



UNIVERSIDAD
Finis Terrae
VINCE IN BONO MALUM

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA TRANSPORTACIÓN APICAL
ENTRE DOS SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA
DE NÍQUEL-TITANIO: SISTEMA RECIPROCANTE WAVEONE Y
SISTEMA DE ROTACIÓN CONTINUA PROTAPER UNIVERSAL
AMBAS DE LA MARCA COMERCIAL DENTSPLY**

DANIELA BEATRIZ PICHUNLAF SAN MARTÍN
ALVARO CRISTIAN VIGOUROUX VALENZUELA

Memoria presentada a la Facultad de Odontología para optar al grado de Cirujano
Dentista.

Profesor Guía: Dr. Wenceslao Valenzuela Aldunate

Santiago, Chile

2014

AGRADECIMIENTOS

A nuestras familias por entregarnos todo el apoyo incondicional, comprensión y amor durante todo este proceso educativo.

Al Dr. Wenceslao Valenzuela por confiar en nuestro trabajo y guiarnos. Estamos muy agradecidos de su infinita comprensión, paciencia y tiempo otorgado durante el desarrollo de este trabajo de investigación, sobre todo por entregarnos los conocimientos necesarios para desarrollarnos como futuros profesionales.

A la Dra. Patricia Moya por apoyar nuestro trabajo de investigación y aportar con sus conocimientos estadísticos.

A todos nuestros docentes, por entregarnos los conocimientos y competencias necesarias, para desarrollarnos integralmente como estudiantes y futuros profesionales. Además de facilitarnos el espacio físico para el desarrollo de este trabajo de investigación.

A todos los Asistentes de los botiquines por facilitarnos los materiales y toda la buena disposición para el desarrollo del presente estudio.

A todos nuestros amigos que nos apoyaron.

Gracias totales.

ÍNDICE

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	4
Hipótesis.....	40
Objetivo General.....	40
Objetivos Específicos.....	40
Materiales y Métodos.....	41
Resultados.....	45
Discusión.....	53
Conclusión.....	55
Bibliografía.....	57

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos más importante de la terapia endodóntica es reducir al mínimo el número de microorganismos y residuos patológicos al interior del sistema de canales radiculares, para prevenir el traspaso de estos microorganismos o sustancias tóxicas hacia los tejidos apicales de soporte. (1)

Para cumplir este objetivo resulta de gran importancia la preparación quimio-mecánica, la cual ha sido descrita como la eliminación de todo el contenido del sistema de canales, antes y durante la conformación. El fin primordial es modelar y limpiar el canal radicular sin que se desvíe la curvatura original que presenta, conservando la posición del foramen apical, facilitando el sellado final tridimensional. (1, 2)

Aunque la preparación quimio-mecánica es bastante fácil de realizar en el tercio coronal y medio de la raíz, la limpieza y conformación del tercio apical resulta especialmente difícil en canales estrechos y con curvaturas. Se sabe que la mayoría de los canales radiculares son curvos, pero incluso aquellos de apariencia recta, pueden presentar algún grado de curvatura en el tercio apical. (1,3)

Algunos autores han concluido que los últimos milímetros del canal hacia el foramen apical son críticos en el proceso de instrumentación, ya que es donde el canal posee un mayor número de irregularidades y donde pueden quedar la mayor parte de los microorganismos. (4)

Uno de los errores más comunes que se comete durante la instrumentación es la transportación. Se denomina transportación apical al conjunto de deformaciones en la zona apical del canal radicular, ocasionadas por una instrumentación defectuosa en la cual se pierde la anatomía original del canal y se desplaza de su trayectoria inicial. (1, 4, 5, 6)

Para evitar la ocurrencia de este fenómeno se ha trabajado en el desarrollo de diversas técnicas de instrumentación, y también en la creación de instrumentos utilizando una aleación de Níquel-Titanio (NiTi) en la confección de limas. El uso del Níquel-Titanio (NiTi) constituye una innovación en el área endodóntica, al

emplearse fundamentalmente para la manufactura de instrumentos de preparación del canal radicular debido a su gran resistencia y bajo módulo de elasticidad. (6, 7)

El comportamiento súper elástico de la aleación de Níquel-Titanio (NiTi) le confiere una gran flexibilidad y le permite a los instrumentos ejercer menos fuerzas laterales y seguir efectivamente la trayectoria original del canal radicular, facilitando la instrumentación y preparación de los canales curvos. (6, 7)

Con el tiempo se desarrolló una nueva aleación de Níquel-Titanio (NiTi) llamada M-Wire, los procesos a los cuales es sometida la aleación, le confieren a los instrumentos mayor flexibilidad e incrementa la resistencia a la fatiga, al compararlos con los instrumentos NiTi convencionales. (8)

Considerando las ventajas aparentes de estos instrumentos, el uso de sistemas rotativos de Níquel-Titanio (NiTi) se ha incrementado considerablemente desde su introducción. Sin embargo, su costo y la fractura de instrumentos son notables desventajas. (9)

Las dos grandes preocupaciones al considerar el uso de instrumentos rotatorios de Ni-Ti son; La posibilidad de fractura instrumento asociado a la fatiga causada por el uso repetido y la posibilidad de contaminación cruzada asociada con la incapacidad de limpiar de forma adecuada y esterilizar los instrumentos. (9)

Los instrumentos NiTi usan diversos sistemas de rotación dependiendo del fabricante; Movimiento rotatorio continuo y Movimiento rotatorio recíproco. Las fracturas de los instrumentos NiTi, se deben al giro que presentan al interior del canal y están pueden deberse a: fractura por fatiga cíclica o fractura por torsión. (10)

Los fabricantes recomiendan el uso único de los instrumentos de NiTi, ya que reduce la fatiga de instrumentos y una posible contaminación cruzada. Sin embargo, el uso único de estos instrumentos puede convertirse en una carga económica. (9)

Como consecuencia, se introducen técnicas de preparación del canal radicular, basadas en el movimiento recíproco, lo cual reduce el número de instrumentos necesarios para lograr la preparación mecánica y los objetivos biológicos. (9)

El propósito de éste estudio es comparar la discrepancia de la transportación apical entre dos sistemas de instrumentación mecanizada de Níquel-Titanio (NiTi). Un sistema rotatorio continuo ProTaper Universal y un sistema recíprocante WaveOne ambas de la marca Dentsply, y determinar si existen diferencias significativas entre ambos sistemas.

MARCO TEÓRICO

El éxito de la terapia endodóntica depende, en primer término, de la limpieza y conformación del sistema de canales radiculares, y esto se lleva a cabo mediante el procedimiento conocido como preparación biomecánica. (11, 12)

Con respecto a la preparación biomecánica, existe diversidad de opiniones y conceptos a lo largo del desarrollo de la endodoncia. El término biomecánica es introducido en endodoncia desde 1953, cuando fue utilizado en la segunda convención Internacional de Endodoncia de la Universidad de Pensilvania, Philadelphia, para designar al conjunto de intervenciones técnicas que preparan la cavidad pulpar para su posterior obturación. (13)

En 1958, Ingle señala que la piedra angular del éxito en el tratamiento endodóntico está en el cumplimiento de la llamada triada endodóntica, compuesta por tres principios básicos: Desinfección, Preparación Biomecánica y Sellado Apical. (14)

En 1970, Grossman, describe la limpieza mecánica como la parte más importante de la terapia de canal radicular. (4, 15)

En 1974 Schilder, Introduce el concepto de “limpieza y conformación” como la base para la terapia endodóntica exitosa. Limpieza y conformación corresponden a la eliminación de todo el sustrato orgánico del sistema de canales radiculares con instrumentos y abundante irrigación, para la preparación del interior de cada canal radicular, acuñado del axioma “lo que sale es tan importante como lo que es introducido”. Para finalizar con la recepción de una densa y permanente obturación tridimensional del canal radicular. (2, 13)

Si bien la limpieza y la conformación de los canales son consideradas las fases más importantes para este autor, sugiere a su vez, que la asepsia y la obturación no deben ser descuidadas. (2)

La limpieza incluye la eliminación de todos los residuos orgánicos que posiblemente podrían servir como sustrato para el crecimiento bacteriano o como la fuente de la inflamación periapical debido a la filtración de productos de degradación proteolíticos. (2)

Conformación, implica el desarrollo de una forma única para cada canal radicular, y que está directamente relacionado con la longitud, posición, la curvatura de cada canal y de la raíz individual. Además del tipo de material con el cual serán obturados los canales. (2, 4, 13)

El tratamiento de los canales radiculares, debe cumplir dos objetivos básicos; uno mecánico, que consiste en la conformación de los canales, para una posterior obturación hermética y tridimensional, con un material inerte que sea estable y que se mantenga de forma permanente en él, sin alcanzar el periodonto. El segundo objetivo es el biológico, en el que se establece que cuando los productos tóxicos no llegan al periápice, se dan las condiciones apropiadas para el mantener la integridad y/o lograr una reparación del tejido periapical (13)

I. Objetivos Mecánicos de la Instrumentación del Sistema de Canales Radiculares.

Los procedimientos mecánicos y químicos, tienen como objetivo dar forma y limpiar el sistema de canales radiculares para que este pueda ser obturado de forma correcta. En 1974 Schilder determinó cuales eran los objetivos mecánicos de la preparación de los canales radiculares, que en la actualidad siguen vigentes. Estos buscan obtener una preparación progresivamente cónica hacia apical, conservar la anatomía original, conservar la posición del foramen y mantenerlo tan pequeño como sea posible. (2)

1. Preparación progresivamente cónica.

La preparación del canal radicular, debe ser uniforme y progresivamente cónico, con la sección más delgada posicionada apicalmente y la más amplia hacia coronal. Esto permite que los instrumentos de endodoncia lleguen al tercio apical del canal, produciendo menor cantidad de errores en la preparación. A su vez esta forma cónica permite una mejor penetración de las soluciones de irrigación. Y por lo tanto la mayor posibilidad de que el hipoclorito de sodio, pueda digerir su contenido.

Por otro lado, las fuerzas verticales aplicadas en el cono de gutapercha, se pueden traducir en fuerzas laterales dirigidos hacia las paredes a lo largo de la interfaz dentina-gutapercha. Esto asegurará una distribución homogénea de una capa tan delgada como sea posible, de cemento. Lo que permite el sellado de los canales laterales cuando están presentes. (16,17)

2. El diámetro de la sección transversal disminuye en dirección coronal-apical.

Una preparación que se estrecha continuamente hacia apical, facilita eficientemente la entrega de irrigantes antimicrobianos y crea resistencia para la compactación del material de relleno del canal radicular.

Esta forma permite una mejor adaptación de la gutapercha, un mejor sellado de la obturación y un mejor control del material de sellado a nivel apical. (16,17)

3. La preparación del canal radicular debe mantener la forma original.

El sistema de canales se mueve a través de múltiples planos geométricos, y la curva apical de un canal, significativamente más. El uso de instrumentos poco flexibles para preparar los canales curvos, en relación a la distribución de una fuerza desigual en ciertas áreas de contacto, sumado a una tendencia del instrumento de enderezarse al interior del mismo canal, trae consecuencia tales como, la transportación del canal apical, hacia el exterior. Este canal transportado por tanto adopta una forma de reloj de arena, y puede sufrir de desbridamiento inadecuado, así como complicaciones tales como la perforación de la raíz, o adelgazamiento excesivo de las paredes del canal. (16,17)

4. El foramen apical debe permanecer en su posición original.

El agujero apical no debería ser transportado, sino que debe ser conservado en su posición y forma original. La instrumentación excesiva o inadecuada puede causar transportación del foramen apical de su posición original y una modificación de su forma original. (16,17)

5. El foramen apical debe mantenerse tan pequeño como sea posible.

El foramen apical debe mantenerse tan pequeño como sea posible, a fin de obtener un buen sellado y conseguir una mejor adaptación del material de obturación. Es inútil y peligroso agrandar un agujero en exceso, ya que esto puede originar daños en el tejido periodontal, con la consecuente dificultad para obtener un buen sellado. Pero se debe recordar que las dimensiones están estrictamente relacionadas con la situación clínica. (17)

II. Objetivos Biológicos de la Instrumentación del sistema de Canales Radiculares.

En 1974 Schilder también describió cuatro objetivos biológicos de la preparación del canal radicular.

En la preparación de los canales radiculares, se debe asegurar de no dejar rastro de material orgánico como inorgánico, el cual podría contribuir al crecimiento bacteriano o generar productos dañinos provenientes del tejido en descomposición; por lo tanto cualquier microorganismo presente en el sistema de canales radiculares debe ser removido o destruido. La limpieza y conformación de los canales radiculares está condicionada por el estado patológico de la pulpa y de los tejidos peri radiculares, pero sobre todo, por la anatomía radicular. (18)

1. Confinar la instrumentación solo al interior de las raíces.

Los instrumentos de endodoncia no deben introducirse más allá del foramen, a fin de evitar daños en el periodonto y a las estructuras cercanas importantes (por

ejemplo, seno maxilar, piso nasal, y del canal mandibular). Para evitar este daño, es necesario verificar con precisión la longitud de trabajo de los instrumentos mediante el uso de localizadores apicales electrónicos, o por medios radiográficos, y prestar atención a la correcta posición de los topes de goma de los distintos instrumentos. (17)

2. No forzar los desechos necróticos más allá del foramen apical.

La instrumentación inadecuada con la consiguiente introducción de material necrótico e infectado de origen pulpar en los tejidos periapicales puede tener consecuencias, que van desde una periodontitis a un absceso alveolar. (17)

3. La eliminación de todo el tejido pulpar del espacio de los canales radiculares.

Se debe realizar eliminación de todos los restos del tejido pulpar, para evitar que estos restos actúen como un sustrato para el crecimiento bacteriano. Durante la instrumentación, existen áreas en las que no se produce el contacto entre los instrumentos de endodoncia y las paredes de la dentina, incluso en el canal más simple y recto. (17, 18)

Con la compleja anatomía de los canales radiculares, la preparación mecánica no es suficiente para una adecuada limpieza, por eso se usan adicionalmente soluciones irrigantes como un complemento de esta actividad. Las funciones del irrigante son remover el detritus de los canales instrumentados, disolver el tejido orgánico remanente, inhibir o destruir el crecimiento bacteriano, y lubricar durante la instrumentación, sin causar irritación a los tejidos biológicos. Los irrigantes más conocidos y que más se han usado en endodoncia son el hipoclorito de sodio (NaOCl), el ácido etilendiaminatetracético (EDTA) y la clorhexidina (CHX)). Sin embargo debido a capacidad para disolver tejidos, su capacidad antimicrobiana y su capacidad de humectar el NaOCl ha sido usado en diferentes concentraciones por más de 70 años.(19)

4. Creación de un espacio suficiente para los medicamentos al interior del canal.

La conformación de los canales, permite introducir medicamentos al interior de estos y llevar a cabo su función farmacológica. En la práctica moderna, por el contrario, se tiende a dejar este espacio tan vacío como sea posible. Si el canal está vacío, y, sobre todo, si el foramen apical se ha mantenido, el exudado no se acumula en el espacio del ligamento periodontal, sino que al interior del canal disminuyendo la probabilidad de una periodontitis.

En la actualidad, ha disminuido la importancia de los medicamentos en el canal, ya que también pueden actuar como irritantes. El medicamento se coloca en la cámara en una “bolita de algodón”, apenas humedecido por los vapores de la medicación, sin poner pastas o medicamentosos en los canales. En su mayor parte, los medicamentos utilizados son irritantes, de manera que su colocación en el canal puede provocar una infiltración apical, que puede causar la formación de exudado en el espacio del ligamento periodontal, lo que conduce a la periodontitis y la incomodidad para el paciente. (17)

III. Dificultades durante la limpieza y conformación de los canales radiculares.

Existe un gran número de investigaciones que determinan las múltiples dificultades implícitas, en la limpieza de estos pequeños y complejos espacios. (11, 12)

Hülsmann, se refiere a los desafíos de la preparación de los canales radiculares, y nombra dos tipos de factores que intervienen en gran medida en el éxito del tratamiento: los microorganismos presentes, y los factores anatómicos. (1)

En relación a los factores anatómicos, estudios anatómicos e histológicos han demostrado la complejidad de la anatomía de la raíz y del sistema de canales, incluyendo grandes Variaciones en el número, longitud, curvatura y el diámetro de los canales radiculares. (1)

Al momento de realizar la preparación biomecánica se deben tener presentes las características anatómicas del sistema de canales radiculares, para evitar desviaciones en el mismo. En una investigación radiográfica mesiodistal y bucolingual en 7275 canales radiculares, encontraron que solo un 3,1%, de los canales tenían una dirección recta en sentido mesiodistal y bucolingual, donde se observaron curvaturas en los tercios cervicales, medios y apicales, siendo las apicales más frecuentes. (13)

Para Buchaman, todos los canales radiculares tienen alguna curvatura, incluso aquellos aparentemente rectos por lo general están curvos, en cierto grado, en el tercio apical. Dichas curvas pasan algunas veces inadvertidas en las angulaciones radiográficas convencionales, ya que la radiografía es una representación bidimensional de un objeto tridimensional, pudiendo inducir errores en la determinación de longitud de trabajo, sobre instrumentación, traslaciones del foramen, fractura de instrumentos o formación de escalones en canales cuando los trata un odontólogo poco experimentado. (12)

Los canales curvos fueron definidos por Schneider en el año 1971 como el ángulo formado por la proyección del eje dentario y la tangente del ápice radicular, según el ángulo se clasifican en tres categorías: leve (5° o menos), moderada (entre 10° y 20°) y severa (27° a 70°). (20)

Cuando los canales radiculares presentan curvatura apical se dificulta la instrumentación y aumenta el riesgo de producir errores operatorios. Uno de los errores más comunes que se comete durante la instrumentación es la transportación. Se denomina transportación apical al conjunto de deformaciones en la zona apical del canal ocasionadas por una instrumentación defectuosa en la cual se pierde la anatomía original del canal y se desplaza de su trayectoria inicial (21)

La asociación americana de endodoncia, define la transportación apical como la remoción de la pared interna del canal radicular que lo desvía fuera de su forma y curva original generando diferentes deformaciones, las cuales se clasifican en:

- a) Daño al foramen apical
- b) Zip o deformación apical
- c) Elbow o codo
- d) Escalón
- e) Perforación o Rip
- f) Perforación lateral o Stripping (22)

A continuación se presentan las posibles alteraciones que según Hülsmann y Schäfer, pueden ocurrir durante la conformación de los canales radiculares, especialmente si se realiza con instrumentos de acero inoxidable. Según Cohen, el transporte también puede ser interno, y lo denomina transporte interno o pérdida del foramen cuando este se bloquea con barro dentinario, sin modificación del mismo. (1, 4, 23)

Daño al foramen apical

Desplazamiento o ensanchamiento del foramen apical, puede ocurrir como resultado a una determinación incorrecta de la longitud de trabajo o al enderezamiento de canales curvos. Como consecuencia, se provoca una irritación de los tejidos periapicales por la extrusión de irrigantes, de tejido pulpar y/o de productos contaminados. (1, 23)

Zip o Deformación Apical.

Es el resultado de la tendencia que tiene el instrumento a enderezarse en el interior de un canal radicular curvo. Esto se traduce en la ampliación o un sobre ensanchamiento del canal a lo largo de la zona exterior de la curvatura y una deficiente preparación de la porción interna en la zona apical. El eje longitudinal del canal sufre una desviación, con lo que también se llama a este defecto

enderezamiento, desviación o transporte apical. También se le ha denominado: eliptificación, gota de lágrima y pata de elefante. (1, 3)

Elbow o codo

Está asociado con el defecto anterior. Se trata de una región estrecha del canal radicular en el punto de su máxima curvatura. Es el resultado del ensanchamiento irregular que sufre el canal coronalmente a la parte externa de la curvatura y más apicalmente de la porción interna, dando una forma similar a un codo. Dada la insuficiente conicidad y sus irregularidades, limita la limpieza y posterior obturación del canal. (1)

Escalón

Es un defecto que suele ocurrir cuando se instrumenta un canal curvo con un instrumento rígido o poco flexible, además del uso de movimientos de rotación a una longitud de trabajo corta. Da como resultado una plataforma en la zona externa de la curvatura que impide el acceso de instrumentos y en algunas ocasiones de los irrigantes hasta la zona apical del canal. Puede ser difícil de superar, y frecuentemente se asocia a un bloqueo del canal. Se puede formar dentro del canal principal o mediante la creación de una falsa vía. (1)

Perforación o Rip

Una perforación apical es una comunicación entre el canal radicular y la superficie externa de la raíz. Una perforación de la porción apical del canal se puede producir como resultado de la preparación con instrumentos poco flexibles con puntas activas, usados en movimientos de rotación. Las perforaciones están asociadas con la destrucción del cemento de la raíz y la irritación y/o infección del ligamento periodontal, son difíciles de sellar. (1)

Perforación lateral o Stripping

Mientras todos los errores mencionados anteriormente se producen en la parte apical del canal radicular, una perforación lateral resulta de la sobre

instrumentación y enderezamiento del canal en la zona interna de la curvatura, a nivel del tercio medio y coronal del canal. En las perforaciones laterales existe una comunicación entre el canal radicular y el ligamento periodontal. Estas afectan especialmente a las llamadas “zonas de peligro”, que son la pared interna de la raíz mesiovestibular de los molares superiores y también en distal de las raíces mesiales de los molares inferiores. (1)

Bloqueo apical

La obstrucción apical del canal radicular se produce como resultado del empaquetamiento de tejidos o residuos y resulta en una pérdida de longitud de trabajo y de la permeabilidad del canal radicular. Como consecuencia la desinfección completa de la porción más apical del sistema de canales radiculares es imposible. (1, 4)

IV. Factores que influyen en la Transportación Apical.

Existen algunos aspectos que se asocian a un aumento del riesgo de producir transportación en el canal radicular, tales como:

- El diseño insuficiente de las cavidades de acceso, lo cual produce un inadecuado contacto del instrumento con las paredes del canal y una pérdida de control del instrumento.
- El tipo de aleación de los materiales de instrumentación, la flexibilidad y el diseño de estos.
- La Técnica de instrumentación, Estudios han demostrado que en canales curvos la técnica Crown-Down, reduce el riesgo de ocasionar transporte apical.
- La irrigación insuficiente durante la conformación de los canales radiculares.
- Aspectos relacionados con el operador; tales como la experiencia, o una presión excesiva.

- El ángulo y radio de curvatura del canal. En general, se afirma que cuanto mayor sea el ángulo y menor sea el radio de la curvatura, mayor será el riesgo de transporte del canal. (23)

A largo de la historia de la Endodoncia, se han investigado métodos más rápidos, seguros

y eficientes para la preparación y limpieza de los canales radiculares. Los canales radiculares estrechos y curvos son un desafío. En años recientes, una nueva aleación metálica, constituida por Níquel Titanio (Ni-Ti), ha sido investigada en Endodoncia, debido a sus excelentes propiedades de flexibilidad, resistencia a la torsión y memoria en cuanto a su forma.

El desarrollo de sistemas que utilizan instrumentos de Níquel-Titanio (Ni-Ti) fue un acontecimiento que revolucionó la endodoncia, incorporando una serie de cambios conceptuales en la preparación del sistema de canales radiculares. Estos instrumentos permiten aumentar la velocidad y eficiencia del tratamiento de endodoncia. (24)

La utilización de los mismos es posible en canales curvos y los instrumentos rotatorios han mostrado buenos resultados, siendo capaces de preparar un canal radicular causando poco o ningún transporte del largo eje axial del canal. (24)

La mayor preocupación con los instrumentos rotatorios es la fractura inesperada de los mismos. La cual puede ocurrir sin que previamente se haya detectado deformación visible. Las fracturas en los instrumentos rotatorios pueden ocurrir de dos maneras: fractura torsional y fractura por flexión. (24)

La fractura por torsión ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento quedan atascada en el canal, mientras la parte restante queda rotando en el canal. Las fracturas por flexión ocurren por la fatiga que el metal presenta en canales radiculares con pequeño radio de curvatura, donde el límite de flexibilidad de los instrumentos es excedido, dando como resultado fatiga cíclica del mismo. (24)

V. Aparición de los instrumentos de Níquel Titanio.

Las aleaciones de Níquel-Titanio (NiTi) se desarrollaron en los laboratorios de la marina estadounidense, en Silver Spring, en los años sesenta. Fue descubierta por William J. Buchler en 1963. La denominación NITINOL, corresponde a un acrónimo de los elementos que componen el material, Ni de Níquel, Ti de Titanio y N.O.L. de Naval Ordnance Laboratory. También conocida en China en 1979, por NITALLOY. La Aleación está compuesta por un 56% de Níquel y 44% de Titanio, por lo cual tiene la propiedad de memoria de forma o SMA (Shape Memory Alloy) además de tener una alta elasticidad y resistencia a la corrosión. En algunas aleaciones, un pequeño porcentaje de níquel (< 2%) puede ser sustituido por cobalto. (17, 18, 25)

Su primera aplicación en Odontología, fue en el año 1971 por Andreasen y Hilleman, donde se utilizó para la confección de alambres de ortodoncia, debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión. (26)

Posteriormente Walia, Brantly y Gerstein refirieron el uso de este material para la confección de limas endodónticas manuales en la década de los ochenta. En 1988, los referidos autores, evaluaron las propiedades físicas de los primeros instrumentos de níquel-titanio y concluyeron que las limas de NITINOL, de número 15 de sección triangular, presentaban dos o tres veces más flexibilidad, así como mayor resistencia a la fractura por torsión en sentido horario o antihorario, que las limas de acero inoxidable de mismo número, también de sección triangular y fabricadas por el mismo proceso. Estos resultados sugirieron que las limas endodónticas de Nitinol podrían ser especialmente útiles para la preparación de canales radiculares curvos. (17, 26, 27).

Principales características de la aleación de Níquel-Titanio NiTi.

La aleación NiTi posee dos formas cristalográficas: austenita y martensita. Y varía de una fase a la otra dependiendo de las condiciones que es expuesto el material. Pertenece a la familia de las aleaciones intermetálicas de Níquel y Titanio, que posee dos características únicas, que son de relevancia para odontología clínica, estas características se denominan: memoria de forma y superelasticidad. (17,25)

Memoria de forma

La memoria de forma se entiende como la capacidad de ciertos materiales, en este caso las aleaciones de NiTi, de “recordar” una forma, incluso después de severas deformaciones. Una vez deformados a bajas temperaturas, estos materiales permanecerán deformados hasta que sean calentados, entonces volverán espontáneamente a su forma original antes de la deformación. (Figura 1) (17,25)

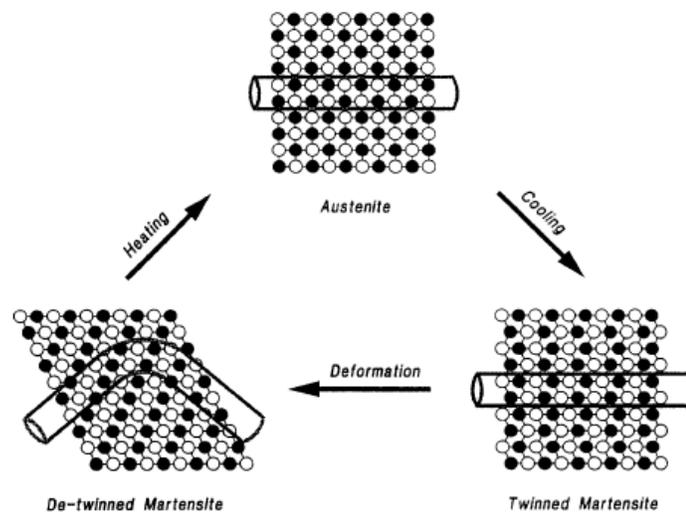


Figura 1. Esquema que representa el efecto de memoria de forma de la aleación NiTi (25)

Súper elasticidad

Súper elasticidad, es un término utilizado para caracterizar la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de liberarse de una deformación mecánica. (17,18, 25)

Las aleaciones NiTi, cuando son sometidas a la deformación de hasta un 10%, pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras que las limas de acero inoxidable, solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%. Esta propiedad física, hace que el instrumento endodóntico sea más flexible que el de acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de los canales radiculares curvos, como también minimizar el transporte del foramen apical. (Figura 2)(17,18)

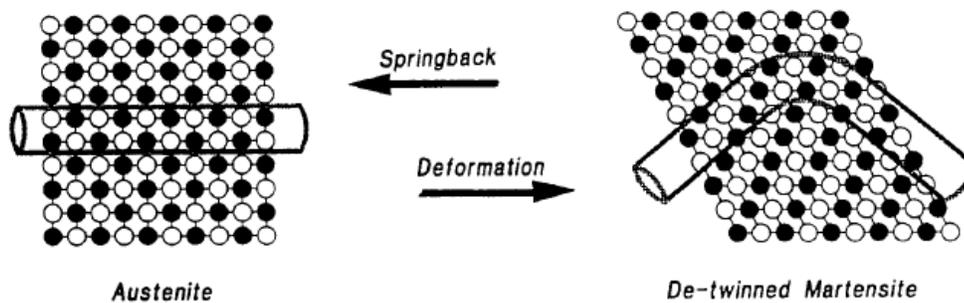


Figura 2. Esquema que representa el efecto de súper elasticidad de la aleación de NiTi. (25)

Aleación Níquel-Titanio NiTi.

Como hemos dicho previamente es una aleación inter metálica, lo que significa que la aleación de NiTi puede existir en varias formas cristalográficas, con fases distintas y propiedades mecánicas diferentes: Fase austenita, Fase martensita y Fase de transformación. (Figura 3)

1. Fase de austenita: corresponde a una fase más estable, en donde los átomos están centrados en una red cúbica. La lima se encuentra en reposo. (17, 27)

2. Fase de martensita: corresponde a una fase más inestable y maleable, en donde los átomos cambian a una red hexagonal. La lima se encuentra en movimiento. (17,27)

3. Fase de transformación: corresponde a una serie de fases intermedias que transforman una fase en la otra, provocando movimiento de los átomos de Ni y Ti en niveles cristalinos opuestos y paralelos, lo que no supone una variación de la forma cristalográfica. (17, 27)

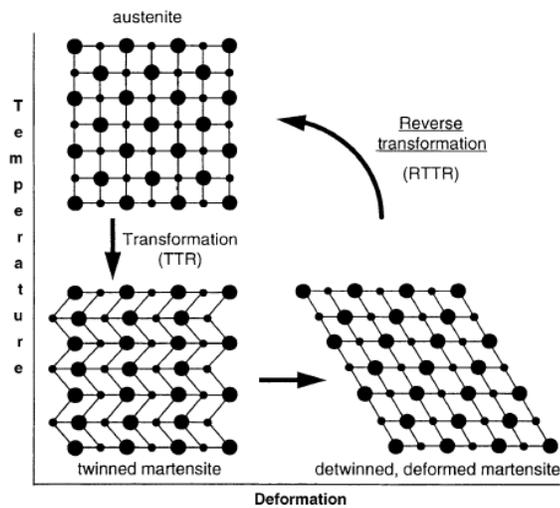


Figura 3. Diagrama que representa las fases de transformación de la aleación de NiTi. (25)

La transición de una fase a otra, sólo es posible dentro de un rango de temperatura específica. Incluidas las temperaturas que corresponden al principio y al final de transformación. (Figura 4)(21)

As: corresponde a la temperatura en el inicio de la transformación austenita.

Af: corresponde a la temperatura final de la transformación austenita.

Ms: corresponde a la temperatura en el inicio de la transformación martensita.

Mf: corresponde a la temperatura final de la transformación martensita. (27, 25)

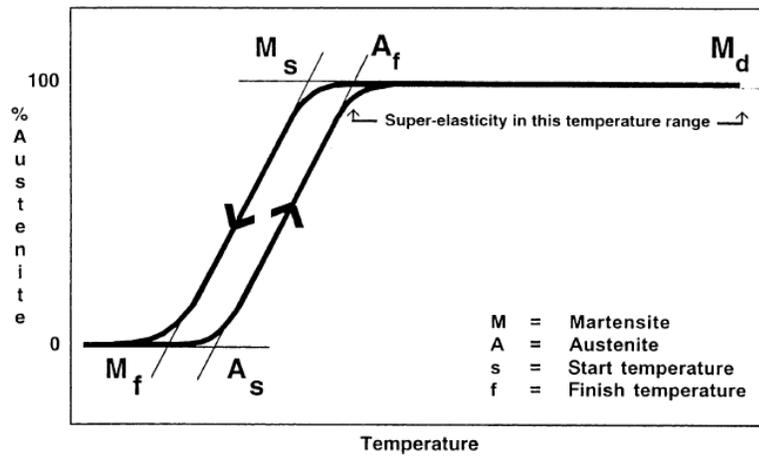


Figura 4. Esquema que representa las transformaciones de la aleación NiTi, de acuerdo a la temperatura. (25)

El enfriamiento de la aleación por debajo del T.T.R. (rango de temperatura de transformación), además de la modificación cristalina, provoca un cambio de sus propiedades físicas; con un aumento de la maleabilidad (fase martensita). El aumento de la temperatura por encima del T.T.R, se vuelve a la fase de energía más estable con un cuerpo centrado en una red cúbica (fase austenita). (18, 25)

Transformación martensita inducida por estrés

El efecto memoria de forma es tanto térmico como mecánico. La martensita se forma inicialmente enfriando y deformando por debajo de M_f y luego calentando por encima de A_f para producir la recuperación de la forma, esto es, el efecto memoria de forma causado por calentamiento. Considérese ahora otro tipo de memoria de forma que es independiente de la temperatura: la superelasticidad. (25)

La transición desde una fase martensita a una fase austenita también ocurre como resultado de la aplicación de un estrés, como lo que sucede durante la preparación del canal radicular. En la mayoría de los metales cuando una fuerza externa excede una cantidad determinada se genera un deslizamiento dentro de la red, causando deformación permanente; sin embargo, en las aleaciones de Níquel-Titanio una transformación martensita inducida por estrés ocurre en vez del deslizamiento. Esto ocasiona:

1. Un cambio volumétrico asociado con la transición de una fase a otra
2. La tasa del aumento de la tensión se nivela debido a la deformación progresiva, incluso si la tensión se suma debido a la transformación martensita. Esta da como resultado el llamado efecto de súper elasticidad, un movimiento que es similar a la deformación por deslizamiento.
3. Recuperación elástica cuando la tensión disminuye o se detiene, sin que ocurra deformación permanente. La recuperación elástica se define como el grado en el que un material vuelve a su forma original después de la deformación, es decir, un retorno a la fase austenita, siempre que la temperatura este dentro de un rango específico. (25)

La superelasticidad del NiTi permite deformaciones por tensión de hasta un 8% para ser completamente recuperable, en comparación con un máximo cercano al 1% de otras aleaciones, como con el acero inoxidable (25).

Manufactura de la aleación de NiTi.

La producción de la aleación de Níquel Titanio (NiTi) es un proceso muy complejo. En teoría todos los componentes fabricados con Nitinol siguen los mismos pasos de fabricación. Primero se funden en vacío, se trabajan en caliente, se trabajan en frío y se tratan en caliente para conseguir las propiedades finales (25).

Las temperaturas de transición son altamente sensibles a la composición de la aleación: una variación de un 1% en la cantidad de cualquiera de los dos (Ni o Ti), pueden cambiar 100° C la temperatura de transformación. La familia de aleaciones típicas NiTi comerciales cubre un rango de temperaturas de transformación Af desde 100° C hasta -50° C. Por ello, en la fabricación se utiliza un calorímetro de escaneo diferencial (DSC) para asegurar la temperatura Af final (28).

Dado que las temperaturas de transición son tan sensibles a la composición el método de unión ha de ser muy cuidadoso. Se suele hacer en un horno de vacío o atmósfera inerte. Los más usados son Aleado en Vacío por Inducción (VIM) y Re-

aleado en Vacío por Arco (VAR). La microestructura de la aleación recién obtenida, tiene muy poca ductilidad y no presenta ni efecto de memoria de forma ni súper elasticidad. Es por ello que se realiza un trabajo en caliente para modificar dicha microestructura. Para conseguir las propiedades físicas y mecánicas deseadas en la mayoría de las aplicaciones, es necesario realizar un trabajo en frío en varios pasos posterior al trabajo en caliente. Con el trabajado en frío se obtiene la forma final, el acabado superficial final, una microestructura refinada y las propiedades mecánicas deseadas. (28)

En muchas aplicaciones, el Nitinol todavía no presenta las propiedades ni la forma deseable en esta condición de trabajado en frío, es por ello que requiere un tratamiento térmico final. Este tratamiento térmico puede ser en horno de aire o de vacío, en baño de sal, arena o cualquier otro sistema. La temperatura suele ser entre 450 y 550°C, el enfriamiento tiene que ser rápido para evitar envejecimientos, por ello se recomienda el templado en agua. El tiempo de tratamiento térmico ha de ser suficiente para permitir que todo el material alcance la temperatura deseada. Las propiedades finales de los elementos Nitinol, dependen fuertemente de este tratamiento térmico final. (Cantidad de trabajado en frío, temperatura y tiempo del tratamiento térmico.) (28)

En el año 2007, se introduce la aleación M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities). El rendimiento mecánico de las aleaciones de NiTi es extremadamente sensible a su microestructura y a los efectos del tratamiento térmico-mecánico realizados como parte del proceso de manufactura. (25)

El fabricante declara que debido a un nuevo proceso térmico que se usa para hacer esta aleación, le provee al instrumento mayor flexibilidad y un incremento a la resistencia a la fatiga, al compararse con instrumentos de NiTi convencionales (29). Esta aleación procesada mediante un extenso procedimiento térmico-mecánico, ha mejorado mucho la resistencia a la fractura comparado con el alambre súper elástico convencional, junto con una mayor proporción de resistencia a la tracción (8).

De acuerdo a la caracterización metalúrgica de M-Wire realizada por Alapati et al, en micro difracción de rayos X, el sistema M-Wire contiene 3 fases cristalinas,

incluyendo martensita deformada y micromaclada, fase-R y austenita. También realizaron una calorimetría diferencial de barrido modulada con temperatura, encontrando que a 37°C la aleación súper elástica convencional de NiTi tiene la estructura de austenita, mientras que M-Wire es una mezcla de casi cantidades iguales de fase-R y austenita. (10)

Resistencia a la fatiga cíclica.

En la actualidad, las limas rotatorias de NiTi son de elección para instrumentar los canales radiculares, pues su alta flexibilidad y capacidad de corte permiten hacer preparaciones centradas más rápidamente, lo cual preserva más estructura dentaria y limita el transporte apical. Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición original y no requiere un curvado previo a la instrumentación como con las limas de acero inoxidable (30).

Sin embargo, su principal inconveniente es que tienden a romperse inesperadamente (27).

Numerosos estudios avalan que la fractura de instrumentos rotatorios de NiTi puede ocurrir por dos causas: fractura por torsión y fractura por fatiga cíclica (10).

En el año 2000, Sattapan y cols., definieron ambos conceptos. La fractura por torsión sería aquella que ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento está bloqueada en el canal mientras el mango continúa rotando, se excede el límite elástico del metal y se produce una deformación plástica previa a la fractura; por su parte la fractura causada por fatiga ocurriría en el punto de máxima curvatura, donde el instrumento se curva hasta que se fractura en el punto de máxima flexión. En este tipo de fractura, el instrumento rota con libertad dentro de un canal curvo (31).

Sin embargo, otros autores como Plotino, definen la fractura por fatiga cíclica como resultado de la alternancia de ciclos de tensión-compresión, los cuales son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota dentro de un canal curvo (10).

Es bien sabido que los instrumentos dentro de canales curvos sufren estrés, pues la mitad del instrumento está en tensión (en la parte externa de la curva) mientras

que la otra mitad está en compresión (en la parte interna de la curva); así mismo cada rotación dentro de un canal curvo hace que el instrumento se someta a un ciclo completo de tensión-compresión, incrementando su fatiga cíclica con el tiempo, lo que da lugar a una acumulación de cambios micro estructurales que provocarán la fractura inesperada del instrumento (10).

Clínicamente, la fatiga cíclica parece ser más prevalente en canales curvos, mientras que el fallo por torsión puede ocurrir también en canales rectos. Aunque en la práctica clínica probablemente los dos tipos de fallo ocurran simultáneamente, la mayoría de estudios que simulan la fractura de limas NI-Ti, representan los test de fatiga cíclica y fallo torsional de manera independiente. (32)

VI. Aparición de sistemas de instrumentación rotatoria.

La primera descripción de la utilización de dispositivos rotativos parece haber sido por Oltramare. Informó el uso de agujas finas con una sección transversal rectangular, el cual podía ser montado en una pieza de mano dental. Estas agujas se introdujeron de forma pasiva en el canal de la raíz en dirección al foramen apical y luego comenzó la rotación. Él afirmó que fue retirado por lo general el muñón pulpar inmediatamente del canal radicular y abogó por el uso de sólo agujas finas en canales radiculares curvos para evitar fractura de los instrumentos. (1)

En 1889 William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica automatizada para la preparación del canal radicular. Se utiliza especialmente agujas diseñadas, que se montan en un dental la pieza de mano con una rotación de 3.601. Para evitar instrumentos fracturas velocidad de rotación se limita a 100 rpm (1).

En los años siguientes una variedad de sistemas rotatorios fueron desarrollados y comercializados utilizando principios similares. Todos estos dispositivos trabajaron con limitada, rotación y / o un movimiento del instrumento hacia arriba y hacia abajo, todos ellos de acero inoxidable. El dentista sólo podía influir en la velocidad

de rotación de la pieza de mano y la amplitud del movimiento de la pieza de mano.
(1)

Los sistemas rotatorios constituyen una verdadera “revolución en la técnica endodóntica”, pues permiten al profesional realizar un tratamiento de los canales radiculares de manera más eficaz que la que se hacía en el pasado.

Los instrumentos hechos de Níquel-Titanio (NiTi), primeramente fabricados como instrumentos manuales, tuvieron en el pasado un impacto importante en la preparación del canal. La utilización de Nitinol permitió la introducción de instrumentos en canales radiculares curvos ejecutando una rotación en 360° gracias a su gran flexibilidad, es así como aparece el primer sistema de instrumentación rotatoria, el NT Sensor (NT Company, EE.UU.) (23)

Posteriormente se lanzan al mercado variados sistemas con diferentes características como los grados de giro, en relación al movimiento dentro de los canales, como diversos sistemas de instrumentación de los canales.

VII. Fundamento actual de la aparición de sistemas mecanizados oscilatorios recíprocos.

En 1964 es reportada la primera pieza endodóntica manual oscilatoria, actuando con rotación recíproca de 90°. Giromatic (Micro Mega, Besançon, France) que trabajaba con instrumentos de acero inoxidable, y el operador solo podía influenciar la velocidad rotacional de la pieza de mano y la amplitud vertical del movimiento del instrumento, diversos sistemas oscilatorios y recíprocos fueron comercializados a partir de ese momento. (1)

En el año 2008, Ghassan Yared, presenta una nueva técnica de preparación con un solo instrumento mediante rotación recíproca. El estudio se basa en el hecho que los instrumentos de NiTi, presentan algunas desventajas tales como:

- La posibilidad de fractura asociado con la fatiga del instrumento causada por el uso repetido.

- La posibilidad de contaminación cruzada asociada con la incapacidad de limpiar de forma adecuada y esterilizar instrumentos endodónticos. Ya que en la superficie de estos instrumentos NiTi se generaban grietas donde a pesar de la limpieza ultrasónica meticulosa y descontaminación no era posible la eliminación de todos los restos orgánicos.
- El alto costo de estos instrumentos, su uso único por procedimiento y la necesidad de utilizar por lo menos tres o cuatro instrumentos durante la conformación de los canales con instrumentos NiTi convencionales.(9)

En consecuencia, esta nueva técnica de preparación de canales, reduciría el número de instrumentos NiTi necesarios para lograr los objetivos mecánicos y biológicos. Por lo tanto simplifica el arsenal y sería más rentable en comparación con otras técnicas rotatorias ya que solo requiere de un solo instrumento rotatorio de NiTi.

En este estudio describió el uso de un instrumento F2 de la marca ProTaper (Dentsply, Maillefer) con movimientos oscilatorios. La preparación se realizó con un motor ATR (ATR, Pistoia, Italia) y los movimientos consistían en rotaciones en dirección hacia las agujas del reloj (0,4 partes de una circunferencia, 144°) y en contra de las agujas del reloj (0,2 partes de una circunferencia, 72°) a una velocidad de 400 rpm, completando un ciclo completo de rotación (360°) en cinco movimientos (9).

A partir de este estudio, en el año 2010 son introducidos nuevamente los sistemas de movimiento oscilatorio recíproco, que combinan el concepto de fuerzas balanceadas con nuevas aleaciones de NiTi y diseños. (9)

VIII. Movimiento rotatorio continuo y oscilatorio.

Mario Roberto Leonardo, divide los sistemas automatizados para la preparación de conductos en dos tipos:

- Sistemas con movimientos de rotación continua o denominados sistemas rotatorios.
- Sistema con movimientos de rotación alterna o recíproca, también denominados sistemas oscilatorios. (26)

El movimiento mecánico rotatorio, ha sido utilizado por la mayoría de los sistemas de instrumentación rotatoria durante años. Consiste en un giro constante en 360 grados en sentido de las agujas del reloj. Estos motores eléctricos ofrecen velocidades constantes sin oscilaciones, entre 150 a 350 rpm, lo que varía según el fabricante. Algunos ofrecen también un control automático de torque. Esta particularidad es de fundamental importancia ya que, cuando el instrumento es accionado en sentido horario y por alguna razón alcanza su límite de resistencia, puede ser predeterminado en algunos aparatos, y este instrumento se detiene automáticamente. Algunos aparatos presentan dispositivos que permiten controlar el torque, de preferencia automáticos, que varían de 0,1 a 10 Newton por centímetro. Las industrias que producen los instrumentos rotatorios de Níquel - Titanio ofrecen sus propios motores eléctricos. Un ejemplo de este sistema es ProTaper de Dentsply. (26)

El movimiento de rotación recíproco, se refiere al conjunto de movimientos alternados, verticales y laterales, que tienen como finalidad propiciar una acción más efectiva del instrumento a lo largo de las paredes del conducto radicular. Como ya se expuso aparecen en el año 1964, y en el año 2010 reaparecen en el mercado, clasificados como sistemas oscilatorios, revolucionando la endodoncia bajo los conceptos de Yared. (9)

Los movimientos oscilatorios se pueden clasificar como: movimiento oscilatorio vertical (ejemplo: SAF, Endo Pulse) y movimiento oscilatorio lateral. Los movimientos laterales pueden subdividirse como movimiento oscilatorio simétrico y movimiento oscilatorio asimétrico. Un ejemplo de sistema oscilatorio lateral asimétrico correspondería a WaveOne de Dentsply. (26)

En los movimientos oscilatorios simétricos, el giro oscila lateralmente los mismos grados en un sentido y en el otro, volviendo siempre al mismo punto de partida. El instrumento solo tiene ciclos de oscilación en un sentido y el otro sin completar una rotación. Sin embargo en los movimientos oscilatorios asimétricos, el instrumento oscila más en un sentido que en el otro volviendo a un punto de partida diferente en cada ciclo. De esta forma, puede completar una rotación con la suma de varios ciclos de oscilación. Los grados de oscilación de estos instrumentos varía de acuerdo al fabricante. (26)

La primera propuesta de movimientos oscilatorios con instrumentos manuales fue hecha por Roane y Sabala en 1985. Conocida como la “Técnica de fuerzas balanceadas”, fue originalmente asociada con instrumentos de acero inoxidable diseñados especialmente o instrumentos de NiTi Tipo-K (Flex R Files), con puntas modificadas, en una manera escalonada. (9)

Los instrumentos para estos sistemas oscilatorios mecánicos, han sido diseñados con un ángulo helicoidal reverso (rosca izquierda) aparentemente con el objetivo que no sean confundidos con los instrumentos de uso rotatorio (9).

En cuanto a los motores suministrados para la utilización de estos instrumentos, son los mismos que los utilizados para algunos sistemas rotatorios, pero además poseen un software específicamente para cada uno de los sistemas oscilatorios (33). VDW Silver Reciproc, VDW Gold Reciproc, y WaveOne Motor. Tienen básicamente las mismas cualidades; poseen un contra ángulo 6:1, es capaz de producir movimientos rotatorios y oscilatorios pre programados y con la opción de modificarlos en caso de los movimientos rotatorios. (9)

Varela Patiño y col, evaluaron los diferentes riesgos de deformación o fractura de instrumentos de NiTi usando movimientos rotatorios continuos o alternados. Los resultados indicaron que los instrumentos usados con rotación alternada, resisten

un mayor número de usos (14 usos), en comparación al grupo de rotación continua (10,05 usos). (34)

Los instrumentos de Níquel –Titanio requieren una atención especial al ser utilizados en la preparación de los conductos radiculares. La cinemática de movimiento que se aplica a estos se llama “picada” (progresión y alivio), o sea, nunca se deben presionar los instrumentos en el sentido apical para que este avance más que dos milímetros. Se recomienda que el instrumento sea “guiado por sí mismo”. El profesional debe permitir que el instrumento encuentre su propia trayectoria. Y retirar el instrumento luego de su penetración de uno a dos milímetros, y deben ser activados por pocos segundos. Nunca permanecer con el instrumento girando en la misma posición (longitud), pues eso lo llevara al stress y consecuentemente a la fractura. El conducto durante la conformación debe estar constantemente humedecido y lubricado. (24)

IX. Sistema Pro Taper Universal

El sistema ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) es un sistema de instrumentación de NiTi desarrollado por un grupo de respetados endodoncistas: el profesor Pierre Machtou (Universidad de París, Francia); el Dr. Clifford Ruddle (Santa Bárbara, California, Estados Unidos); y el Profesor John West (Universidad de Washington, Seattle, y la Universidad de Boston, Boston Massachussets, Estados Unidos), en cooperación con Dentsply Maillefer. Apareció en el mercado en el año 2001. (24, 35)

Diseño de las limas

Inicialmente ProTaper estaba compuesto por un set de seis limas; los tres primeros instrumentos para moldear los tercios cervical y medio de los canales radiculares, de ahí su nombre Shaping Files (limas modeladoras) las cuales son Shaping X (SX), Shaping 1 (S1) y Shaping 2 (S2). Las tres limas restantes cumplían el objetivo de preparar el tercio apical de los canales radicular, siendo

llamadas Finishing Files (limas de terminación) que son Finishing 1 (F1), Finishing 2 (F2) y Finishing 3 (F3).

A fines del 2006, debido a las necesidades de mejora en algunas de sus propiedades, se modificó la sección transversal en algunas de sus limas, y se amplió el sistema con dos nuevas limas de conformación apical (F4 y F5) dando origen a una nueva generación llamada ProTaper Universal. (30) (Figura 5)



Figura 5 Representación del sistema ProTaper Universal. Secuencia de izquierda a derecha: SX, S1, S2, F1, F2, F3, F4 y F5.

El sistema ProTaper universal incluye una serie secuencial de limas de níquel-titanio que poseen conicidad variable y progresiva, las cuales son muy diferentes a las limas de Ni-Ti empleadas en otros sistemas rotatorios, y se caracterizan por presentar las siguientes características:

Taper

Las limas ProTaper presentan taper progresivo o son multitaper y ésta es una de sus características más sobresalientes, pues la conicidad de las limas varía progresivamente a lo largo de su parte activa. En contraste con otros sistemas que manejan una serie secuencial de limas con un aumento de taper simétrico, en las limas ProTaper la conicidad varía dentro de un mismo instrumento, con aumentos

progresivos de conicidad que van del 3.5 % al 19%, lo que hace posible la conformación de zonas determinadas del canal radicular con un sólo instrumento, haciendo que éste haga su propio Crown-Down. (36)

Punta Guía

Estos instrumentos poseen una punta guía no cortante o inactiva, que guía de mejor manera a la lima a través del canal. También varían los diámetros de las puntas de las limas, que permite una acción de corte específica en áreas definidas del canal radicular, sin provocar estrés del instrumento en otras zonas. (36)

Diámetro de la punta

El diámetro de la punta de los instrumentos de la serie es variable, para acomodarse a la anatomía apical. Así: el shaper 1 (S1) tiene un diámetro en la punta de 0.17 mm; 0.20 mm el S2 y 0.19 el SX. Los instrumentos F1, F2 y F3, tienen diámetros en la punta de 0.20mm, 0.25 mm y 0.30 mm respectivamente. Dos limas de acabados adicionales (F4 y F5) para ápices anchos (tamaño Iso: 0.40 y 0.50). (36)

Sección transversal

Las limas ProTaper poseen una sección transversal triangular “redondeada”, con bordes convexos. Este diseño permite reducir el contacto entre instrumento y dentina para prevenir el atornillamiento, lo que se traduce en una mayor eficacia en la acción de corte y, permite reducir la fatiga torsional así como la presión necesaria para ampliar el canal, con lo que se reduce el riesgo de fractura torsional. (36) (Figura 6)

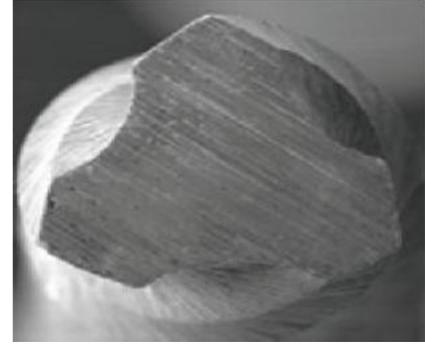
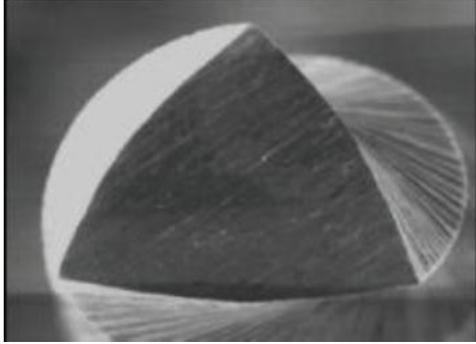


Figura 6 Representación gráfica de las secciones transversales de ProTaper Universal

Imagen de la izquierda representa la sección de S1, S2, F1, F2.

Imagen de la derecha representa la sección transversal de F3, F4 y F5. (36)

Ángulo helicoidal y plano de inclinación de las estrías.

Otra de las particularidades de este sistema es el ángulo helicoidal variable de la lima, con las estrías más separadas unas de las otras a medida que se avanza hacia el mango del instrumento, lo que optimiza la acción de corte, permite una mejor remoción de detritus y previene el “atornillamiento” de la lima dentro del canal. En la punta presenta estrías tipo lima K y hacia el mango como ensanchador (37). (Figura 7)

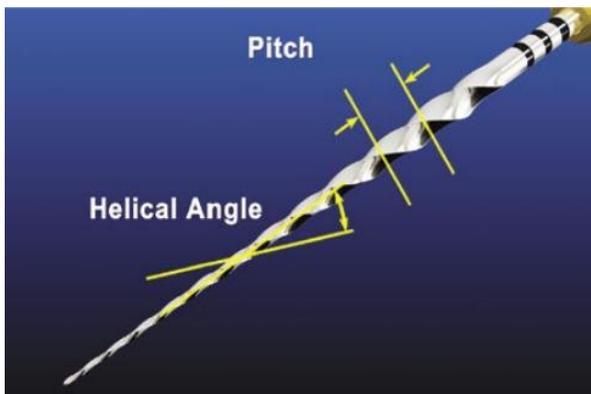


Figura 7. Representación grafica del ángulo helicoidal variable del sistema ProTaper.

Mango corto

La longitud del mango de la lima ha sido reducida de 15 a 12,54 mm, lo que favorece el acceso a los dientes posteriores, cuyo tratamiento podría verse complicado en ciertos casos.

Descripción de los instrumentos.

Las limas están disponibles en 21, 25 y 31 mm de longitud, constando la serie de 6 limas: las 3 primeras se denominan limas de conformación (Shaping Files), y las 3 últimas son las limas de terminación (Finishing Files), a finales de 2006, debido a las necesidades de mejora en algunas de sus propiedades, se modificó su sección en algunas de sus limas, y se amplió el sistema con nuevas limas de conformación apical (F4 y F5) dando origen a una nueva generación Pro Taper, comercialmente llamada Pro Taper universal. (36)

Limas de conformación (SX, S1, S2) o Shaping Files.

Estas limas se caracterizan por las múltiples conicidades progresivas a lo largo de toda la superficie activa del instrumento. Su objetivo es crear una preparación corono apical con una conicidad progresiva y continua desde la entrada del canal hasta la porción apical del mismo. Permiten el ensanchado de los tercios coronal y medio, así como una “pre conformación” del tercio apical (limas S1 y S2). (36)

La **Lima SX** o lima auxiliar, es para aumentar la conicidad de la porción coronal del canal y se reconoce porque su mango no posee anillo de identificación como las otras, pero especialmente por su muy particular forma, que recuerda a la Torre Eiffel, pues es la lima que presenta las mayores variaciones de conicidad.(36)

Tiene una longitud de 19 mm con un segmento cortante de 14 mm, y posee nueve diferentes taper. El calibre en D0 es de 0,19 mm y la conicidad del 3,5%. Ésta va aumentando progresivamente hasta D9 donde es del 19% con un calibre de 1,10 mm. Luego la conicidad se mantiene constante en un 2% hasta D14, donde el calibre es de 1,19 mm. A nivel de D6, D7, D8 los diámetros y conicidades respectivamente son 0,50 mm/ 11%; 0,70 mm/ 14.5%; 0,90 mm/17%. (17, 36)

Las Limas **S1 y S2** tienen una longitud de 21, 25 y 31 mm con un segmento cortante de 14 mm; la conicidad que presentan es menos “agresiva” que en la lima SX. La lima S1 tiene en D0 una conicidad del 2% y un calibre de 0,17 mm; la conicidad y el calibre aumentan progresivamente hacia el mango hasta ser en D14 del 11% y 1,19 mm respectivamente. La lima S2 tiene en D0 una conicidad del 4% y un calibre de 0,20 mm; la conicidad y el calibre aumentan de forma similar a la S1 de modo que en D14 la conicidad es del 11,5% y el calibre de 1,19 mm La lima S1 tiene un anillo de identificación de color lila en su mango, en tanto que en la S2 es de color blanco. La S1 está diseñada para conformar el tercio coronal del canal, en tanto que la S2 conforma particularmente el tercio medio. Ambas limas trabajan a la longitud de trabajo, una vez se ha usado la lima SX, por lo que estas limas también ayudan a conformar inicialmente la zona apical del canal. (17, 36)

Limas de terminación (F1, F2, F3) o Finishing Files

Las limas F se caracterizan, por el contrario, por tener su mayor conicidad en la punta, disminuyendo progresivamente en dirección hacia el mango. Estas tres limas tienen un taper fijo en los primeros 3 mm, los anillos de identificación son amarillos, rojos y azules, respectivamente.

F1: Disponible en longitud 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,20 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 7%. Se distingue por la presencia de un anillo de color amarillo en el mango.

F2: Se ofrecen en 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,25 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 8%. Se distingue por la presencia de un anillo de color rojo en el mango.

F3: Tiene una longitud de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,30 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 9%. Se distingue por la presencia de un anillo de color azul en el mango.

F4: Se fabrica en longitudes de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,40 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 6%. Se distingue por la presencia de dos anillos de color negro en el mango.

F5: Comercializadas en 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,50 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 5%. Se distingue por la presencia de dos anillos de color amarillo en el mango. (17, 36)

El taper decreciente de estas limas asegura la flexibilidad continua a lo largo del instrumento y evita el tener un diámetro muy grande en el tallo del instrumento. Las limas F han sido diseñadas para optimizar la conformación apical, además de que también preparan el tercio medio del canal. De todas las limas ProTaper, las limas F3, F4 y F5 tiene una sección transversal “modificada”. Flexibilidad aumentada de debido a las partes espaciadas de estos instrumentos.

Técnica de instrumentación con ProTaper

Inicialmente, para utilizar el sistema ProTaper con éxito es importante tener una apertura que permita al operador un acceso en línea recta, con el fin de eliminar obstrucciones que impidan una correcta instrumentación del tercio apical. La lima SX puede ser utilizada para remover interferencias a nivel del tercio coronal y lograr un acceso recto, de esta forma los instrumentos llegarán hasta la longitud de trabajo de una manera fácil y segura. Algunos autores han aconsejado que antes de iniciar la instrumentación con las limas ProTaper, se debe introducir las limas K N° 15 a 25 hasta la longitud de trabajo con el fin de crear una vía para la inserción de los instrumentos rotatorios en una forma más segura (glide path). Otro punto muy importante es la utilización de una solución irrigadora (hipoclorito de sodio) durante toda la preparación biomecánica. Se debe tener en cuenta que entre cada instrumento se debe irrigar abundantemente y confirmar la longitud de trabajo para evitar un bloqueo por detritus de dentina a nivel apical (38).

Los fabricantes han propuesto dos diferentes técnicas para el uso del sistema ProTaper, dependiendo del tipo de canal que va a ser instrumentado: para canales cortos y para canales medianos y largos. En este estudio se utilizó el protocolo para canales medianos.

VII. Sistema WaveOne.

El sistema WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) es un sistema de instrumentación con rotación alterna de NiTi desarrollado por un grupo de respetados profesionales: Cliff Ruddle (USA), John West (USA), Sergio Kuttler (USA), Pierre Machtou (Francia), Julian Webber (UK), Wilhelm Pertot (Francia). Este sistema apareció en el mercado en el año 2011. (39)

Este sistema de instrumentación rotatoria permite la instrumentación del canal radicular utilizando un único instrumento rotatorio, por medio de un motor pre programado que trabaja de manera similar a la dinámica de fuerzas balanceadas. El motor WaveOne trabaja con giro alterno, lo que significa que continuamente cambia la dirección de giro durante el procedimiento de conformación. El uso de un amplio ángulo de giro en la dirección de corte proporciona una alta eficacia, y un ángulo menor empleado en la contramarcha, ayuda a la lima WaveOne a avanzar con éxito a través del canal radicular, respetando la anatomía del mismo. Los ángulos optimizados también reducen el riesgo de atornillamiento y la fractura de la lima. La lima gira en 170° en sentido anti horario y 50° en sentido horario. El corte en este sistema es producido durante el giro anti horario. El fabricante indica que WaveOne funciona con 350 rpm. (40) (Figura 8)

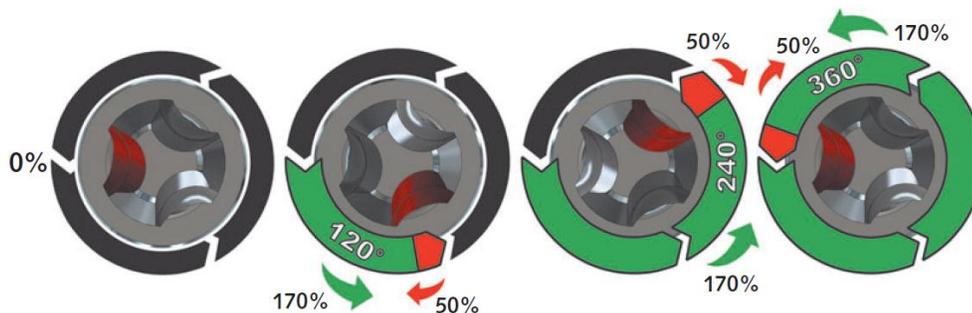


Figura 8. Representación grafica del ángulo de giro del sistema WaveOne. (40)

Este sistema permite conformar la mayoría de los canales radiculares con una única lima de NiTi WaveOne, lo que significa que no se pierde tiempo cambiando de instrumentos, durante el procedimiento de conformación del canal radicular. Esto aporta al profesional una mayor simplicidad y disminuye hasta un 40% el tiempo global de conformación, comparado con la técnica rotatoria tradicional de

movimiento continuo. Además de reducir la fatiga del instrumento y la posibilidad de fracturarse, elimina la posibilidad de contaminación cruzada. Pero al igual que todos los sistemas rotatorios para la preparación de canales radiculares, los instrumentos WaveOne no deberían utilizarse en aquellos casos que presenten curvaturas apicales severas y bruscas. (39)

Las limas WaveOne se componen de los siguientes instrumentos, disponibles en longitudes de 21, 25 y 31 milímetros:

1. WaveOne Pequeña (Small) se usa en canales finos. El tamaño de la punta es ISO 21 con una conicidad continua del 6%.
2. WaveOne Primaria (Primary) se usa en la mayoría de canales. El tamaño de la punta es ISO 25 con una conicidad apical del 8% que disminuye hacia la parte coronal.
3. WaveOne Grande (Large) se usa en canales grandes. El tamaño de la punta es ISO 40 y la conicidad apical es del 8% que disminuye hacia la parte coronal. (39) (figura 9)



Figura 9. Representación de la secuencia de los instrumentos WaveOne. Small (amarillo), Primary (rojo) y Large (negro).

Todos los instrumentos tienen una sección transversal variable. Es triangular convexa modificada cerca de la punta y una sección triangular convexa cerca de la base del instrumento. Este diseño mejora la flexibilidad global del instrumento. Las puntas están modificadas para seguir de manera exacta la curva del canal (acción guía). (39) (figura10)



Figura10. Representación gráfica de la sección transversal de los instrumentos WaveOne

Los instrumentos WaveOne poseen un ángulo de corte reverso. Tienen un diseño de espiral en sentido anti horario, inverso al sentido del resto de los instrumentos rotatorios. El movimiento en sentido anti horario es mayor que el movimiento en sentido horario y hace avanzar al instrumento enganchándolo y cortando dentina, el movimiento en sentido horario desengancha el instrumento de la dentina antes de que se pueda bloquear en el canal, tres ciclos de giro alterno completan una rotación anti horaria y el instrumento avanza gradualmente dentro del canal aplicando una pequeña presión apical. Debido a esto, sólo pueden utilizarse con el motor WaveOne en su función de giro alterno. (39)

Consideraciones para la Preparación con WaveOne:

1. Evaluación radiográfica Obtener radiografías periapicales tomadas desde diferentes ángulos del plano horizontal, para determinar la anchura, longitud y curvatura de canales radiculares.
2. Preparación de acceso crear un acceso en línea recta al orificio(s) de entrada del canal(s), teniendo presente la conicidad, el alisado y acabado de las paredes axiales internas.
3. Selección de la lima WaveOne "Guía clínica y anatómica". La lima WaveOne PRIMARY (0.25/ 0.8) está diseñada para preparar completamente la mayoría de los canales radiculares. (39)

Si cuesta avanzar con una lima K del número 0.10, entonces el tamaño seleccionado será la lima WaveOne SMALL (0.21/ 0.6). Podemos incluir los incisivos inferiores, los canales MV de los molares superiores y/o los canales con curvaturas apicales. Si la lima K del número 0.20 alcanza con facilidad la longitud estimada, entonces el tamaño adecuado es el WaveOne LARGE (0.40/ 0.8) Podemos incluir los incisivos superiores, los premolares con un canal único y algunos molares con canales de mayor diámetro. (39)

Durante la conformación se utiliza una sola lima WaveOne en cada procedimiento, en vez de cuatro o cinco. Las limas WaveOne se suministran en envases pre esterilizados y no se pueden esterilizar para el tratamiento de un segundo paciente ya que el mango de estos instrumentos no permite el esterilizado. Estudios han demostrado que no importa lo bien que un instrumento se haya esterilizado; ya que de igual forma presentan ciertas bacterias y restos de tejido pueden permanecer en el instrumento. Por lo tanto, cualquier reutilización de estos instrumentos, aumenta el potencial de infección cruzada en el siguiente paciente, además de disminuir su eficiencia de corte. (39)

Durante el uso de estos instrumentos limpiar las espiras con frecuencia y observar si aparecen signos de alteración o desgaste. Irrigar los canales en forma abundante y frecuente, debido a la rapidez con la que se realizan las preparaciones. Iniciar la preparación con la lima WaveOne seleccionada e irrigar con NaOCl. Realizar un movimiento de picoteo suave hacia adentro, con avances de dos a tres milímetros de profundidad, para avanzar pasivamente con la lima WaveOne hasta notar resistencia. Estas limas solo se deben usar con movimiento recíproco, con los motores específicos de Dentsply Maillefer. (39)

Dentro de las advertencias al igual que todos los sistemas rotatorios para la preparación de canales radiculares, los instrumentos WaveOne no deberían usarse en aquellos casos que presenten curvaturas apicales severas y bruscas, debido al elevado riesgo de fractura. (39)

En el presente trabajo de investigación se pretende comprar la discrepancia de la transportación apical producida al utilizar dos secuencias de instrumentos

disponibles en el mercado, ambas de la marca comercial Dentsply: el sistema rotatorio continuo ProTaper y el sistemas recíprocante WaveOne.

HIPÓTESIS

El sistema de instrumentación mecanizada recíproca provoca menos transportación apical que el sistema de instrumentación mecanizada continua al preparar canales simulados en cubos de acrílico.

OBJETIVO GENERAL

Analizar la transportación apical en canales curvos simulados, entre 2 sistemas mecanizados de limas de NiTi.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir la transportación apical generada por el sistema mecanizado de limas de NiTi ProTaper Universal (Dentsply)
- Medir la transportación apical generada por el sistema mecanizado recíproca de limas de NiTi WaveOne (Dentsply)
- Comparar las mediciones de ambos sistemas

MATERIALES Y MÉTODOS

El diseño de éste trabajo es un estudio experimental comparativo realizado in vitro el cual se llevó a cabo en las instalaciones clínicas de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae.

La muestra utilizada fue de 25 cubos de acrílico (1 cubo control) estandarizados de la marca Dentsply (Endoblocs) con canales curvos simulados y estandarizados de 10 mm de ancho x 30 de largo, con un canal de longitud de 16 mm, taper de 2% calibre de 0,1 mm y radio curvatura de 5,0263 mm.

Previo a la instrumentación se determinó la longitud de trabajo (LT): 15 mm mediante una lima K N°10 Dentsply, con la cual se tomó la radiografía de control al cubo control.

Las radiografías fueron estandarizadas gracias a un posicionador de película el cual siempre las dejó de manera perpendicular al cono de rayos y a la misma distancia del cubo de acrílico. Se utilizaron los siguientes valores para la toma de radiografías: 50 Kw, 4 mA y tiempo de exposición de 0,28 segundos y cada película fue revelada en un equipo de revelado automático para tener la mejor calidad de imagen posible.

Los 24 cubos de acrílico fueron separados en dos grupos de 12 de manera aleatoria y fueron entregados a dos operadores con el fin de disminuir el sesgo de instrumentación.

A cada cubo se le preparo su canal artificial con fresas Gates-Gliddens N°1 y N°2, para ensanchar los 2/3 superiores a una longitud de 10 mm, y posteriormente se confirmó la permeabilidad del canal con una lima K N°10 de Dentsply basándose en las indicaciones del fabricante.

Posterior al ensanchamiento de los 24 cubos se volvieron a dividir en dos grupos de 12 y se entregaron a ambos operadores.

Ambos operadores con sus 12 cubos eligieron 6 aleatoriamente para ser instrumentados con las limas recíprocante de Dentsply WaveOne, y 6 para ser instrumentados con limas mecanizadas de Dentsply ProTaper Universal, teniendo

así los 24 cubos instrumentados. ProTaper Universal con un n=12 (rotulados PT del 1 al 12), WaveOne con un n=12 (rotulados W del 1 al 12) y un cubo control n=1.

El protocolo de uso para cada lima del grupo de cubos de ProTaper (PT) fue determinado por los respectivos fabricantes y se describe a continuación:

- Cada cubo de acrílico del grupo PT fue ensanchado en sus 2/3 coronales (10 mm) con fresas Gates-Gliddens N°1 y N°2
- Se llenó el canal con NaOCl al 5%
- Exploración pasiva con una lima manual K N°10 para confirmar permeabilidad
- Con una lima manual K N°20 se avanzó a LT (15 mm) para definir la trayectoria de la lima (glide path)
- Por el tamaño del canal la instrumentación fue realizada con la secuencia de limas de ProTaper S1, S2 y F1, con un motor X-Smart de Dentsply.
- Se procedió a conformar el canal artificial con las limas S1 y S2 (shaping files), según indicación del fabricante con un movimiento de cepillado (brushing motion) hasta LT, entre limas se recapituló con la lima manual K N°20 para confirmar LT. La velocidad y torque usado en con éstas limas fueron los siguientes:
 - S1: 250 rpm / 3.2 NCm
 - S2: 250 rpm / 1 NCm
- El acabado del canal se realizó con la lima F1 (finishing file N°20) con un movimiento de entrada y salida (straight in & out action) hasta llegar a LT. La velocidad y torque para ésta lima fue la siguiente:
 - F1: 250 rpm / 1.5 NCm
- Entre cada instrumento se irrigó de manera activa el canal artificial con 3mL de solución de NaOCl al 5%.

- El segundo grupo correspondiente al grupo de cubos instrumentados con WaveOne (W) presentaba una muestra de n=12 y se siguió el protocolo establecido por el fabricante que se describe a continuación:
- Cada cubo de acrílico del grupo W fue ensanchado en sus 2/3 coronales (10mm) con fresas Gates-Gliddens N°1 y N°2
- Se llenó el canal con NaOCl al 5%
- Exploración pasiva con una lima manual K N°10 para confirmar permeabilidad
- Con una lima manual K N°20 se avanzó a LT (15 mm) para definir la trayectoria de la lima (glide path)
- Para la instrumentación se utiliza un motor X-Smart de Dentsply con una lima Small de Wave One (021 .06), definida su elección por el tamaño del canal artificial. El movimiento y velocidad viene predefinida en el motor utilizando la opción Reciprocation/WaveOne.
- Se prepara el canal artificial con un movimiento de picoteo suave hacia dentro de manera pasiva con avances de 3 mm de profundidad, se saca la lima y se procede a eliminar los restos de limalla con una gasa, se recapitula y confirma la permeabilidad del canal con una lima manual K N°10. Este proceso se repite hasta alcanzar LT.
- Se confirma la instrumentación hasta LT con una lima manual K N°20
- Entre cada recapitulación se irrigó de manera activa el canal artificial con 3 ml de NaOCl al 5%

Finalizada la instrumentación de los 24 cubos se procedió a tomar las radiografías de control post-instrumentación utilizando una lima K N°10 de Denstply a longitud de trabajo (LT= 15 mm)

Las radiografías fueron rotuladas y digitalizadas para poder ser editadas con el fin de mejorar el brillo y contraste a través del programa Photoshop CS 5.

Con las imágenes de las radiografías en formato JPG se procedió a importarlas al programa AUTOCAD para ser escaladas y analizadas.

El programa en una primera instancia escala todas las imágenes para dejar todos los cubos digitales de un mismo tamaño y los paraleliza para que la diferencia en angulación no se vea afectada por una mala posición de la imagen. Posteriormente se trazó una línea por el centro del canal de cada uno de los cubos siguiendo su curvatura de la cual se obtuvo su radio post-instrumentación y se definió el radio del cubo control, en milímetros.

Se pudo comparar y definir la diferencia de angulación de los radios superponiendo las imágenes de los cubos instrumentados con el cubo control. Las líneas trazadas formaron un ángulo medible desde el punto de unión de ambas líneas hasta el extremo de la curvatura.

Los datos de radios de cada cubo y diferencia de angulación se tabularon en la tabla adjunta a continuación.

RESULTADOS

	R1 (radio de muestras)	R2 (radio del control)	ΔR	Ángulo de divergencia entre curvaturas
W1	5,788	5,0263	0,7617	7°
W2	5,1587	5,0263	0,1324	4°
W3	5,6068	5,0263	0,5805	5°
W4	5,6412	5,0263	0,6149	7°
W5	4,9263	5,0263	-0,1	5°
W6	6,2403	5,0263	1,214	10°
W7	5,8442	5,0263	0,8179	9°
W8	4,7886	5,0263	-0,2377	3°
W9	5,7122	5,0263	0,6859	5°
W10	5,5894	5,0263	0,5631	6°
W11	4,8879	5,0263	-0,1384	6°
W12	5,1204	5,0263	0,0941	3°
PT1	6,5214	5,0263	1,4951	10°
PT2	7,1031	5,0263	2,0768	11°
PT3	5,3662	5,0263	0,3399	9°
PT4	3,6431	5,0263	-1,3832	4°
PT5	6,102	5,0263	1,0757	10°
PT6	4,5592	5,0263	-0,4671	6°
PT7	5,1122	5,0263	0,0859	8°
PT8	5,9853	5,0263	0,959	9°
PT9	5,1798	5,0263	0,1535	8°
PT10	5,2944	5,0263	0,2681	8°
PT11	6,2687	5,0263	1,2424	11°
PT12	5,3386	5,0263	0,3123	5°

*(Medidas en milímetros). R1: radio de la curvatura de las limas post-instrumentación. R2 radio de la curvatura de la lima pre-instrumentación. ΔR : delta de R1 y R2. Ángulo de divergencia entre curvaturas: ángulo de divergencia apical entre canal pre-instrumentación y post-instrumentación.

Las variables de obtenidas fueron analizadas a través del test Shapiro-Wilk, para saber si éstas se distribuyen de manera normal; éste test es el indicado para muestras pequeñas (≤ 30) que es el caso de nuestro estudio. Las variables ΔR y ángulo de divergencia entre curvaturas se distribuyeron normalmente. Los resultados fueron adjuntos en tablas (N° 1, 2, 3 y 4) y graficados a través de la función de distribución de Kernel (Gráficos N° 1, 2, 3 y 4).

Una vez testeada la normalidad se contrastaron las variables entre ambos grupos para ver si había diferencias significativas entre R1, ΔR y el ángulo de divergencia entre curvas. El test de selección fue el contraste de hipótesis de diferencias de promedios T-Student (tablas N° 5 y 6).

Las variables del test fueron descritas en términos de: Obs (número de muestra), promedio, mediana, varianza, desviación estándar y coeficiente de variación.

El análisis del test de Shapiro-Wilk para las variables se adjunta a continuación:

1. ΔR : diferencia del radio de la curvatura de la lima post-instrumental (R1), con el radio de la curvatura de la lima pre-instrumental (R2).

A. Test de distribución normal Shapiro-Wilk para grupo WaveOne (W)

Variable	Shapiro Wilk test for normal data				
	Obs	W	V	z	Prob>z
ΔR muestra WaveOne	12	0.93381	1.106	0.196	0.42228

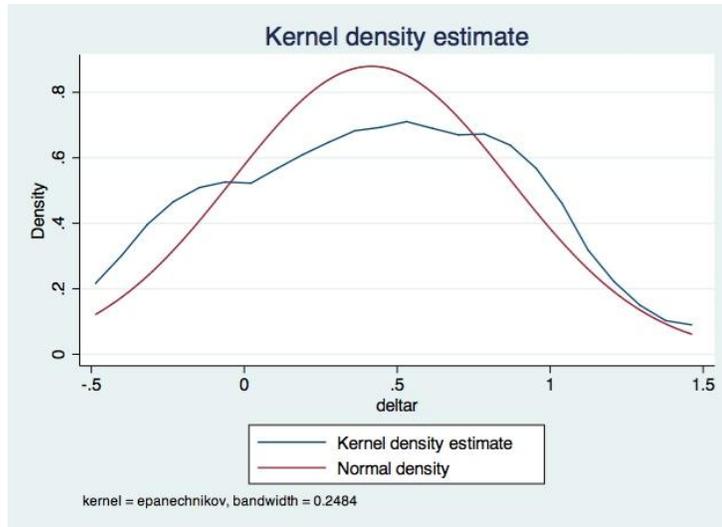


Gráfico 1.

La hipótesis nula del test de Shapiro-Wilk es que la variable se distribuye normal, dado que el p-valor es \geq a 0,05 (nivel de significancia). No se rechaza la normalidad de la muestra.

B. Test de distribución normal Shapiro-Wilk para grupo ProTaper (PT)

Tabla 2.	Shapiro Wilk test for normal data				
	Variable	Obs	W	V	z
ΔR muestra ProTaper	12	0.9704	0.495	-1.372	0.9149

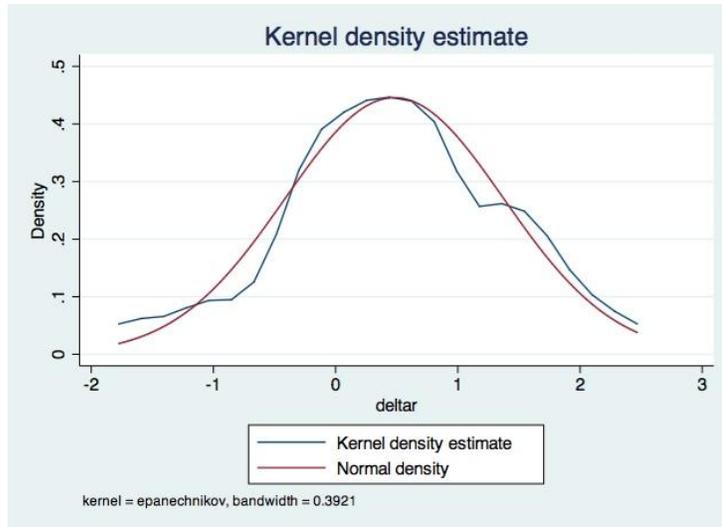


Gráfico 2.

La hipótesis nula del test de Shapiro-Wilk es que la variable se distribuye normal, dado que el p-valor es \geq a 0,05 (nivel de significancia). No se rechaza la normalidad de la muestra.

2. Angulo entre curvaturas: angulo de divergencia en apical entre limas Pre-instrumental y post-instrumental

A. Test de distribución normal Shapiro-Wilk para angulaciones en grupo WaveOne (W)

Variable	Shapiro Wilk test for normal data				
	Obs	W	V	z	Prob>z
Ángulo discr. WaveOne	12	0.95365	0.774	-0.498	0.69074

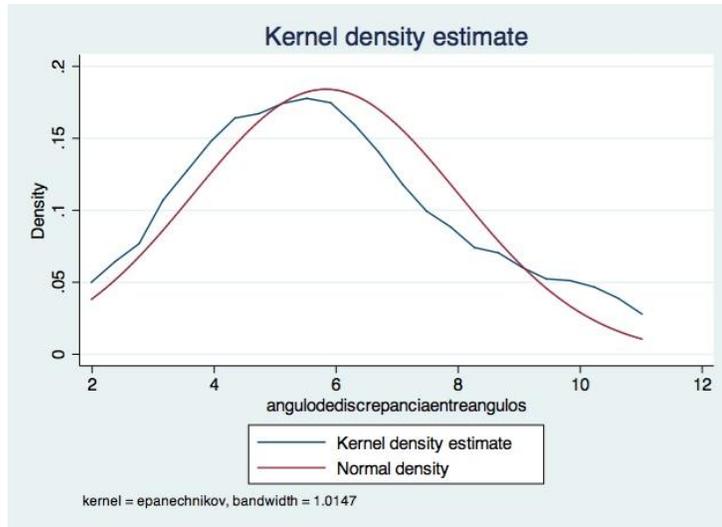


Gráfico 3.

La hipótesis nula del test de Shapiro-Wilk es que la variable se distribuye normal, dado que el p-valor es \geq a 0,05 (nivel de significancia). No se rechaza la normalidad de la muestra.

B. Test de distribución normal Shapiro-Wilk para angulaciones en grupo ProTaper (PT)

Variable	Shapiro Wilk test for normal data				
	Obs	W	V	z	Prob>z
Ángulo discr. ProTaper	12	0.95859	0.692	-0.718	0.76354

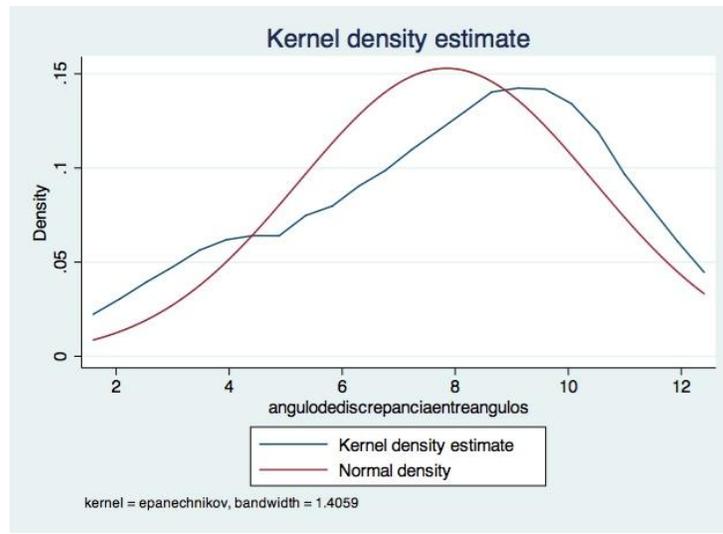


Gráfico 4.

La hipótesis nula del test de Shapiro-Wilk es que la variable se distribuye normal, dado que el p-valor es \geq a 0,05 (nivel de significancia). No se rechaza la normalidad de la muestra.

Para analizar el nivel de significancia entre los grupos se contrastó la diferencia de promedios a través de T-Student. Los resultados de las variables se adjuntan a continuación:

C. T-Student (diferencia de promedios) para ΔR de las muestras W y PT

Tabla 5.		Two-sample t test with equal variances			
Group	Obs	Mean	Std.Err.	Std.Dev.	[95% Conf. Interval]
WaveOne	12	.4157	.1309617	.4536647	.1274552 - .7039448
ProTaper	12	.5132	.2676442	.9271465	-.0758808 - 1.102281
combined	24	.46445	.1460629	.7155592	.1622959 - .7666041
diff		-0.975	.2979671		-.7154459 - .5204458
diff = mean(1) - mean (2)					t = -0.3272
Ho: diff = 0					degrees of freedom = 22
Ha: diff < 0		Ha: diff !=0		Ha:diff > 0	
Pr(T < t) = 0.3733		Pr(T > t) = 0.7466		Pr(T > t) = 0.6267	

Dada la prueba T-Student para la diferencia de promedios, no se rechazó la hipótesis nula, por lo tanto no existe diferencia estadística significativa entre ambos grupos.

D. T-Student (diferencia de promedios) para divergencia de ángulos de grupo W y PT

Tabla 6.		Two-sample t test with equal variances			
Group	Obs	Mean	Std.Err.	Std.Dev.	[95% Conf. Interval]
WaveOne (W)	12	5.83333	.625631	2.167249	4.456329 - 7.210338
ProTaper (PT)	12	8.25	.652791	2.261335	6.813216 - 9.686784
combined	24	7.041667	.5089032	2.493106	5.98892 - 8.094413
diff		-2.416667	.904185		-4.291832 - -.5415018
diff = mean(1) - mean (2)					t = -2.6728
Ho: diff = 0					degrees of freedom = 22
Ha: diff < 0		Ha: diff !=0			Ha:diff > 0
Pr(T < t) = 0.0070		Pr(T > t) = 0.0139			Pr(T > t) = 0.9930

Dada la prueba T-Student para la diferencia de promedios, se puede rechazar la hipótesis nula, por lo tanto existen diferencias estadísticas significativas entre ambos grupos. Los ángulos producidos por el grupo PT son estadísticamente mayores a los producidos por el grupo W.

DISCUSIÓN

En éste estudio se comparó la variación geométrica de la curvatura y transportación apical del canal en cubos de acrílico estandarizados.

Los cubos de acrílico han sido ampliamente utilizados para evaluar los cambios post-instrumentación en un medio estandarizado, y con propiedades mecánicas ideales, diferentes estudios avalan su validez como muestra de trabajo, ya que el uso de dientes naturales se ve dificultado por la variabilidad en la anatomía radicular y durezas dentinarias heterogéneas. (41, 42, 43)

El análisis de las radiografías fue evaluado en el programa AUTOCAD, lo que resulta en mediciones de una imagen bidimensional (2D), pudiendo medir sólo en un plano las variables. Considerando que el canal radicular es una estructura cónica tridimensional se ha sugerido que el análisis de éste tipo de estudios es más sensible en tomografías micro-computadas tridimensionales (3D), como se ha visto en otros estudios, ya que se puede medir el desgaste volumétrico producido por la instrumentación, inclusive en dientes naturales, por lo que puede ser una opción para futuras investigaciones. (42, 44)

La transportación apical generada en este estudio por la instrumentación mecanizada recíprocante de WaveOne fue menor a la instrumentación mecanizada de Protaper Universal. Según los resultados estadísticos, la variable ΔR que representa el radio de la curvatura no presentó diferencias significativas entre ambos grupos, pero la variable de divergencia de ángulos si presentó diferencias significativas. Estudios previos han mostrado que la preservación original de la forma del canal es más constante en técnicas con una visión menos invasiva, lo que disminuye el riesgo de transportación apical, formación de escalones y la pérdida de la curva del canal (45, 46). A este enfoque se acerca más la lima recíprocante WaveOne ya que usa una sola lima de secuencia única lo que disminuye estos riesgos. Otro factor a considerar es la aleación de M-Wire presente en éstas limas, lo que les da una ventaja en el aumento de la flexibilidad

en comparación a las limas Protaper Universal la cual genera más fuerza contra las paredes del canal. (47, 8)

El movimiento recíprocante se ha relacionado significativamente a preparaciones más centradas y con menos modificaciones del canal en especial en el tercio apical comparándolas con limas de movimiento continuo. (48)

Éste tipo de movimiento recíprocante minimiza el estrés torsional y flexural. Produce canales más centrados, y reduce el taponeo apical ya que se usan menos números de limas con un ciclo más corto dentro del canal. (49, 50)

El uso de instrumentos endodónticos únicos ha sido recientemente recomendado para disminuir la fatiga del instrumento y posibles contaminaciones cruzadas. (51)

Cabe destacar que los resultados obtenidos en éste estudio son similares a investigaciones encontradas en la literatura como el trabajo de Manoel Brito-Junior et al. En el cual usaron a estudiantes de pregrado para instrumentar cubos de acrílico estandarizados con WaveOne y Protaper Universal para comparar transportación apical. (52)

CONCLUSIÓN

En éste estudio, la lima de movimiento recíprocante WaveOne con M-Wire mantuvo de mejor manera la forma y tercio apical del canal en comparación con las limas de movimiento continuo Protaper Universal.

En los resultados obtenidos se refleja lo que existe en la literatura actual, en estudios similares en cubos de acrílico estandarizados WaveOne ha sido superior en la disminución de transportación apical, formación de escalones y menor deformación de la curvatura del canal. Creemos que la minimización de la secuencia de instrumentación a una lima, más la aleación de M-Wire que presenta, hace que WaveOne sea una lima más simple de usar incluso en manos inexpertas, lo que la hace superior en comparación con las limas de Protaper Universal que tienen una secuencia con limas de velocidades y torques diferentes, lo que en manos menos adiestradas puede causar confusión en la instrumentación y en definitiva no realizar una preparación como lo indica el fabricante y la literatura.

La diferencia significativa demostrada en la variable de divergencia de ángulos apical entre ambos sistemas de limas que se dio en los resultados fue en promedio de 5.83° para el sistema WaveOne y 8.25° para el sistema de Protaper Universal. Comparando ambos sistemas hubo una diferencia de 2.42° lo que refleja un 41% extra de transportación apical en Protaper Universal, afirmando nuestra hipótesis que el sistema de limas recíprocante produce menos transportación apical en los cubos de acrílico.

A pesar de estos resultados consideramos que la transportación apical generada en ambos sistemas es muy inferior al sistema tradicional de limas manuales ya que éstos sistemas son de acero inoxidable y tienen una flexibilidad mucho menor, teniendo más riesgo de generar escalones apicales, zip y rip.

Los instrumentos de aleación NiTi gracias a sus propiedades de mayor flexibilidad y módulo de elasticidad menor son el instrumento indicado para canales radiculares curvos. Por lo que en manos expertas el sistema de limas Protaper

Universal es una buena opción teniendo también en cuenta el costo/beneficio ya que un factor a considerar en las limas de WaveOne es que la indicación del fabricante recomienda el uso único.

Para finalizar sería interesante continuar la investigación con un mayor N de muestra en manos más entrenadas en ambos sistemas para disminuir el sesgo y analizando las variables bajo tomografías micro-computadas, con el fin de comparar de manera precisa en términos volumétricos tridimensionales la transportación apical y modificación de la curvatura del canal radicular.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hülsmann M, Peters OA, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005; (10): 30–76.
2. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974; (18): 269–296.
3. Cañete MT, Stacchiotti Z. Análisis de la transportación foraminal en la conformación apical con sistema RaCe. *Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile*. 2011 Sept; (24): 8-14.
4. Dean Baugh, DDS, and James Wallace DDS, MDS, MSD, MS. The Role of Apical Instrumentation in Root Canal Treatment: A Review of the Literature. *JOE*. 2005; 31(5): 333- 340.
5. Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod*. 1975; (1): 262–266.
6. Berutti E, Cantatore G. Rotary instruments in Nickel Titanium. En: Castellucci A. *Endodontics vol. II*. 2da ed. Florencia, Italia: Il Tridente; 2005. pp. 518-547.
7. Bergmans L, Dent, Van Cleynenbreugel J, DR, IR, PHD, Wevers M, DR, IR, PHD, & Lambrechts P, DDS, PHD. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*. October 2001; 14 (5): 324- 333.

8. Alapati S, Brantley W, Iijima M, Clark W, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2009; (35):1589–1593.
9. Yared, G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal.* 2008; 41(4), 339-344.
10. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *International Endodontic Journal.* 2012, (45): 614–618.
11. Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation with endodontic handpiece on the original canal shape. *Journal of Endodontics,* 1976; (2): 298-303.
12. Buchanan S. Limpieza y Conformación del Sistema de Conductos Radiculares. En: Cohen S, Burns R. *Endodoncia Los Caminos de la Pulpa.* 4ª.ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 1988. pp. 556.
13. Pérez E, Burguera E, Carvallo M. Revisiones Bibliográficas: Tríada para la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares. *Acta Odontológica Venezolana.* 2003; 41(2) Citado el 24 de noviembre del 2014. Disponible en:
http://www.actaodontologica.com/ediciones/2003/2/triada_limpieza_conformacion_conductos_radiculares.asp
14. Ingle J, Beveridge E, Glick D, Weichman J. *Terapéutica Endodóntica Moderna.* En: Ingle y Bakland Editores. *Endodoncia .* 4a.ed. México: McGraw-Hill; 1996. pp.1- 52.

15. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the back ground of general dentistry. J Am Dent Assoc. 1976 Jul; 93(1):78-87.
16. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. Australian Dental Journal Supplement. 2007; 52: (1suppl): 52-63.
17. Berutti E, Castellucci A. Cleaning and Shaping the Root Canal System. En: Castellucci A. Endodontics vol. II. 2a.ed. Florencia, Italia: Il Tridente; 2005. pp. 396-431.
18. Himmel V. Estudio comparativo de la transportación apical entre dos sistemas de instrumentación mecanizada de níquel-titanio (niti): mtwo (vdw gmbh, Múnich, Alemania) e irace (fkg dentaire s.a. la chaux-defonds, suiza). Santiago de chile: 2013.
19. Caviedes J. Biomecánica de la irrigación en el pronóstico de la endodoncia con sistemas de limas secuenciales rotatorias y limas únicas de movimiento alterno. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. 2012 Sept; (26): 4-13.
20. Schneider S. A comparision of canal preparations in straight and curved root Canals. Oral Surg. 2005; 32(2): 271-275.
21. Gutiérrez A, Cobos E, Espinosa N, Espinosa A. Análisis de la transportación en el tercio apical utilizando la Técnica de Instrumentación de Fuerzas Balanceadas VS Sistema de Instrumentación Rotatoria MTWO. Revista Adm. Septiembre-Octubre 2012; 69(5): 226-232.

22. American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms, 7th.ed. Chicago: AAE; 2003.
23. Schäfer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. Endod Topics. 2009; 15:75-90
24. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. Odontology 2012; 102: 31-35. doi 10.1007/s10266-012-0088-8.
25. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. International Endodontic Journal. 2000; (33): 297-310.
26. Leonardo M, De Toledo R. Perfeccionamiento y simplificación de las técnicas endodónticas. En: Leonardo M, De Toledo R. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel-Titanio. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Latinoamérica; 2002. pp. 3-30.
27. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endodon. 1988; 4(7): 346-351.
28. De la Flor S. Simulación numérica y correlación experimental de las propiedades mecánicas en las aleaciones con memoria de forma. España, Universidad Politécnica de Cataluña, Departamento de Resistencia de Materiales y Estructuras de Ingeniería; 2005.
29. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2011; 37: 997-1001.

30. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998; 24(12):843-7
31. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; 26 (3):161-5.
32. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod.* 2012; 38 (4): 527-30.
33. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Mitchell J. Scanning electron microscope observations of new and used nickel titanium files. *J Endod.* 2003; 29:667-669.
34. Valera P, Ibañez A, Rivas B, Cantatore G, Otero X, Biedma M. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect in instrument life. *Journal of endodontics.* 2010; 36:157-159
35. Tulsa Dental Products. "ProTaper manufacturer's instructions for use" Tulsa Dental Products; 2001. Manual de usuario. Visitado 24 de noviembre del 2014. Disponible en:
www.tulsadentalspecialties.com%2FLibraries%2FTab_Content_-_Endo_Access_Shaping%2FProtaper_Universal_Endo_System_DFU.sflb.a shx&ei=j0WKVKyvHo7asAT5w4LICw&usg=AFQjCNHmHMr6TutDfy0K1X7jI ZsxH8OELA&sig2=hsGAzRoKWTbnUcPSBmjHqA&bvm=bv.81828268,d.c Wc&cad=rja

36. ProTaper-Universal-Rotatory.aspx. Visitado 24 de noviembre del 2014.
Disponible en:
<http://www.dentsply.co.uk/products/endodontics/Endodontics-files/RotatoryFiles/>
37. Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J.* 2005; 38:8-16.
38. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of protaper rotary instruments. *J Endod.* 2004; 30: 228–230.
39. Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots magazine* 2011. Visitado 24 de noviembre del 2014. Disponible en:
<http://www.endoexperience.com/documents/WaveOne.pdf>
40. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod.* Apr 2012; 38(4):54.1
41. Merrett SJ, Bryant ST, Dummer PM. Comparison of the shaping ability of RaCe and Flex-Master rotary nickel-titanium systems in simulated canals. *J Endod.* 2006; 32:960–2.
42. Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, et al. Comparison of two techniques for assessing the shaping efficacy of repeatedly used nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37:847–50.

43. Khalilak Z, Fallahdoost A, Dadresanfar B, Rezvani G. Comparison of extracted teeth and simulated resin blocks on apical canal transportation. *The International Education Journal*. 2008; 3(4): 109-112. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24082902>
44. Blake M, Cox T, Cohenca N, Johnson J, Paranjpe A. A micro-computed tomography-based comparison of the canal transportation and centering ability of ProTaper Universal rotary and WaveOne reciprocating files. *Quintessence International*. Febrero 2014; 45(2):101-108
45. Loizides AL, Kakavetsos VD, Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Eliades G. A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod*. 2007; 33:1455–9.
46. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod*. 2007; 33:1155–62.
47. Manoel B, Faria A, Cristina C, Dantas R, Mateus N, Damião M. Apical transportation associated with ProTaper® Universal F1, F2 and F3 instruments in curved canals prepared by undergraduate students. *J Appl Oral Sci*. 2014; 22(2):98-102.
48. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod*. 2011; 37:1398–401.
49. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod*. 1987; 13:479–89.

50. Roane JB, Sabala C. Clockwise or counterclockwise. *J Endod.* 1984; 10:349–53.
51. Azarpazhooh A, Fillery ED. Prion disease: the implications for dentistry. *J Endod.* 2008; 34:1158–66.
52. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *American Association of Endodontists.* 2012; 38(4):505-509