torsión, Magtrol FTS-100.

Los resultados indicaron que los instrumentos TF demostraron significativamente un mayor promedio de niveles de máximo torque ($P < 0,05$) y también exhibió valores mayores de desviación estándar. Por lo tanto concluyeron que los instrumentos fabricados por torsión tienen mayor resistencia torsional (36%) que los instrumentos fabricados por el método de molienda.

Shen y cols., en el 2011 examinaron el comportamiento de fatiga de los instrumentos NiTi con dos diseños diferentes, hechos a partir de la nueva aleación CM y de la aleación convencional. La estrategia experimental fue la siguiente (Figura 45)

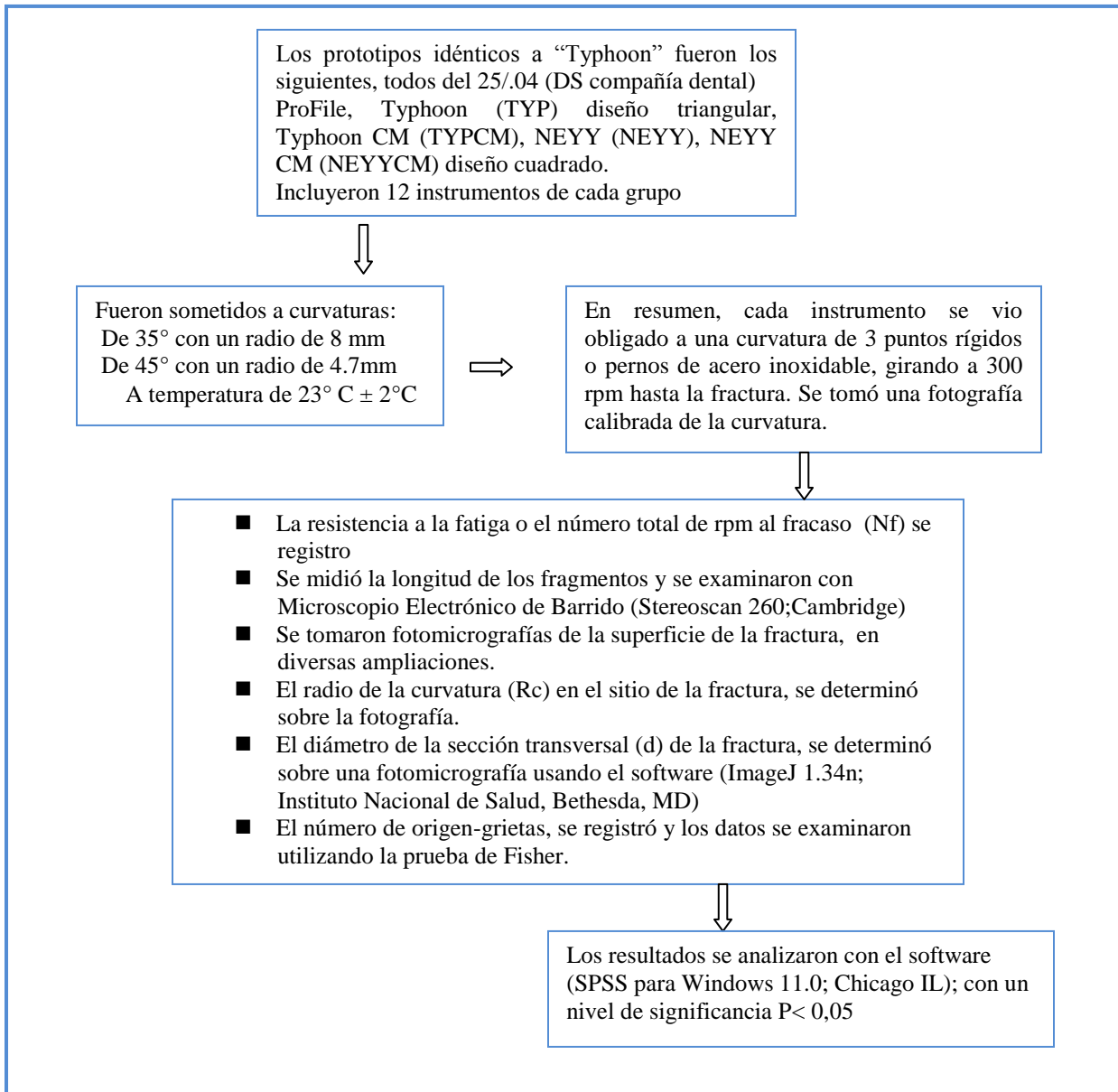


Figura 45. Representa la estrategia experimental del artículo Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel- Titanium Rotary Instruments

Los resultados del presente estudio, indicaron que CM (TYP y CM NEYY) tuvieron significativamente mayor número de revoluciones hasta la fractura (Nf) y menor amplitud de deformación superficial que el NiTi convencional con idéntico diseño en

condición seca. Los instrumentos CM dieron un mayor número de orígenes de múltiples grietas que el NiTi convencional. Los valores de la región del hoyuelo fueron significativamente más pequeños en CM que en el NiTi convencional.

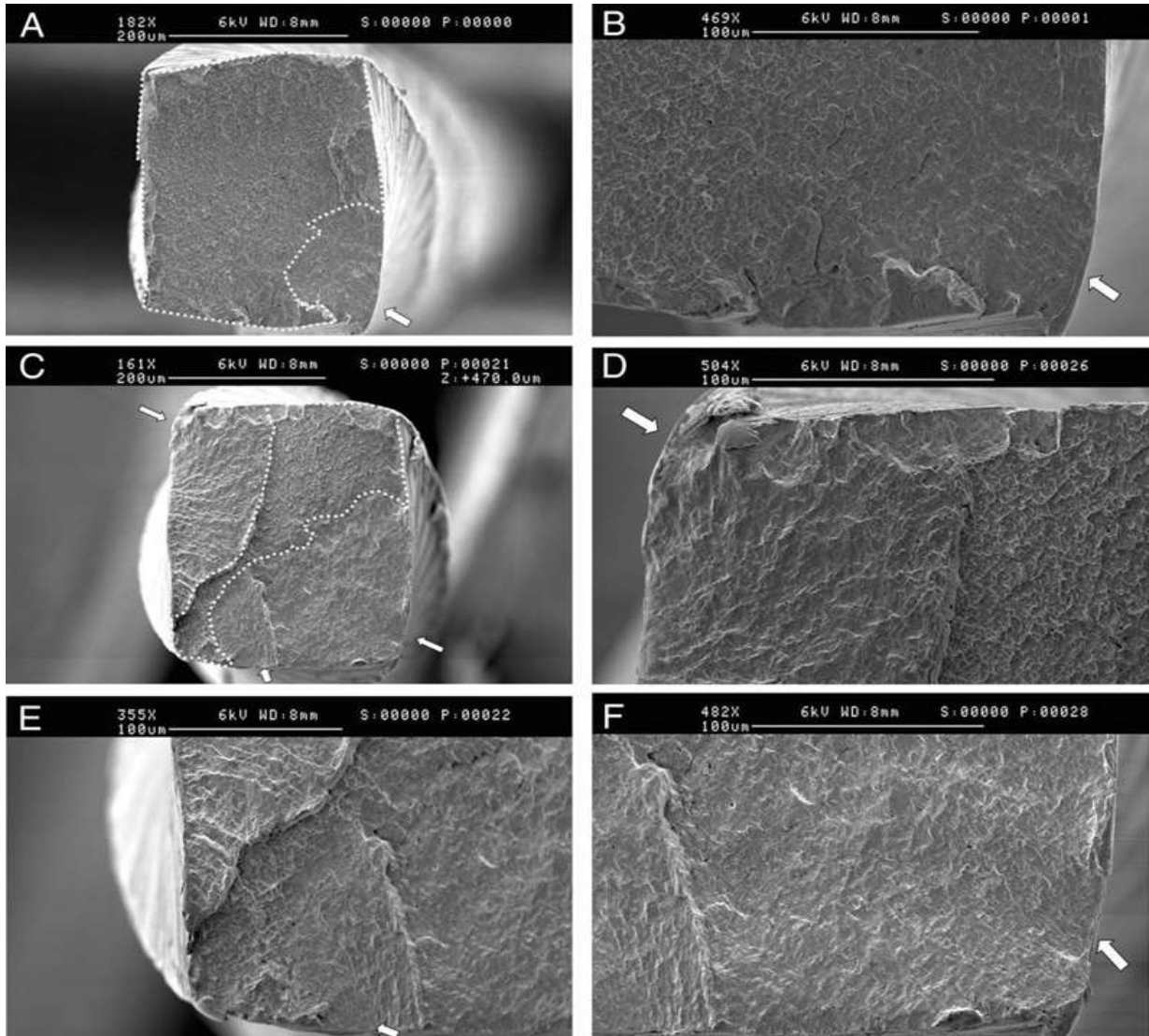


Figura 46. Fotomicrografía de una superficie de fractura de la lima NEYY, con la propagación de la grieta y área del hoyuelo (línea de puntos), el origen de la grieta se señala con flechas. (A) vista general de la lima NEYY (Nf=380; área del hoyuelo es 85%); (B) ampliación del origen de la grieta; (C) vista general de la lima DS NEYY CM con 3 orígenes de grieta (Nf=2390; área del hoyuelo 33%); (D, E, F) ampliación del origen de cada una de las grietas.

Los autores concluyeron que los instrumentos hechos de CM-wire fueron casi 300% hasta 800% más resistentes a la fractura por fatiga que los instrumentos hechos de NiTi convencional.

Arruda y cols. (2013) en su estudio compararon las respuestas mecánicas de las limas CM y NiTi superelásticas con la misma geometría bajo condiciones de flexión y torsión. La metodología utilizada se representa en la figura 47.

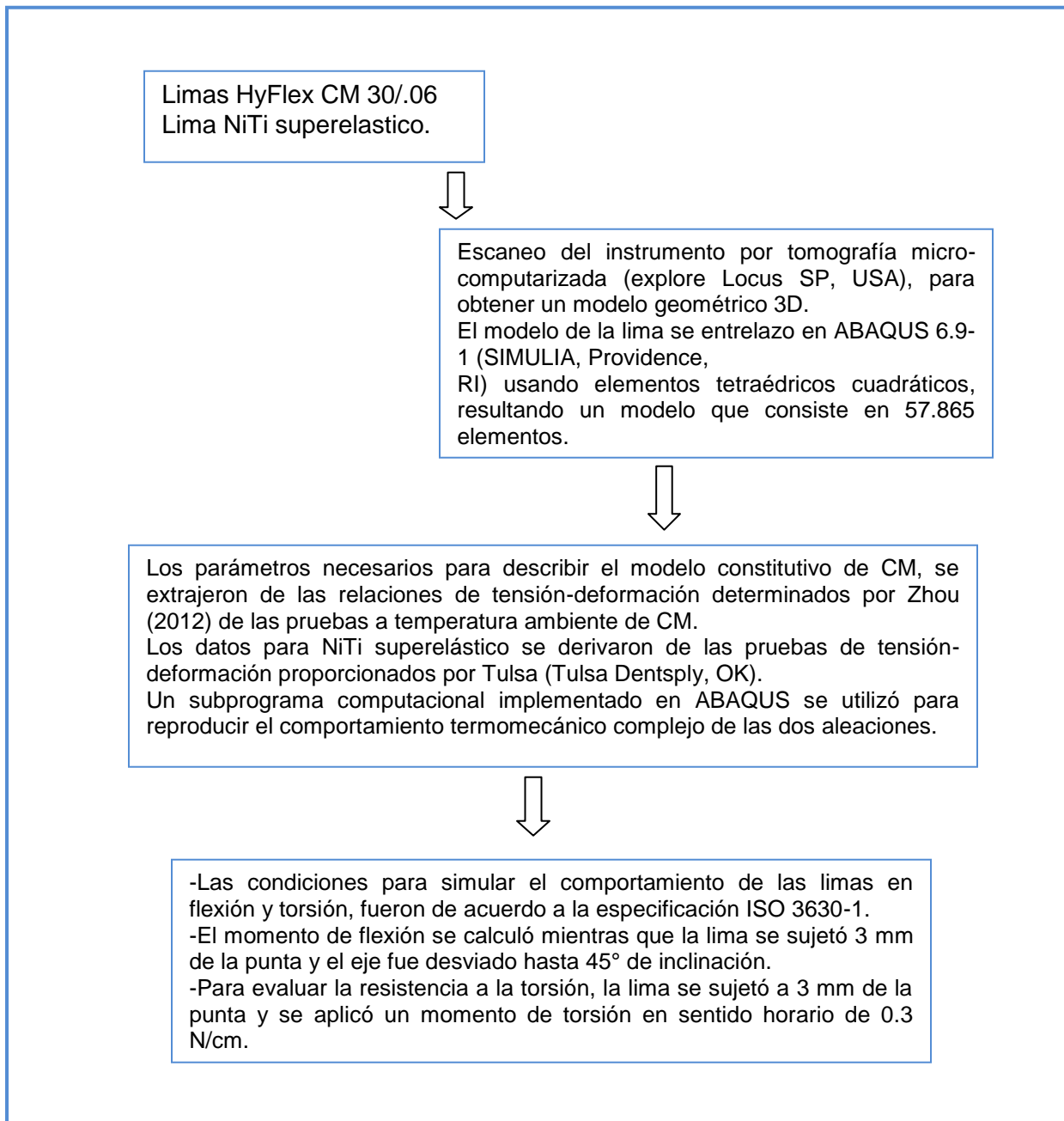


Figura 47. Representa la estrategia experimental del artículo: Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis.

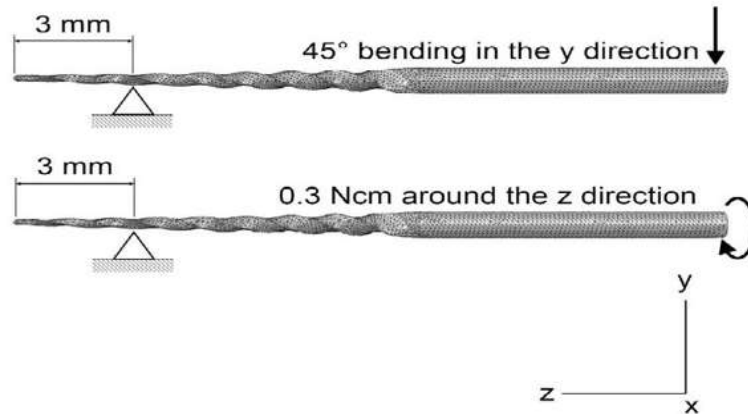


Figura 48. Simulación de las condiciones de prueba para la flexión y torsión realizadas en este estudio.

Resultados: Las limas NiTi CM exhibieron menor flexión y el valor máximo a la tensión (523 MPa).

Conclusiones: Fue confirmado la mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fatiga de las limas NiTi CM, lo que indica que esta nueva tecnología representa una mejora en el comportamiento mecánico de las limas NiTi.

Shen Y. y cols., (2012) evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos hechos de la aleación NiTi con memoria controlada y aleación NiTi convencional cuando se sumergen en diversas soluciones. La metodología utilizada en este estudio se representa en la figura 49.

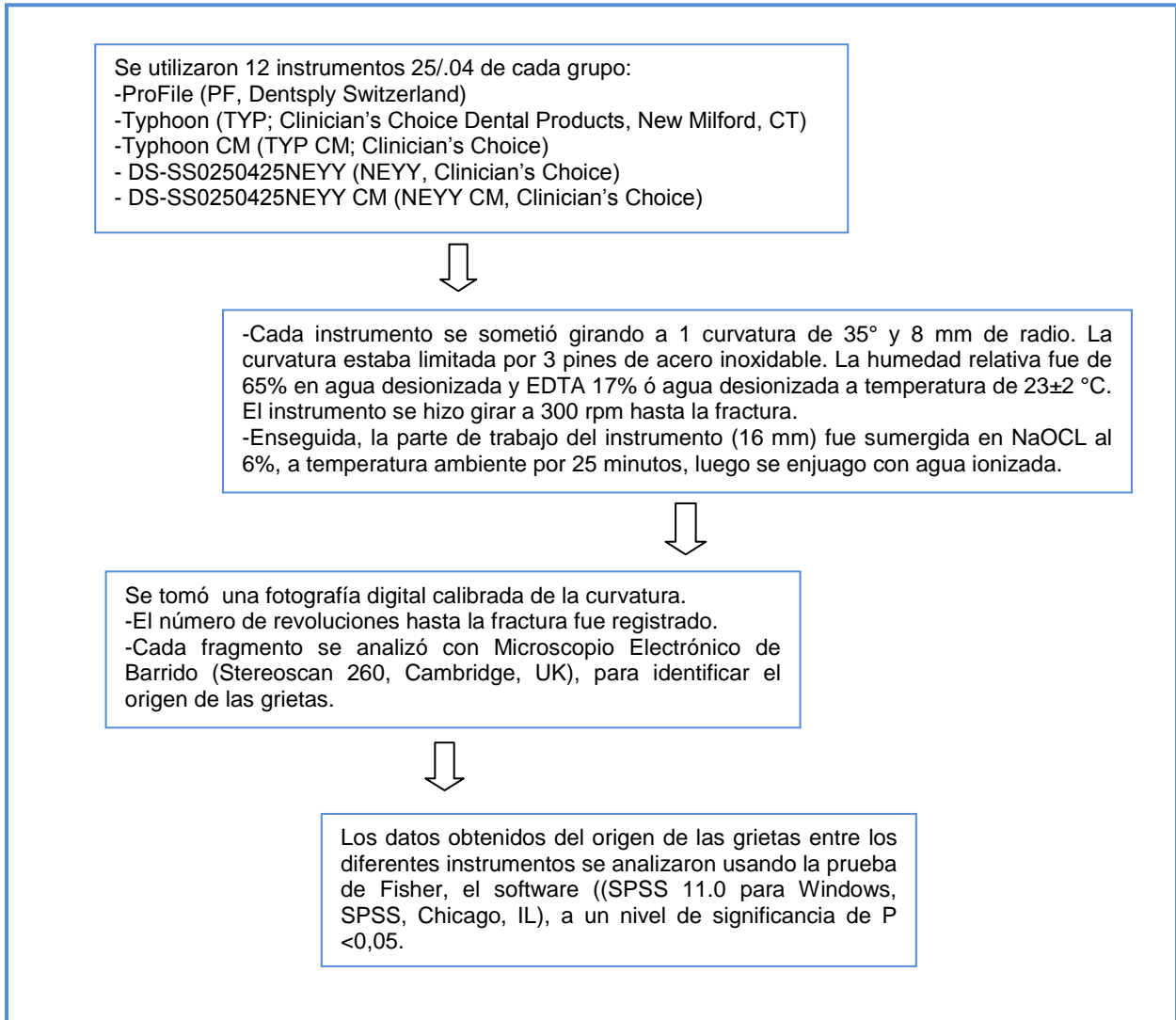


Figura 49. Representa la estrategia experimental del artículo: Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments

Los resultados del presente estudio, muestran que la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos CM (de 5100 hasta 7800 ciclos, de 17-26 min) en medio líquido, fue más del doble de tiempo que fuera del líquido (2400 a 3600 ciclos, de 8-12 min). El sumergir los instrumentos de NiTi CM y NiTi convencional en NaOCL al 6% durante 25 minutos no redujo la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

La gran mayoría de los instrumentos CM mostró múltiples orígenes de grieta, mientras que la mayoría de los instrumentos de NiTi convencional tenían un solo origen de grieta (figura 50)

El diseño cuadrado (NEY Y CM) tuvo un Nf (número de revoluciones hasta la fractura) significativamente mayor que el diseño triangular (TYP CM) bajo todos los medios.

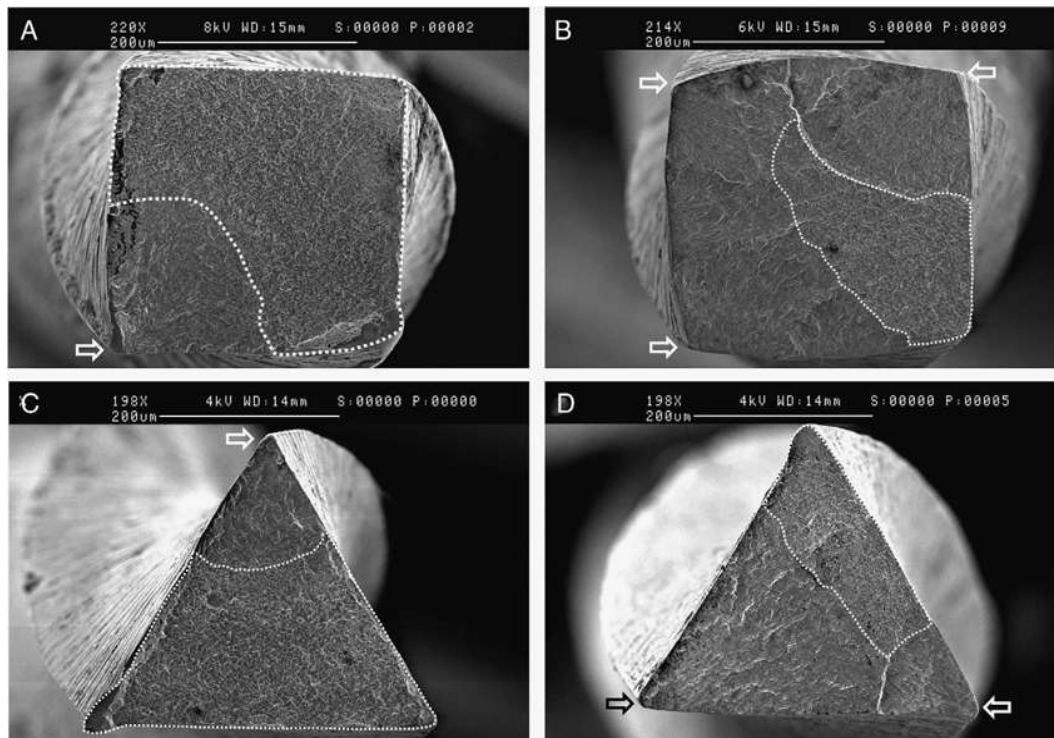


Figura 50. Fotomicrografía, superficie de fractura de (A) NEY Y, (B) CM NEY Y, (C) Typhoon, (D) instrumentos CM Typhoon con la propagación de la grieta y área de fractura (línea de puntos), orígenes de las grietas (flechas) en agua desionizada después de la inmersión NaOCl al 6% durante 25 minutos.

Los autores concluyeron que los instrumentos NiTi CM eran más resistentes a la fatiga que el NiTi convencional con el mismo diseño bajo diferentes medios líquidos. Esto es consistente con la visión que la forma martensítica de NiTi tiene notable resistencia a la fatiga.

Burroughs y cols., (2012) evaluaron la capacidad de conformación de 3 sistemas endodónticos de NiTi, midiendo la transportación del conducto radicular. La figura 51 representa la metodología aplicada.

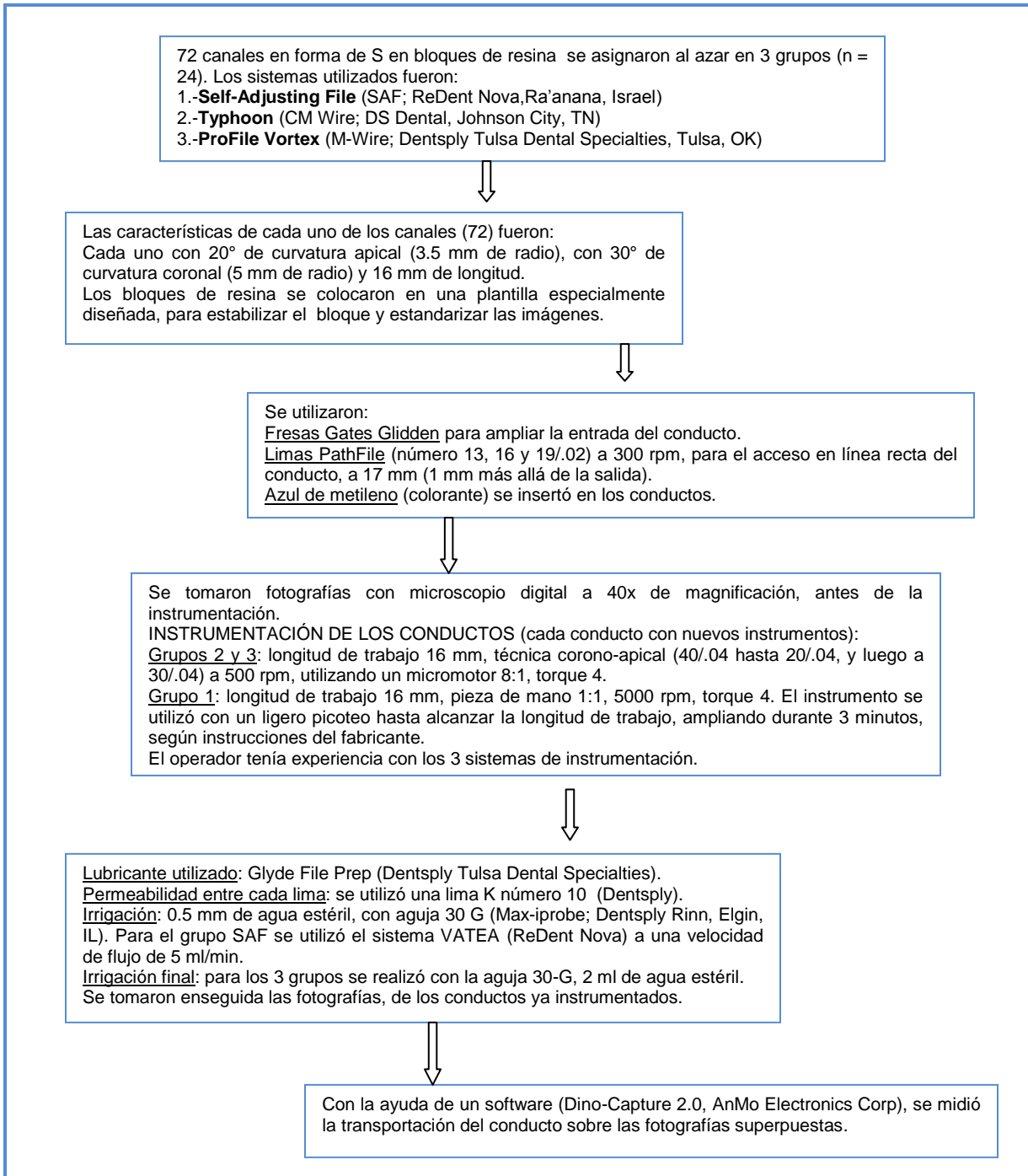


Figura 51. Representa la estrategia experimental del artículo Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals.

Los resultados mostraron que la transportación fue significativamente mayor para los instrumentos Typhoon (0.106 ± 0.054 , $P < .001$) y para los instrumentos Vortex (0.086 ± 0.062 , $P = .005$), comparados con el sistema SAF (0.073 ± 0.067).

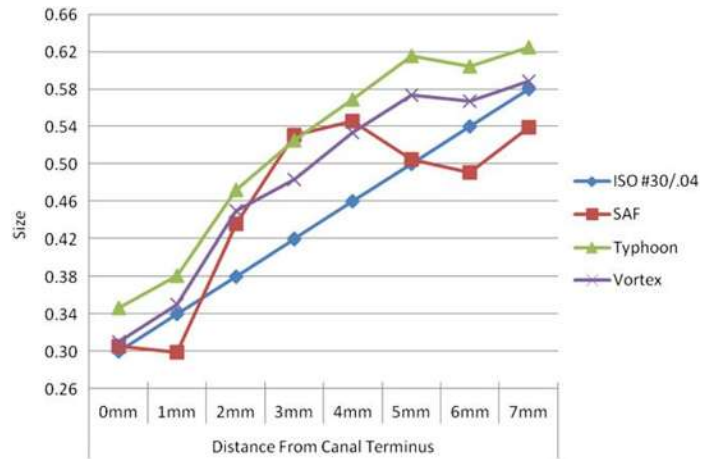


Figura 52. La anchura media del conducto (mm) medidos a 8 puntos de la terminación de los conductos ya instrumentados. Los puntos están conectados para indicar la conicidad del canal comparada con ISO 30/.04. Los puntos por debajo de la línea ISO, representan un canal ancho, en un ancho respectivo al 30/.04.

Kumar y cols., 2013 compararon la transportación en el conducto radicular y la capacidad de centrado, de las limas Twisted, HyFlex CM y limas manuales K flexofile, mediante tomografía computarizada helicoidal. La metodología fue la siguiente.

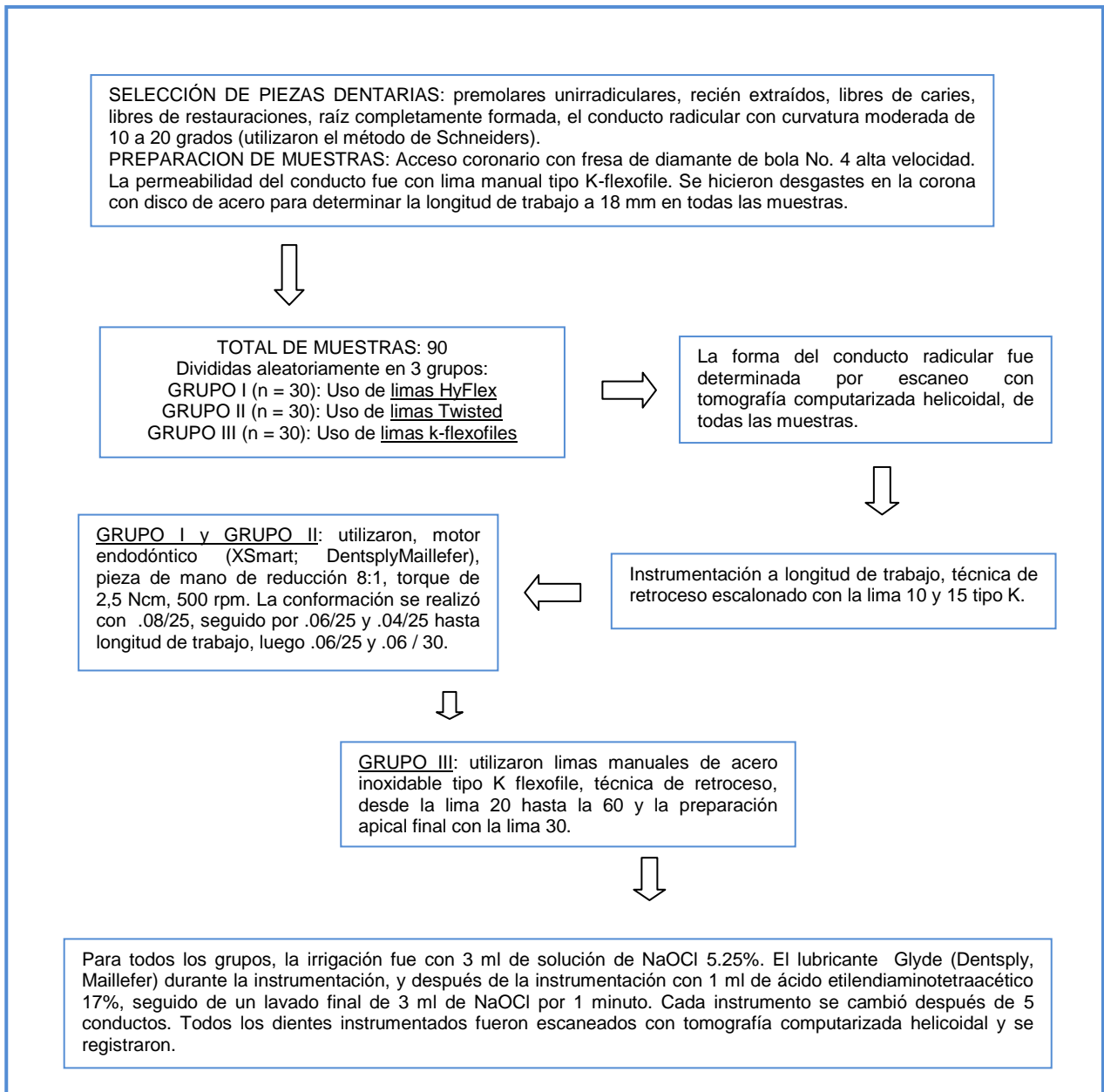
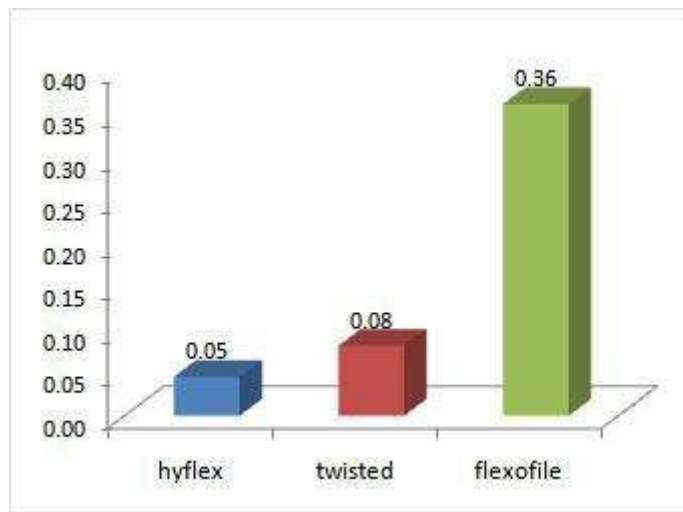


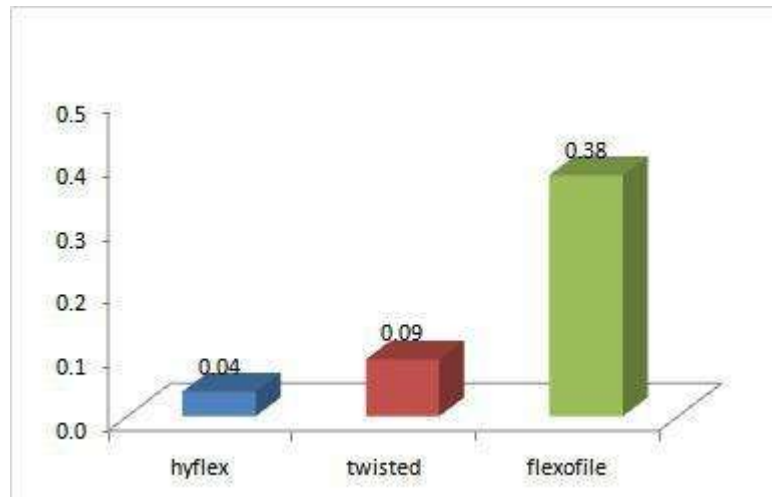
Figura 53. Representa la estrategia experimental del artículo An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography

Resultados: La diferencia de la transportación apical entre Twisted y Hyflex CM no fue significativa ($P > .05$). En el tercio medio y coronal, las limas HyFlex cCM causaron un poco menos transportación que Twisted. En el tercio apical Twisted se mantuvo mejor centrado. Las gráficas 1 A y 2 A muestran que en ninguno de los tres tercios hubo significancia.

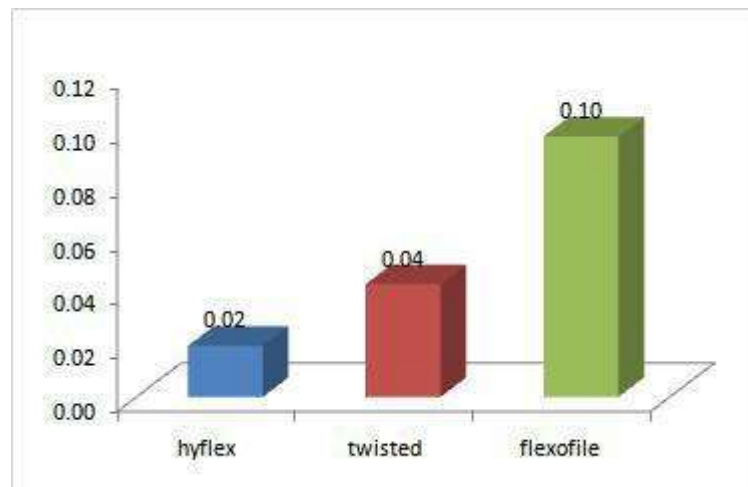
Estadísticamente, el grado mayor de transportación fue con la técnica manual ($P < 0.001$)



Gráfica 1 A. Muestra el valor medio de la transportación en el tercio coronal



Gráfica 2 A. Muestra el valor medio de la transportación en el tercio medio



Gráfica 3 A. Muestra el valor medio de la transportación en el tercio apical

8. DISCUSION.

Los instrumentos rotatorios endodónticos de NiTi convencionales que son usados en la práctica clínica exhiben superelasticidad, la cual es una propiedad asociada con la presencia de austenita en la aleación NiTi. Cuando la lima está sujeta a una carga, la austenita se convierte en martensita inducida por tensión. Ésta fase es inestable a temperaturas mayores que la temperatura final austenítica (A_f) y por lo tanto vuelve a austenita por una transformación inversa cuando se retira la carga y la tensión es recuperada. Sin embargo, éstas características se alteran en los alambres de NiTi CM, los cuales constituyen una nueva tecnología para la fabricación de limas más flexibles y resistentes a la fatiga. Las limas de NiTi CM (HyFlex CM y Typhoon CM), no presentan el efecto de rebote después de la descarga y su forma original es recuperada sólo después de la esterilización en autoclave. El comportamiento de éstas limas, se debe a la presencia de martensita estable. La martensita estable se caracteriza por presentar el efecto de memoria de forma que es la capacidad de recuperar la forma original por transformación inversa después de calentar la martensita deformada a temperaturas mayores que A_f .

Shen Y y cols., en el 2012 reportaron que los alambres NiTi CM con una estructura martensítica estable tienen mayor vida a la fatiga que los alambres superelásticos, al someterlos a pruebas de flexión en diferentes medios. Este comportamiento lo explicaron al observar en martensita un gran número de grietas que se propagan muy lentamente. Mientras que en los alambres superelásticos solo unas pocas grietas se observan y la propagación es más rápida.

Zhou H y cols., en el 2012 observaron que martensita tiene mayor resistencia a la tensión en comparación con austenita, al analizar la estructura y propiedades mecánicas del alambre NiTi CM.

Zinelis S y cols., en el 2010 demostraron que HyFlex CM tienen un menor porcentaje de níquel (52.1% en peso) que la limas de NiTi convencional. Esta disminución del contenido de níquel en la aleación NiTi, provoca aumento en las temperaturas de transformación, por lo tanto A_f aumenta, así como a obtener martensita estable a la temperatura de trabajo. Estos resultados también fueron confirmados por Testarelli y cols., 2011.

El tratamiento termomecánico exacto es desconocido, sin embargo, los resultados de los diferentes estudios, muestran que ésta nueva tecnología representa una mejoría en el comportamiento a la flexión y resistencia a la fatiga. En cuanto a la resistencia torsional, las limas NiTi CM presentaron niveles de estrés y deformaciones más altas en comparación con el NiTi superelástico; éste comportamiento es normal para las limas que tienen mayor flexibilidad y es importante tener en cuenta que el NiTi CM exhibe una capacidad de deformación más de tres veces que la del NiTi superelástico, por lo que puede desempeñarse satisfactoriamente bajo torsión. Arruda y cols., en el 2013 en su estudio, confirman la mayor flexibilidad y el potencial de resistencia a la fatiga de los limas NiTi CM.

9. CONCLUSIONES.

- Los diferentes autores de los estudios recopilados en esta tesina, coinciden en que los sistemas rotatorios hechos a partir de CM wire son muy flexibles y por consiguiente tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica.
- La historia del tratamiento térmico de CM influye en el comportamiento de transformación de fase y propiedades mecánicas.
- Las limas CM wire tienen una ventaja combinada de mayor resistencia a la torsión y alta deformación antes de la fractura y los ciclos repetidos de esterilización en autoclave no afectan la resistencia torsional de las limas.
- El sistema HyFlex CM tiene la habilidad de preparar el conducto a un menor torque y la resistencia torsional es similar comparada con los instrumentos hechos de NiTi convencional y probados en condiciones similares.
- El sistema Typhoon mostró una mejor resistencia a la fractura por fatiga en relación a los instrumentos NiTi convencionales.

10. RECOMENDACIONES.

- Se requieren estudios más completos donde evalúen las características metalográficas de los sistemas rotatorios con memoria controlada.
- Es necesario realizar análisis específicos del desempeño clínico de dichos instrumentos para su valoración.
- ¿Cómo elegir un sistema de instrumentación rotatorio? ¿Elegirías el más nuevo? ¿El más costoso? ¿El más simple? Para contestarnos éstas preguntas, es indispensable el conocimiento profundo de todos los aspectos que giran en torno a los sistemas rotatorios: procesos de fabricación, diseños, técnicas y sobre todo conocer las características metalográficas, ya que éstas influyen directamente en el desempeño clínico del instrumento.
- Tecnología, instrumentos y materiales no reemplazan la habilidad y experiencia clínica, pero juntos pueden alcanzar el objetivo esperado, importante es la cuidadosa secuencia de la selección del caso, planeación del tratamiento obtenida basándose en factores clínicos y el conocimiento propio del odontólogo de su habilidad y sus limitaciones.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Alapati S., Brantley W., Iijima M, Clark W., Kovarik L, Buie C., Liu J., Johnson W. (2009). Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontic*. 35:1589-1593.
- Alapati S., Brantley W., Iijimac M., Schrickerb S., Nussteind J., Li U., Svec T. (2009). Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Dental Materials*. 25: 1221–1229.
- Arruda M., Ribeiro J., Saraiva C., Paschoalato C., Rocha S. (2009). Cleaning of Flattened Root Canals with Different Irrigating Solutions and Nickel-Titanium Rotary Instrumentation. *Brazilian Dental Journal*. 20(4):284-289.
- Arruda L., Azevedo M., Barbosa E., Lopes V. (2013). Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *Journal of Endodontic*. 1-4.
- Burroughs J., Bergeron B., Roberts M., Hagan J., Himel V. (2012). Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals. *Journal of Endodontic*. 38:1618–1621.
- Caicedo R., Clark S. (2011). HyFlex® CM rotary files: an excellent innovation for endodontic treatment. *Endodontic practice*. 4(6):10-17.
- Chaves M., Guiomar M., Lopes V. (2002). Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontic*. 28(11):765-769.
- Cheung G. (2009). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 16:1-26
- Cho OI, Versluis A, Cheung GS, Ha JH, Hur B, Kim HC. (2013). Cyclic fatigue resistance tests of Nickel-Titanium rotary files using simulated canal and weight loading conditions. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 38(1): 31-35.
- Diniz A., Chavez C. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. . *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 110(4):527-533
- Ebihara A., Yahata Y., Miyara K., Nakano K., Hayashi Y., Suda H. (2011). Heat treatment of nickel–titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *International Endodontic Journal*. 44: 843-849.

Faciola O., Melo J., Gavini G. (2013). Cyclic Fatigue Resistance of Rotary NiTi Instruments after Simulated Clinical Use in Curved Root Canals. *Brazilian Dental Journal*. 24(2):117-120.

Françoise A., Azevedo M., Ehlacher A., Lopes V. (2012). An analytical mechanical model to describe the response of NiTi rotary endodontic files in a curved root canal. *Materials Science and Engineering C*. 32: 1594–1600.

Frick C., Ortega A., Tyber J., Maksoundb A., Maier H., Liu Y., Gall K. (2005). Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*. 405:34-49.

Gambarini G., Gerosa R., De Luca M., Garala M., Testarelli L. (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 105(6):798-800.

Gambarini G., Pompa G., Di Carlo S., De Luca M., Testarelli L. (2009). An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*. 35: 70-72

Gao Y., Gutmann J., Wilkinson K., Maxwell R., Ammon D. (2012). Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 38: 398-401.

Gutmann J., Gao Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*. 45: 113-128

Hülsmann M., Peters O., Dummer P. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 10:30-76.

Kumar S., Pattanshetty S., Prasad M., Soni S., Pattanshetty K., Shiva Prasad S. (2013). An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *Journal of International Oral Health*. 5(5):108-15.

Leonardi L., Atlas D., Cuezco V., Raiden G. (2009). Espesores de dentina/cemento en conductos curvos instrumentados con sistemas rotatorios. *ENDODONCIA*. 27(4):190-194.

Ninan E., Berzins D. (2013). Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 39: 101-104.

Ontiveros A., Espinosa T., Cobos E., Espinosa N. (2012). Análisis de la transportación en el tercio apical utilizando la Técnica de Instrumentación de Fuerzas Balanceadas VS Sistema de Instrumentación Rotatoria MTWO. *Asociación Dental Mexicana*. 69(5):226-232.

Paula A., Canejo J., Martins R., Braz F. (2004). Effect of thermal cycling on the transformation temperature ranges of a Ni–Ti shape memory alloy. . *Materials Science and Engineering A*. 378:92-96.

Pelton A., Huang G., Moine P., Sinclair R. (2012). Effects of thermal cycling on microstructure and properties in Nitinol. *Materials Science and Engineering A*. 532: 130-138.

Peters O., Gluskin A., Weiss R., Han J. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 45: 1027-1034.

Plotino G, Costanzo A., Grande N., Petrovic R., Testarelli L., Gambarini G. (2012). Experimental Evaluation on the Influence of Autoclave Sterilization on the Cyclic Fatigue of New Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 38(2):222-225.

Plotino G., Grande N., Cordaro M., Testarelli L., Gambarini G. (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 35:1469-1476.

Shen Y., Qian W., Abtin H., Gao Y., Haapasalo M. (2012). Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 38:376–380.

Shen Y., Qian W., Abtin H., Gao Y., Haapasalo M. (2011). Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 37: 997-1001.

Shen Y., Zhou H., Zheng Y., Campbell L., Peng B., Haapasalo M., (2011). Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic*. 37(11):1566-1571.

Shen Y., Zhou H., Zheng Y., Peng B., Haapasalo M. (2013). Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontic*. 39(2):163-172

Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V. (2007). Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Australian Endodontic Journal*. 33: 73-81.

Stern S., Patel S., Foschi F., Sherriff M., Mannocci F. (2012). Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation technique analysed by micro-computed tomography (μ CT). *International Endodontic Journal*. 45: 514-523.

Testarelli L., Grande N., Plotino G., Lendini M., Pongione G., De Paolis G., Rizzo F., Milana V., Gambarini G. (2009). Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study. *The Open Dentistry Journal*. 3:55-58.

Testarelli L., Plotino G., Al-Sudani D., Vincenzi V., Giansiracusa A., Grande N., Gambarini G. (2011). Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. *Journal of Endodontic*. 37: 1293-1295.

Thompson S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 33: 297-310.

Yahata Y., Yoneyama T., Hayashi Y. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 42:621-6

Young G., Parashos P., Messer h. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal Endodontic supplement*. 52(1 Suppl): S52-S63.

Young J., Su P., Hyeon K., Kyung M. (2013). Comparison of the centering ability of Wave-One and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 38(1):21-25.

Zhou H., Shen Y., Zheng W., Li L., Zheng Y., Haapasalo M. (2012). Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontic*. 38(11):1535-1540.

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