



UNIVERSIDAD  
**Finis Terrae**  
VINCE IN BONO MALUM

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ANÁLISIS Y COMPARACIÓN DE LA TRANSPORTACIÓN APICAL  
PRODUCIDA POR LOS SISTEMAS PROTAPER®  
UNIVERSAL Y PROTAPER NEXT®.**

ADOLFO JOCSAN IRIGOYEN GÓMEZ

Tesis presentada a la Escuela de Odontología de la Universidad  
Finis Terrae, para optar al título de Cirujano Dentista.

Tutor de la tesis: Dr. Wenceslao Valenzuela Aldunate

Santiago, Chile

2015

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres por su amor y apoyo incondicional, soy afortunado de tener unos  
padres como ustedes.

A mi hermana, por ser un pilar fundamental en mi vida y estar presente en todo  
momento.

Al Dr. Wenceslao Valenzuela por su excelente disposición y vocación.  
Gran profesional y mejor persona.

A todos los docentes que aportaron en mi desarrollo durante la carrera, por  
formarme de manera integral.

A los funcionarios de la facultad, siempre dispuestos a ayudar y colaborar,  
personas muy especiales.

A mis amigos, por los años de estudio y experiencias vividas.

Por esto y más, muchas gracias.

## RESUMEN

En el campo de la odontología y sus variadas especialidades, la tecnología juega un rol cada vez más importante. En el caso de la endodoncia podemos constatar cómo año tras año salen al mercado nuevos productos, enfocados en hacer más simple y efectiva la práctica clínica, para lograr el tan ansiado éxito clínico.

Actualmente la etapa del tratamiento endodóntico que más avances ha acumulado en el último tiempo es la denominada “conformación y preparación de los canales radiculares”. Numerosos instrumentos han sido lanzados al mercado, algunos propuestos como evolución de los ya conocidos y otros totalmente nuevos. Esta situación puede hacer dudar al clínico respecto a la elección de los materiales más óptimos y adecuados. Debido a esta inquietud nace la necesidad de realizar comparaciones que puedan aportar datos concretos en relación a la efectividad de los distintos sistemas rotatorios que el mercado ofrece.

Este estudio de tipo comparativo in vitro, busca establecer diferencias en relación a la transportación apical producida por dos sistemas rotatorios de la marca Dentsply, específicamente de los sistemas Protaper Next<sup>®</sup> y Protaper<sup>®</sup> Universal, analizando los radios de curvatura obtenidos pre y post instrumentación, además de los ángulos de divergencia una vez instrumentados 24 cubos acrílicos, los cuales simulaban el canal radicular de un diente natural.

Los resultados mostraron que el sistema Protaper Next instrumentó el canal radicular de manera más homogénea y con una menor cantidad de deformaciones en relación al radio de curvatura obtenida y ángulo de divergencia logrado posterior a la instrumentación.

## INDICE

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
<b>MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
<b>HIPÓTESIS .....</b>	<b>29</b>
<b>OBJETIVO GENERAL .....</b>	<b>29</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....</b>	<b>29</b>
<b>MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>30</b>
<b>RESULTADOS: .....</b>	<b>36</b>
<b>DISCUSIÓN: .....</b>	<b>43</b>
<b>CONCLUSIÓN:.....</b>	<b>45</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>43</b>

## INTRODUCCION

La preparación de los canales radiculares es una de las etapas más importantes del tratamiento endodóntico<sup>1</sup>, siendo de vital importancia remover todos los restos pulpares, microorganismos y tejidos necróticos que puedan estar presentes al interior del sistema de canales, evitando así la extrusión de desechos más allá del foramen apical para posteriormente lograr un sellado tridimensional del mismo, mediante el uso de materiales de obturación y en condiciones óptimas.

Cada etapa del tratamiento endodóntico debe ser realizada con la máxima precisión, con el fin de obtener una sumatoria de procesos exitosos, que nos permitan realizar tratamientos más efectivos y con mejores pronósticos. Para maximizar la eficiencia y calidad de la preparación químico mecánica contamos con una amplia variedad de instrumentos, sin embargo en el último tiempo han cobrado mayor fuerza los sistemas de instrumentación mecanizada, por ofrecer al clínico mejores resultados y en un menor tiempo, haciendo más simple la práctica endodóntica.<sup>2</sup>

Tradicionalmente los odontólogos debían recurrir a limas de acero inoxidable para llevar a cabo la conformación y desinfección del sistema de canales, sin embargo los resultados obtenidos al preparar canales curvos y delgados no eran los más deseables, ya que alteraban de manera notable la morfología del tercio apical, y como bien sabemos, es en el periapice donde comienza el proceso de reparación, transformándose de esta manera, el tercio apical, en un área sensible para el operador, ya que marca el límite de nuestra instrumentación y las variaciones morfológicas que podamos provocar en ella, pueden afectar negativamente a los procesos biológicos que tienen lugar con posterioridad a la obturación.

Para mejorar estas características se introdujo al mercado la aleación de Níquel Titanio, también llamada Nitinol, esto por sus siglas en inglés, un acrónimo de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory, ya que fue en los laboratorios de la Marina de los

EE.UU. donde se descubrió por primera vez esta aleación, que en un principio buscaba aumentar la resistencia a la corrosión en distintos metales, pero que terminó dando lugar a un material que tiene como principal propiedad la de mantener la forma, por esta razón se le llama también aleación con memoria. Estas características fueron prontamente llevadas al mundo odontológico, siendo muy útiles en el campo de la ortodoncia y la endodoncia. Uno de los primeros sistemas de instrumentación mecanizada en utilizarlo fue el sistema Protaper de la empresa Dentsply Maillefer, que al poseer una punta activa no agresiva, hace que el instrumento siga la trayectoria original del canal, el cual evita la formación de escalones, sin embargo su excesiva conicidad y escasa deformación, generaban un elevado riesgo de fractura del instrumento y una limitación para tratar canales con curvaturas acentuadas.

Numerosos estudios indican que en canales curvos, la preparación con sistemas rotatorios debe ser muy cuidadosa, ya que los instrumentos de níquel-titanio, si bien son flexibles, no siempre logran preservar la curvatura natural del diente, además se encuentran sujetos a un fenómeno llamado fatiga cíclica, que los hacía muy propensos a fracturas. Esta falencia ha intentado ser superada en el tiempo, razón por la cual la aleación ha sido constantemente modificada. Desde el año 2000 comenzaron a ser publicadas investigaciones donde se manejaba la hipótesis de que, agregando tratamientos termo-mecánicos sobre la aleación Níquel Titanio, se podría mejorar sustancialmente la flexibilidad de estos instrumentos. De ahí en adelante fueron patentados una serie de procesos de manufacturación.

Actualmente el mercado ofrece una amplia gama de marcas y modelos, dentro de los cuales se pueden encontrar sistemas con movimientos reciprocantes<sup>3</sup> o giro alterno, además de configuraciones de torque, flexibilidad y diferentes formas de sección, con movimientos más efectivos, que disminuyen la posibilidad de iatrogenia. Todo este avance ha contribuido al desarrollo de preparaciones de

mejor calidad, sin embargo a la fecha el número de estudios enfocados a comparar estos sistemas aún es limitado.

En este ámbito, uno de los instrumentos más recientes es el sistema ProTaper Next, el cual utiliza una nueva aleación Níquel Titanio M-Wire, desarrollado por la empresa Dentsply. Esta aleación se prepara bajo un proceso térmico especial que le confiere propiedades adicionales a las del Níquel Titanio convencional. Se mejora la resistencia a la fatiga, se incrementa la flexibilidad y se cambia la sección transversal a una rectangular descentrada<sup>4</sup>, modificaciones que proveen una preparación de canales radiculares más complejos, con menos instrumentos y en un menor tiempo.

Este estudio tiene por objetivo comparar dos sistemas de instrumentación rotatoria, por una parte el sistema Protaper Universal, cuya composición se basa en una aleación Níquel Titanio convencional y por otra parte el sistema Protaper Next, que como se comentó anteriormente se basa en una aleación Níquel Titanio modificada, cuya denominación es la de M-Wire. En ellas se evaluará la transportación apical, ya que en general, las limas mecanizadas provocan un desgaste mayor de las paredes dentinarias, debido a su mayor conicidad; es decir, tienden a remover más dentina de la porción externa de la curvatura apical en desmedro de las paredes internas, lo que en la práctica clínica se puede traducir en errores como formación de escalones, perforaciones y transportación apical o Zip. Por otra parte quedan porciones del canal intactas, sin instrumentar, lo que puede llevar al fracaso de la terapia endodóntica.

En el pasado ya se han demostrado las bondades que presentan las aleaciones de níquel titanio por sobre la instrumentación manual con limas de acero inoxidable, sin embargo se hace patente la necesidad de contrastar resultados entre sistema rotatorios, los cuales aun teniendo una composición similar a base de níquel titanio, presentan discrepancias en los resultados clínicos, esto debido principalmente, a los distintos tratamientos que recibe cada sistema en el proceso

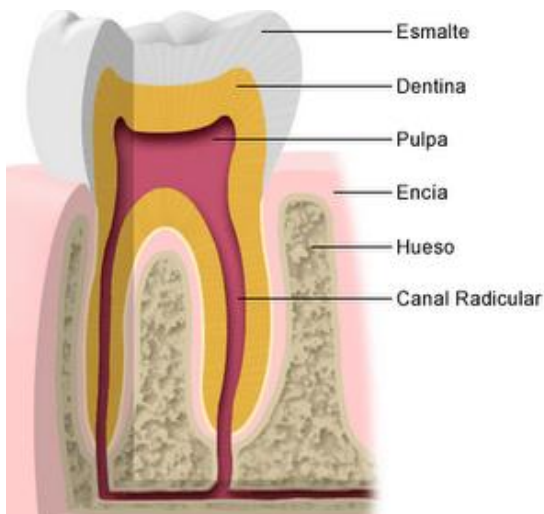
de manufacturación. De esta manera se pretende cuantificar las diferencias entre estos sistemas, tomando en cuenta un aspecto fundamental de la preparación del tercio apical, como lo es la transportación, la cual debe ser entendida y manejada a cabalidad por el operador, prefiriendo siempre instrumentos que mantengan la conformación original del sistema de canales.



## MARCO TEORICO

La práctica endodóntica tiene por funciones fundamentales la prevención, diagnóstico y tratamiento de la patología endodóntica y sus complicaciones<sup>5</sup>, por lo tanto, llevar a cabo la terapia endodóntica supone el fracaso de todas las medidas preventivas destinadas a mantener la vitalidad del órgano pulpar. Una vez que la patología llega a un punto de no retorno, todos los esfuerzos del clínico deben ir destinados a la limitación del daño, lo cual tendrá por objetivo la mantención de la pieza en boca, en las mejores condiciones posibles.

Para entender los procedimientos terapéuticos y biológicos que tendrán lugar al interior del diente, es esencial conocer su constitución original y dejar claro algunos conceptos. La palabra diente encuentra su origen etimológico del latín *dentis* y la Real Academia Española la define como un cuerpo duro que, engastado en las mandíbulas del hombre y de muchos animales, queda descubierto en parte, para servir como órgano de masticación o de defensa.



**Imagen 1** – Configuración interna del órgano dental

Biológicamente, podríamos definirlo como un órgano, debido a que está formado por tejidos que se originan de distintas capas embrionarias, siendo una de las estructuras más completas y complejas de nuestro organismo.

La pulpa dental es un tejido conjuntivo laxo especializado, ubicado en la porción interna del diente<sup>6</sup>, que junto a la dentina conforma una unidad biológica denominada complejo dentino-pulpar. Estos tejidos tienen un origen común, derivan del ectomesenquima, el cual forma la papila del germen dentario<sup>7</sup>, y que gracias a células especializadas llamadas odontoblastos, forman

una matriz orgánica, que posteriormente, se calcifica para formar la dentina. El depósito de dentina dura toda la vida, siempre y cuando se mantenga la vitalidad pulpar, siendo la actividad funcional más significativa, dar soporte mecánico a la actividad masticatoria<sup>8</sup>.

La literatura describe cinco funciones esenciales llevadas a cabo por la pulpa. Una de ellas corresponde a la función de formar dentina, la que es posible gracias a la acción de los odontoblastos<sup>9</sup>. La función nutritiva, que proporciona el suministro vascular y medio de transferencia de la sustancia fundamental para las funciones metabólicas y el mantenimiento de las células y de la matriz orgánica<sup>10</sup>. La función sensorial, encargada de la transmisión de la respuesta dolorosa aferente (nocicepción) y la respuesta propioceptiva<sup>10</sup>. Función protectora: respondiendo a los estímulos inflamatorios y antigénicos y removiendo sustancias perjudiciales a través de su circulación y de los sistemas linfáticos<sup>6</sup>. Y finalmente una función inductora: ésta se evidencia durante la amelogénesis, y refleja la necesidad de que exista un depósito de dentina previo, para que de esta manera se produzca la síntesis y depósito de esmalte.<sup>10</sup>

Sin embargo, este complejo dentino pulpar puede ser afectado de diferentes maneras, etiológicamente hablamos de cinco factores de injuria pulpar<sup>11</sup>:

- **Bacterianos:** Es la causa más importante, genera cerca del 90% de las patologías pulpares, esta a su vez puede ser subdividido en aquellos agentes que tienen un acceso a través de la corona como ocurre con las caries o aquellos que acceden desde la raíz, por ejemplo en casos de canales laterales en piezas comprometidas periodontalmente. También se utiliza esta clasificación para incluir aquellos procesos ocurridos por vía anacorética, es decir microorganismos o sus productos vehiculizados por vía hematógica en un área de inflamación<sup>12</sup>.

- **Físicos:** En esta clasificación se incluyen las patologías pulpares que tienen un origen traumático; sin embargo, éstas a su vez pueden ser crónicas como el caso del bruxismo o pueden ser agudas como en el caso de los traumatismos dentoalveolares<sup>13</sup>.
- **Químicos:** Causado por materiales de obturación que son altamente irritantes, así como antisépticos utilizados para la desinfección cavitaria e incluso algunas soluciones desmineralizantes utilizadas como clareadores dentales que pueden penetrar al interior de tubulos dentinarios expuestos y causar una noxa<sup>14</sup>.
- **Iatrogénicos:** Que es toda alteración del estado del paciente producida por el médico o tratante, en este caso puede ser de tipo mecánica cuando es causada por movimientos ortodóncicos, curetaje periodontal excesivo, etc. También puede ser de tipo térmico cuando el odontólogo realiza cavidades sin refrigeración adecuada, o por el uso de materiales de obturación que generan reacciones exotérmicas y éstas no son previstas<sup>15</sup>.
- **Idiopáticos:** Aquellas injurias sobre el órgano pulpar que no evidencian una causa clara como ocurre con las reabsorciones óseas internas y externas<sup>16</sup>. Se enumeran también dentro de este grupo como probables causas el envejecimiento, hipofosfatemia hereditaria, anemia de células falciformes, infección por Herpes zoster y VIH.

Una vez que la noxa se ha establecido en el diente, la pulpa comienza un proceso inflamatorio denominado pulpitis, esta respuesta puede llevar a dos caminos, uno reversible y otro irreversible, los cuales de no ser intervenidos a tiempo, conducen ineludiblemente a la necrosis pulpar<sup>17</sup>.

Las pulpitis reversibles pueden ser tratadas mediante acciones preventivas, las cuales son destinadas a eliminar el agente injurioso y promover la resolución de

la inflamación por parte del sistema, lo cual ocurre gracias a los mecanismos propios con los que cuenta el órgano dental. Sin embargo existen procesos inflamatorios que llevan al complejo dentino-pulpar a un punto de no retorno, este punto marca la diferencia entre una pulpitis reversible e irreversible<sup>18</sup>, siendo la sintomatología del paciente una de las herramientas más potentes para realizar el diagnóstico, dada la dificultad práctica que supone realizar un acabado examen histológico.

Una vez que hemos establecido el diagnóstico de pulpitis irreversible o de necrosis pulpar, sabemos que el tratamiento endodóntico es la opción indicada, la cual consiste en la eliminación de la pulpa, la cual puede encontrarse vital o no vital. Cuando realizamos el tratamiento en una pieza que aún se encuentra vital, pero cursando un cuadro de pulpitis irreversible, hablamos de biopulpectomía. En el caso contrario, cuando la pulpa se encuentra sin vitalidad, ha ocurrido en ella un proceso de necrosis, por lo tanto en estos casos realizamos una necropulpectomía, y es importante hacer esta diferenciación, ya que los objetivos de cada terapia varían sustancialmente<sup>19</sup> y nos ayudarán a comprender la importancia de este estudio.

- **Biopulpectomía:** Cuando el clínico realiza este tratamiento, debe procurar mantener la integridad y preservación del muñón pulpar<sup>20</sup>. Al realizar la extirpación pulpar, se está generando deliberadamente una hemorragia, la que posteriormente formara un coagulo junto al muñón pulpar remanente, sentando de esta manera el inicio del proceso reparativo que tendrá lugar en la zona. Además, la literatura indica que en condiciones de vitalidad pulpar, se ha demostrado que no hay infección en el canal radicular, y menos en el canal cementario, por lo tanto no se necesitaría de un procedimiento de desinfección en esta zona.

### Biopulpectomia

Vaciar > Limpiar > Conformar

- **Necropulpectomía:** Realizamos este procedimiento con el objetivo de eliminar tejidos necróticos, controlar infección<sup>21</sup>, y conformar un tope a nivel apical, aspectos fundamentales para transformar el proceso inflamatorio en un proceso reparativo, que permita de esta manera la preservación de los tejidos periapicales.

Necropulpectomia

Vaciar > Limpiar > Conformar > Desinfectar

Ahora bien, conocemos la importancia del manejo adecuado de los tejidos periapicales y la preservación del muñón pulpar, por lo tanto, las terapias descritas se desarrollan con criterios y protocolos estrictos, destinados a mantener la integridad del sistema. La manera convencional de realizar estos tratamientos describe cinco pasos fundamentales consistentes en un adecuado diagnóstico, acceso, preparación químico mecánica y posterior obturación para lograr un sellado tridimensional.

Un paso importante en el tratamiento y que será de vital importancia para el pronóstico, es la preparación químico-mecánica, que se define como la limpieza, conformación y en algunos casos desinfección, del sistema de canales radiculares mediante el uso combinado de medios químicos y mecánicos<sup>22</sup>. Para este fin se han descrito una serie de técnicas que han ido evolucionando a través del tiempo, sin embargo, a modo general, actualmente podemos hablar de técnicas de instrumentación manuales y mecanizadas.

Las técnicas manuales fueron descritas inicialmente por Schilder en 1974, en un trabajo publicado en la revista Dental Clinics of North America, el cual se

transformó en un clásico de la literatura endodóntica Aquí se acuñaba el concepto de preparación de canales radiculares caracterizándolo con dos palabras: Cleaning and Shaping (Limpieza y conformación del canal radicular)<sup>23</sup>. Los conceptos que introduce son los siguientes:

- Cada sistema de canales radiculares es diferente de otro, por lo tanto, no hay dos preparaciones de canales radiculares iguales. Sin embargo, los principios de limpieza y conformación son llevados a cabo en todos los casos.
- La preparación del canal radicular debe desarrollar un embudo que se estrecha continuamente desde el ápice de la raíz a la cavidad de acceso coronal.
- El diámetro de la sección transversal de la preparación, debe ser más estrecha en cada punto apical y más ancho en cada punto hacia la cavidad de acceso.
- La preparación debe tener concordancia con la forma de la original del canal.
- El agujero apical debe permanecer en su relación espacial tanto con el hueso como con la superficie de la raíz .

Una década antes, la industria Kerr Manufacturing se convertía en la primera empresa en fabricar unos instrumentos llamados limas tipo K. Estos instrumentos actualmente son el estándar para la etapa de preparación biomecánica del tratamiento endodóntico Fueron inicialmente fabricadas con un asta piramidal de acero de carbono, siendo este material sustituido después de 1961 por el acero inoxidable debido a sus mejores propiedades físicas y mecánicas.

Muchos de los tratamientos desarrollados en la época fallaron. Estos fracasos establecieron la necesidad de obtener instrumentos endodónticos estandarizados. En 1974 , la Federación Dental Internacional y la Organización de estándares internacionales desarrolló un nuevo protocolo para instrumentos de canal radicular. En 1976, la Asociación Dental Americana continuó con esta labor en el Consejo sobre Materiales Dentales y Dispositivos, estableciendo nuevos estándares (No. 28) para los instrumentos de canales radiculares<sup>24</sup>.

En medio de este esfuerzo por estandarizar los instrumentos endodónticos, la Marina estadounidense crea un nuevo material, el cual llamaron NI-TI-NOL.<sup>25</sup> (que por sus siglas en inglés corresponde a Níquel Titanio y *Naval Ordnance Laboratory*). Este material ofrecía dos características muy particulares, la capacidad de obtener memoria de forma, es decir, la capacidad del material para recordar su forma original tras sufrir una deformación elástica. La segunda propiedad es la “Súper elasticidad” que las hace soportar mayor deformación elástica, recobrando su forma original luego de deformaciones del 10%, esto en relación al acero inoxidable que alcanza solo el 1%. Esto se suma a su bajo costo, resistencia a la corrosión (motivo por el cual la Marina crea este material) y ausencia de efectos tóxicos.

Uno de los primeros en sugerir que la aleación de Níquel Titanio mostraba propiedades adecuadas para su uso en odontología fue Civjan et al en 1975<sup>26</sup>, quien trabajando para el Instituto de Investigación Dental del Ejército de los Estados Unidos de América del Centro Médico del Ejército Walter Reed, propuso utilizar esta aleación para los instrumentos endodónticos<sup>26</sup>.

Finalmente la tecnología fue incorporada al campo de la odontología, siendo las ramas más beneficiadas la ortodoncia y la endodoncia. El primero en crear una Lima basada en NiTi fue Walia H. Et al, quien en 1988 comparó dos limas de idéntica sección transversal. Se trata de una lima K15 de acero inoxidable versus

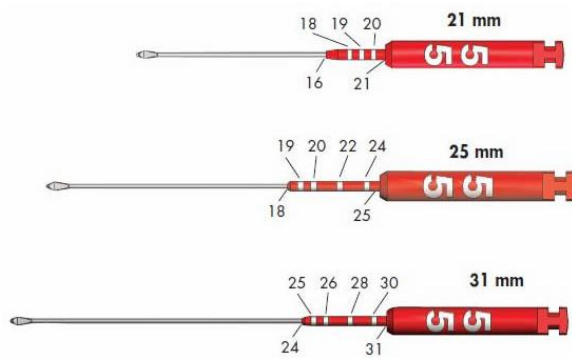
una lima K15 de Níquel Titanio. Para este fin utilizó un método experimental usado previamente por Krupp, donde se realizan tres modos de pruebas mecánicas: flexión en voladizo, torsión en sentido horario y torsión en sentido anti horario. Concluyó que la aleación de Níquel Titanio era entre dos a tres veces más flexible y presentaba mayor resistencia a la fractura.<sup>27</sup>



**Imagen 2** - Lima K #20 de Acero inoxidable

Integrar esta aleación a la especialidad de endodoncia significó obtener limas con mayor resistencia a la fractura por torsión, y una flexibilidad mayor que la de limas fabricadas en base a acero inoxidable, lo que ofrece al clínico la posibilidad de tratar canales curvos y estrechos<sup>28</sup>.

Con el tiempo se pensó en la posibilidad de imitar el movimiento de las limas manuales, ya que la flexibilidad de esta aleación podría permitir la introducción de los instrumentos realizando rotaciones horarias y antiohorarias de 360°, incluso en canales curvos<sup>29</sup>. La industria no demoró mucho en lanzar al mercado un



**Imagen 3** - Sistema Light Speed

instrumento que cumpliera con esta capacidad, los cuales fueron llamados NT Sensor (NT Company USA). Posteriormente el mercado de las limas de Níquel titanio aumentó exponencialmente, integrándose los sistemas Lightspeed, Profile, Quantec, Pow-R, Protaper, K3, Hero 642, Mtwo, Race, Endosequence.



No pasó mucho tiempo hasta que comenzó a aparecer literatura suficiente para evidenciar que estos sistemas tenían el potencial de generar alteraciones en la morfología del sistema de canales, sobre todo con canales curvos<sup>30</sup>. En algunos casos se describía una propensión a la formación de escalones, generación de falsas vías y transportaciones apicales. Estos errores técnicos han intentado ser mejorados en cada nueva generación de sistemas rotatorios, sobre la base de la modificación de sus características y manipulando las aleaciones con nuevos tratamientos térmicos y químicos.

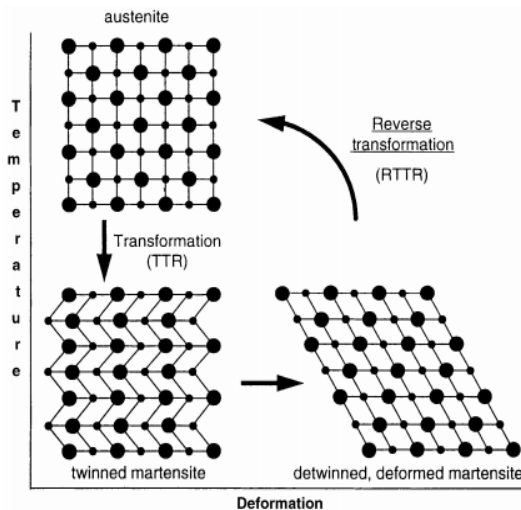
Cuando Dentsply introduce al mercado los instrumentos rotatorios en base a la aleación Níquel Titanio en 1993, fueron muchas las ventajas que proveían a los tratamientos, hablamos de aleaciones con memoria de forma y súper elásticas. Pero la innovación no se detuvo ahí, el año 2007 se presentó al mercado una revolucionaria tecnología, se trata de la aleación M-Wire NiTi, la cual elevó el rendimiento a nuevos estándares, ofreciendo más beneficios, entre los que se incluye mayor flexibilidad y mejorada resistencia a la fatiga cíclica<sup>31</sup>.

Dentsply Tulsa desarrolló y patentó un nuevo proceso para la creación de estas limas, que llevan por nombre M-Wire, el cual consiste en un tratamiento térmico cuyos resultados se traducen en instrumentos con rendimiento superior a los actuales. Las implicancias para la endodoncia parecen obvias, posibilidad de tratar canales curvos debido a su mayor flexibilidad, lo que en teoría debería permitir que estas limas rotatorias respeten la morfología del canal, y por lo tanto reducir la posibilidad de perforación y transporte apical<sup>32</sup>. La mayor resistencia a la fatiga cíclica debería por su parte, permitir que el instrumento incluso en canales difíciles, resulte con menores posibilidades de fractura; en resumen, hablamos de una aleación que promete un alto rendimiento.

## Aleación Níquel Titanio:

Una aleación se define como producto homogéneo, de propiedades metálicas, compuesto de dos o más elementos, uno de los cuales, al menos, debe ser un metal. En este caso hablamos de Níquel que representa aproximadamente el 56% y Titanio con un 44% de la composición, la cual al igual que otros sistemas metálicos, puede existir en diversas formas cristalográficas.

Cuando la lima se encuentra en reposo se dice que se encuentra en una fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como transformación martensítica, la cual ocurre producto de cambios



**Imagen 4** – Representación transformación martensítica y memoria de forma inducida por  $T^{\circ}$

de temperatura y/o tensión, por lo tanto esta transformación involucra dos fases, una fase madre (austenita) y una fase transformada (martensita).

Este cambio físico es de naturaleza reversible, lo que se traduce en las propiedades anteriormente mencionadas (memoria de forma y superelasticidad) ya que cada fase presenta diferente estructura cristalina y por lo tanto, diferentes propiedades mecánicas.<sup>33</sup>

Para lograr estas propiedades se debe seguir un estricto proceso en su fabricación, ya que, variaciones en la temperatura o composición, pueden hacer variar radicalmente el comportamiento del material. A modo general las aleaciones NiTi siempre siguen un proceso donde, primero se alean al vacío, luego se trabajan en caliente, después se trabajan en frío y finalmente se tratan nuevamente en caliente para conseguir las propiedades finales.<sup>34</sup>

- **Protaper Universal:**

Estas limas fueron lanzadas al mercado originalmente el año 2001 por la empresa Dentsply Maillefer, se presentaron en el congreso de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE). Consiste en 6 instrumentos, los cuales se dividen en dos grupos: Shaping (Conformación) y Finishing (Terminación).

Las series Shaping tienen por objetivo conformar el tercio coronal y medio del canal, para este fin poseen una sección transversal de forma triangular convexa, con parte activa de conicidad múltiples y progresivas, además presentan una distancia entre hojas (Pitch) y un ángulo helicoidal (ángulo de las hojas de corte con relación al eje largo de la lima) que varían a todo lo largo de la parte activa. La punta es inactiva para mantener y conservar la forma original del canal.

1. **Lima Sx:** Esta lima es también llamada de configuración auxiliar, se indica para la preparación del tercio coronal del canal, ampliándolo y permitiendo una entrada óptima para el resto de la serie. Su longitud es de 19mm, presenta un diámetro apical de 0.19mm y un taper en D9 del 19%. Se trata del instrumento más grueso del sistema y debe ser utilizado con movimientos de cepillado. Su acción es proporcional a la serie Gates Gliden 1, 2, 3 y 4.



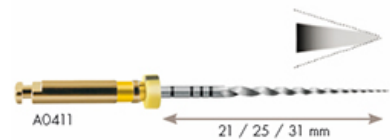
**Imagen 5**  
Shaping

2. **Lima S1 (Morada):** Esta lima está diseñada para ensanchar el tercio coronal de canal. Presenta una parte activa de 14mm, un diámetro apical de 0.17mm y está disponible en longitudes de 21, 25 y 31 mm. Su color distintivo es el morado, el cual se puede apreciar en su mango.

3. **Lima S2 (Blanca):** Esta en cambio fue diseñada para preparar el tercio medio del canal, presenta un diámetro apical de 0,20mm y también se encuentra disponible en longitudes de 21, 25 y 31 mm. Su color distintivo es el blanco.

Las limas Protaper serie Finishing en tanto, son aquellas destinadas a preparar el tercio apical del canal y se compuso inicialmente de tres limas. Posteriormente en una actualización de las mismas, se agregaron dos nuevas limas, estas serán mencionadas a continuación.

1. **Lima F1:** Disponible en longitud 21, 25 ó 31mm, 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.



**Imagen 6** – Lima Protaper Universal F1

2. **Lima F2:** Se ofrecen en 21, 25 ó 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.



**Imagen 7** – Lima Protaper Universal F2

3. **Lima F3:** Tiene una longitud de 21, 25 ó 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.



**Imagen 8** – Lima Protaper Universal F3

El año 2006, Dentsply modifica la sección de algunas de sus limas, incorporando dos nuevas limas de conformación apical (F4 y F5). Esta inclusión dio origen a una nueva generación Protaper, la cual comenzó a ser comercializada bajo el nombre de Protaper Universal. La incorporación de estas dos nuevas limas surge debido a la necesidad de instrumentar canales con calibres apicales mas grande y de mayor longitud. Las nuevas limas son las siguientes.

4. **Lima F4:** Se fabrica en longitudes de 21, 25 ó 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.



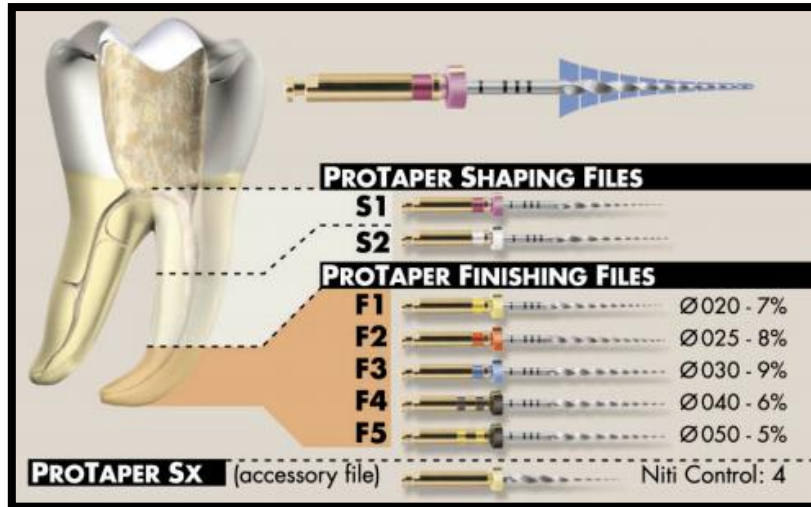
**Imagen 9** - Lima Protaper Universal F4

5. **Lima F5:** Comercializadas en 21, 25 ó 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.



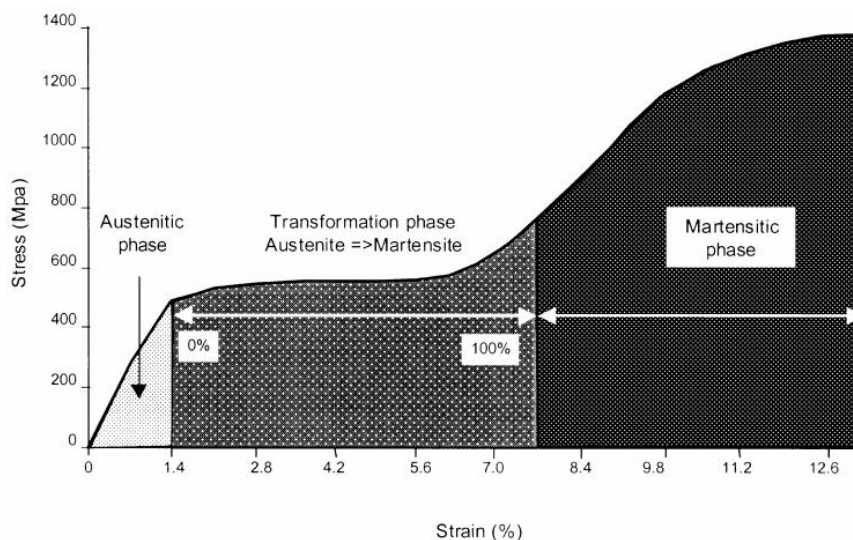
**Imagen 10** - Lima Protaper Universal F5

Estas limas deben ser utilizadas aplicando un movimiento continuo y constante con leve presión hacia apical, es necesario llevar los instrumentos una sola vez a longitud de trabajo y sacándolo de inmediato, con el fin de disminuir el riesgo de fractura y evitar deformaciones del canal. También es muy importante mantener las espiras limpias de dentina, para que puedan cortar con máxima efectividad, disminuyendo el stress por torsión. El fabricante recomienda valores de torque específicos para cada lima y una velocidad que debe oscilar entre las 150 y 300rpm.



**Imagen 11** – Esquema de uso limas Pro Taper Universal en sus distintas series, según región anatómica del sistema de canales radiculares.

Las aleaciones de NiTi son extremadamente sensibles a sus microestructuras y el historial de tratamiento termomecánico asociado, ya que como se dijo anteriormente, determinan su comportamiento mecánico<sup>35</sup>. De esta manera se han introducido nuevas tecnologías de fabricación, para hacer frente a la constante preocupación por la fatiga ciclica y torsional que presentan estos materiales.



**Imagen 12** – Histeresis de la transformación de las distintas fases de NiTi

M-wire es el nombre de la aleación más reciente, (modificación de la aleación 508 Nitinol) que por medio de nuevos tratamientos térmicos incorpora tres fases cristalinas, incluyendo Martensita, Fase-R y Austenita. La primera es una fase cristalina estable (austenítica), la segunda es aquella durante la cual el material estaría en una transición de fase austenítica a martensítica, ésta puede recibir el nombre de fase R o premartensítica y una tercera en la cual la aleación estaría en fase martensítica<sup>36</sup>. Por lo tanto las propiedades mecánicas del metal, como su flexibilidad y dureza, estarán directamente ligadas a las características y proporciones relativas de cada una de las fases anteriormente descritas<sup>37</sup>.

- **Protaper Next:**

Esta aleación NiTi M-Wire fue lanzada al mercado el año 2013 y se incorpora en la nueva generación de instrumentos ProTaper, denominada Next, que además de mejoradas propiedades físicas, incluye:

- Sección rectangular asimétrica y punta inactiva
- Superficie ligeramente asimétrica lo que genera movimientos serpenteantes del segmento cortante, mientras que la punta sigue un eje longitudinal.
- Conicidad variable: aumenta en zona media
- Punta inactiva
- Mejor centrado, dejando más espacio para retirar residuos.
- Preparación del canal más conservadora
- Mango 11 mm, 2 mm menos que el convencional lo que mejora la accesibilidad a los canales en los dientes posteriores.

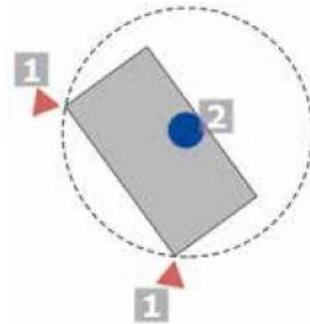
ProTaper Next presenta entonces una sección rectangular, lo que hace que los bordes cortantes sean solo dos, ubicados en los vértices del lado largo del rectángulo, provocando así una eliminación menor de dentina comparado con Protaper Universal y movimientos serpenteantes guiados por su base descentrada, de esta manera se debilita menos el diente tratado y se disminuye la

fatiga cíclica, diferente del protaper original que incluía una sección similar a la de un triángulo equilátero con los lados convexos hacia el exterior.



**Imagen 13**

Movimiento serpenteante inducido por su sección transversal. Protaper Next.



**Imagen 14**

Sección transversal rectangular descentrada (2) y bordes cortantes (1).

Con Protaper Next se pretende disminuir el número de instrumentos necesarios para preparar la mayoría de canales radiculares, existen dos instrumentos básicos con los que se pueden preparar la mayoría de canales, más tres instrumentos para canales amplios y con poca curvatura en la zona apical:

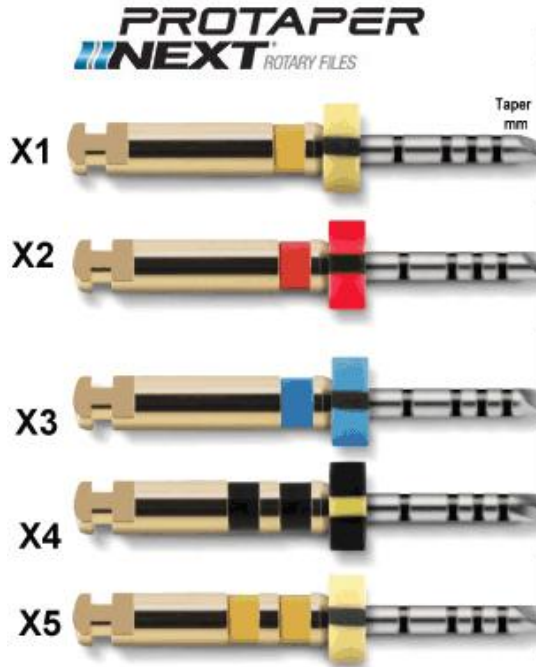
- **Básicos:**

1. Protaper Next X1: Diámetro en D1 de 0,17mm. Conicidad 4%. (Anillo Amarillo)
2. Protaper Next X2: Diámetro en D1 de 0,25mm. Conicidad 6%. (Anillo Rojo)

- **Opcionales:**

1. Protaper Next X3: Diámetro en D1 de 0,30mm. Conicidad 7% (Anillo Azul)
2. Protaper Next X4: Diámetro en D1 de 0,40mm. Conicidad 6% (Doble Negro)
3. Protaper Next X5: Diámetro en D1 de 0,50mm. Conicidad 6% (Doble Amarillo)





The image shows five Protaper Next rotary files, labeled X1 through X5, arranged vertically. Each file has a different colored handle: X1 (yellow), X2 (red), X3 (blue), X4 (black), and X5 (yellow). The files are shown in their full length, with the active part of the file extending from the handle. The taper of each file is indicated by a colored band on the handle.

	Active part lengths						Tip Ø
	16mm	13mm	9mm	6mm	3mm	1mm	
X1	6% 1.16	6% 0.98	7.5% 0.70	6.5% 0.49	5% 0.31	4% 0.21	0.17
X2	4% 1.20	6% 1.11	7% 0.84	7% 0.63	6% 0.43	6% 0.31	
X3	5% 1.20	5% 1.09	6% 0.89	6% 0.71	7.5% 0.53	7.5% 0.38	0.30
X4	4.5% 1.20	5% 1.13	5% 0.93	6% 0.78	6.5% 0.60	6.5% 0.47	
X5	4% 1.20	4% 1.14	4% 0.98	5% 0.84	6% 0.68	6% 0.56	0.50

**Imagen 15**  
Secuencia Protaper Next

La preparación de los canales radiculares es similar a la de ProTaper Universal, sin embargo existen algunas diferencias, en este sistema las limas S1 y S2 se substituyen por X1. Con Protaper Next X2 se alcanza el mismo calibre de F2 (0.25mm) pero con un taper del 6% y no con el 8% de F2, lo que la hace mucho más flexible. De esta manera se busca simplificar aún más el procedimiento clínico, por lo que la mayoría de los dientes posteriores pueden ser instrumentados solo con X1 y X2.

Este sistema al igual que la mayoría de los mecanizados requiere de la conformación previa de una guía de deslizamiento o *glidepath*, en general se recomienda que la primera lima que alcance el foramen apical sea una K 10 (dependiendo de la amplitud que presente el canal puede ir variando, en canales estrechos se recomienda calibre 08 ó 06 previamente). Esta lima debe estar levemente curvada en su punta, hasta alcanzar la region apical, lo cual nos permite conseguir la permeabilidad del canal.

Actualmente se comercializan limas rotatorias PathFile (Dentsply Maillefer) que cumplen la misma función pero de manera mecanizada, ambos métodos fueron comparados por Berutti y cols para ver cuál era más efectivo en la creación del glide path. Según los resultados obtenidos por este grupo de investigadores el grupo instrumentado con PathFile evidenció menos deformaciones de la curvatura y menos defectos en la zona final del canal<sup>38</sup>.

### **Fatiga Cíclica y Torsión:**

Cuando hablamos de fatiga cíclica nos referimos a aquellas alteraciones dimensionales que el instrumento presenta posterior a su uso, debido a la acumulación de ciclos de compresión y tensión sobre un punto del instrumento, ocasionando el acúmulo de cambios microestructurales, los que pueden conducir a su fractura, haciéndose más evidentes al aumentar el grado de curvatura que presente el canal.

Algunos clínicos recomiendan desechar las limas rotatorias posterior a su uso, es decir, proponen utilizarlas de manera única, lo cual pese a ser seguro, debido a la naturaleza acumulativa del fenómeno de fatiga, resulta poco práctico debido a su alto costo y a la baja incidencia reportada según ciertos autores<sup>39</sup>.

Sin embargo, éste no es el único mecanismo de fractura que presentan las limas NiTi, también se describe el concepto de Carga torsional o momento de torsión, y es aquella que se transfiere a la lima a través de la fricción contra la pared del canal (La punta se traba mientras el instrumento sigue girando) por lo tanto ocurre tanto en canales curvos como rectos, en tanto, la fatiga cíclica ocurre como consecuencia de la rotación en canales curvos. Ambos factores trabajan en conjunto debilitando el instrumental y llevando finalmente a la fractura del mismo, después de una cierta cantidad de uso.

Estudios indican que mientras más finas y flexibles las limas, más resistentes son frente a la fatiga cíclica, debido al comportamiento mecánico, sin embargo son más propensas a sufrir carga torsional. Las limas más rígidas y grandes son capaces de soportar un mayor torque sin fracturarse, pero se hacen más susceptibles a la fatiga cíclica debido a la menor flexibilidad. La sección transversal también es un factor a considerar al evaluar la resistencia, mientras mayor es la cantidad y más periférica la distribución de metal en la sección transversal, la lima se hace más rígida, por lo tanto mientras mayor su conicidad y más grande el diámetro, se hace más susceptible al fallo por fatiga<sup>40</sup>.

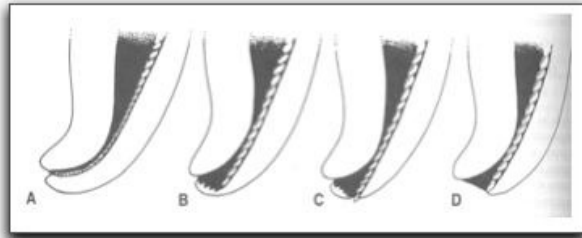
### **Transportación Apical**

Se denomina transportación apical, al conjunto de deformaciones que ocurren en la zona apical del canal, éstas son ocasionadas por una instrumentación defectuosa en la cual se pierde la anatomía original del canal y se desplaza de su trayectoria inicial<sup>41</sup>. Este accidente operatorio es común, sin embargo ha intentado ser mejorado en cada nuevo sistema rotatorio que sale al mercado, esto se ha logrado de manera sustancial, gracias a la manipulación de nuevas aleaciones de níquel titanio que prometen aún mayor flexibilidad.

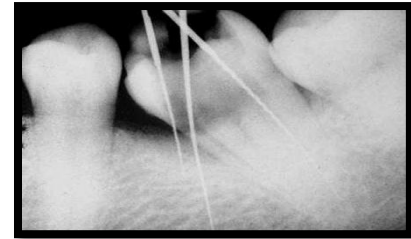
Estas variaciones se han implementado con el fin de poder instrumentar de manera homogénea todas las paredes del canal y de esta manera preservando el centro geométrico del canal radicular en su tercio apical.

Otros autores han definido la transportación apical como la remoción excesiva de dentina, en forma irregular, de algunas de las paredes del canal, desplazándolo de su posición original y modificando su geometría natural<sup>42</sup>. Crear un transporte apical puede llevar a la formación de escalones y a la posibilidad de perforación, lo que se traduce en una disminución del porcentaje de éxito clínico, ya que, como se mencionó anteriormente, la integridad de esta zona tiene una importante

repercusión en el proceso reparativo que precede a las acciones clínicas. En el transcurso del tratamiento endodóntico se pueden producir complicaciones, la transportación apical se ubica entre las dificultades que ocurren durante la instrumentación biomecánica.



**Imagen 16**  
Tipos de deformación del tercio apical.



**Imagen 17**  
Perforación radicular.

Uno de los principales objetivos al preparar el canal radicular, es conservar la mayor cantidad de dentina posible, siendo especialmente necesario ser conservador en la zona de la furca, donde ocurre la mayor cantidad de perforaciones o “Strippings”.

En este contexto, Hulsman<sup>43</sup> describe seis posibles alteraciones que pueden ocurrir en tercio apical producto de una inadecuada conformación del tercer apical, estas ocurren con una mayor incidencia al trabajar con limas de acero inoxidable.

- 1) **Perforación:** Se le denomina así a la comunicación que ocurre entre el canal radicular y la superficie externa de la raíz. Ocurren especialmente cuando los instrumentos tienen puntas inactivas y al ser usados con movimientos de rotación, sobre todo cuando los instrumentos son altamente rígidos.
- 2) **Perforación Lateral:** A este accidente también se le denomina “Stripping”, ocurre en la zona interna del canal, a la altura del tercio coronal y medio del

canal, producto de la sobre instrumentación y al intentar rectificar las paredes. Los dientes más susceptibles de ser perforados al intentar rectificar la entrada de los canales, son la raíces mesiales de molares inferiores, específicamente en la zona distal.

- 3) **Escalón:** Se asocia al uso de limas con flexibilidad insuficiente en canales curvos, también influye trabajar con una longitud de trabajo corta, lo que hará la lima desvíe la curvatura original del canal, generando una plataforma hacia la superficie externa de la misma. Son difíciles de superar, es muy probable que provoque un taponamiento del canal, dificultando el acceso de los instrumentos y de los materiales de irrigación.
- 4) **Codo:** También llamado “Elbow”. Constituye un adelgazamiento del canal en la porción donde la curva es más pronunciada, ocurre al desgastar irregularmente las paredes del canal, es decir, la porción externa de la curva recibe mayor instrumentación en desmedro de la interna, que se ubica más apicalmente, esto produce una imagen similar a la de un codo. Limita la limpieza y posterior obturación.
- 5) **Transportación Apical:** También denominado “ZIP”, ocurre cuando el instrumento intenta volver a su forma original al interior del canal, por lo tanto es mucho más frecuente al utilizar limas de alta rigidez. Esto produce un desgaste excesivo de la zona exterior de la curvatura y deja sin instrumentar la porción interna, desviando el eje longitudinal del canal.
- 6) **Alteración del foramen Apical:** Ocurre producto del ensanchamiento excesivo del foramen apical y/o del manejo inadecuado de la longitud de trabajo. Este error trae como consecuencia la irritación de los tejidos periapicales a consecuencia de la extrusión de agentes irrigantes o inflamación del ligamento periodontal, pudiendo generar molestias post operatorias.

Algunos autores establecen que las transportaciones pueden ser de naturaleza externa o interna. Denominan transportación externa a aquellas producidas por

precurvar de manera incorrecta las limas, por utilizar una fuerza excesiva que desgaste el canal dentinario o por utilizar instrumentos inadecuados en tamaño, trayendo como consecuencia pérdida de la constricción apical ya sea en ubicación o anatomía, y secundariamente generando escalones o perforaciones. La otra complicación es que ocurra una transportación interna, que es aquella que se produce cuando el foramen colapsa con barro dentinario, detritus o debris.

Como se dijo anteriormente, estos compuestos pueden inflamar el ligamento periodontal posterior a la obturación del sistema de canales o bien pueden quedar alojadas en forámenes apicales secundarios; impidiendo el correcto sellado<sup>44</sup>. Por esta razón se han evidenciado ciertos factores que se asocian a una mayor incidencia de transportaciones<sup>45</sup>:

- **Aleación:** El acero inoxidable ha demostrado ser menos flexibles que las aleaciones de níquel titanio, haciéndolo más susceptible de alterar la morfología del canal.
- **Técnica de instrumentación:** La técnica Crown-Down ha demostrado ser más segura debido a la generación de una conicidad o flare progresivo hacia apical, esto en relación a la técnica Step-Back y a la técnica estandarizada.
- **Punta Activa:** Los instrumentos con puntas activas se asocian en mayor medida a la formación de transportaciones y escalones, ya que al ser cortantes desvían el canal con mayor facilidad.
- **Flexibilidad:** El uso de instrumentos de diámetro mayor a #20 ha demostrado aumentar la incidencia de alteraciones apicales en canales curvos.
- **Cavidades de acceso:** Un diseño inadecuado de la cavidad de acceso produce contactos inadecuados entre la lima y la superficie del canal. Un acceso libre de interferencia y en línea recta disminuye el riesgo de perforaciones y transportación.

- **Operador:** Aspectos como la experiencia o presión ejercida son fundamentales a la hora de generar alteraciones en la porción apical.
- **Radio de curvatura:** A mayor angulación canal y menor radio de curvatura, mayor es el riesgo de generar una alteración.
- **Curvaturas no visibles radiográficamente:** Cuando las curvaturas son en sentido palato-vestibular o linguo-vestibular pueden inducir al error, ya que radiográficamente serán difíciles de evidenciar.

### **Reparación:**

Según investigadores, se establecen diferentes formas reparativas posterior al tratamiento endodóntico, las cuales serán el resultado de dos importantes factores. Por una parte, de la correcta terapia endodóntica y por otra, de la acción de defensa del organismo. En relación a esto establece 4 tipos de reparación<sup>46</sup>:

1. **Restituto Ad Integrum:** Se caracteriza por la completa salud del tejido periapical, con correcta formación de tejido óseo y regeneración del ligamento periodontal.
2. **Cicatriz Apical:** Esto ocurre cuando en lugar de formar tejido óseo, el organismo genera un tejido conectivo fibroso, con grandes cantidades de colágeno y fibrocitos. Estos últimos son células similares a los fibroblastos, sin embargo se encuentran con baja actividad o en reposo, por lo tanto la forma en que se van a organizar las fibrillas colágenas en el extracelular depende directamente de los fibroblastos.
3. **Hipercementosis:** La aposición de cemento es sostenido a lo largo de toda la vida del individuo, también ocurre en todo lo casos de inflamación del periápice como una manera del organismo para compensar la pérdida de mineral óseo: sin embargo, acuñamos el termino

hipercementosis para aquellos casos en donde se produce una exagerada formación de cemento, de tipo secundario o celular, en respuesta a la dificultad de reparar de manera normal.

4. **Anquilosis:** En aquellos casos donde el ligamento periodontal no se regenera, quedando el cemento radicular unido a la cortical interna alveolar.

Debido a su compleja anatomía, el tercio apical ha sido considerado como un territorio crítico, por lo que todo el esfuerzo en aplicación de nuevas tecnologías ha sido destinado a ayudar al clínico en el tratamiento de situaciones complejas como canales curvos, generando un menor riesgo de transportes apicales, perforaciones y escalones<sup>47</sup>, elevando sustancialmente el pronóstico de los tratamientos.



## **HIPOTESIS**

Existen diferencias en la transportación apical de un canal curvo simulado en un cubo acrílico entre los sistemas Protaper Universal y Protaper Next.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias en la transportación apical entre los sistemas Protaper Universal y Protaper Next.

## **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Determinar radio de curvatura en sistema Protaper Next.
- Determinar radio de curvatura en sistema Protaper Universal.
- Medir la transportación apical generada por el sistema Protaper Next.
- Medir la transportación apical generada por el sistema Protaper Universal.
- Comparar las mediciones de ambos sistemas.

## MATERIALES Y METODOS

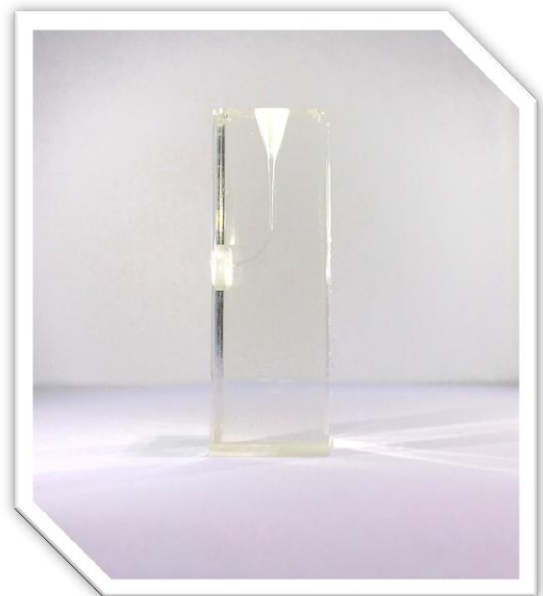
Para este estudio se utilizaron 25 cubos acrílicos (también conocidos como Endo Training Blocks), de la marca Dentsply. Estos son bloques construidos en acrílico transparente, los cuales simulan un canal radicular.

En la especialidad de endodoncia son ampliamente usados para la práctica de nuevas técnicas y el uso de nuevos instrumentos, también son bastante utilizados para investigación, debido a las medidas estándar que presentan y al comportamiento predecible, ya que son una manera eficaz de homogenizar la muestra en estudios desarrollados in vitro, los que al igual que éste, corresponden a estudios experimentales de tipo descriptivo.

En este caso se utilizaron bloques que tuvieran una curvatura única, la cual se encuentra estandarizada con un radio de curvatura de 5,6893mm.

Las medidas son las siguientes:

- Ancho: 10mm.
- Largo: 30mm.
- Canal: único.
- Longitud del canal: 16mm.
- Taper: 2%.
- Calibre: 0,1mm.
- Radio de Curvatura. 5,0263mm.



En cuanto a los instrumentos rotatorios, se utilizó un pack de Limas Protaper Universal, compuesto por cinco limas. La lima F3 no fue utilizada, debido a que la comparación será realizada con una lima de diámetro similar, en este caso lima X2 de Protaper Next.

- Limas conformación coronal: (Shaping Files) Sx, S1 y S2.



- Limas de acabado apical: (Finishing Files) F1, F2.



En la contraparte se utilizó un set de limas Protaper Next. La lima X3 fue apartada de este estudio debido a presentar un diámetro muy grande en relación al cubo a instrumentar la cual hubiera alterado los resultados de la muestra.

- Protaper Next X1.
- Protaper Next X2.



El motor que se utilizó para los sistemas rotatorios fue el X-Smart® (Dentsply®, Maillefer®) ya que éste es el recomendado por la casa fabricante, debido a que tiene la programación de torque y revoluciones por minuto para el uso de cada lima según su configuración. En este caso se utilizó la siguiente configuración, velocidad 300 rpm y torque  $\geq 2$  Ncm.

En una primera etapa se tomaron fotografías y radiografías de los cubos, para este fin se utilizó una lima K15, a modo de estandarizar la muestra y determinar la longitud de trabajo, éstas fueron utilizadas posteriormente como radiografía de control.

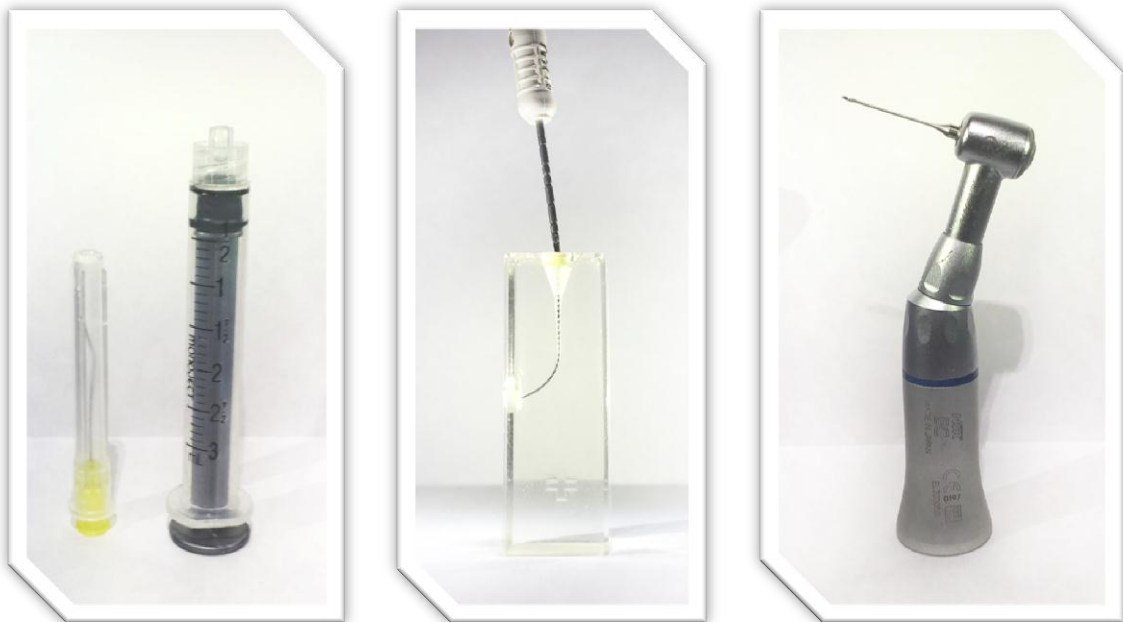


Las radiografías fueron tomadas en el Edificio Clínico de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, con un equipo Planmeca, bajo la siguiente configuración:

- 50kw.
- 4mA.
- 0.28s de exposición.

Además se utilizó un dispositivo con el que se situaron todas las películas radiográficas a 30 cm y perpendicular al eje central del rayo para evitar distorsiones por angulación y distancia película-objeto. Finalmente fueron revelados con el equipo automático Periomat Plus (DÜRR DENTAL AG) para obtener la mejor calidad de imagen posible.

Una vez obtenidas las imágenes se procedió a dar inicio a la parte experimental del estudio. Lo primero fue preparar los 2/3 coronales de todos los cubos acrílicos, esto se realizó emulando la técnica crowdown, lo que además permite mantener la permeabilidad del canal. Para este fin se utilizó una Lima manual K10 calibrada a 15mm con topes de silicona, fresas Gates Gliden N°1 y N°2 y una regla endodóntica. Vale señalar que entre el uso de cada instrumento se realizó irrigación profusa y constante con Hipoclorito de Sodio (NaOCl 5.25%).



Posteriormente se hizo la separación de las muestras, 12 ejemplares fueron separados y rotulados con las iniciales P.U., los cuales conforman el grupo 1, instrumentado con el sistema Protaper Universal; del mismo modo, fueron apartados y marcados 12 cubos correspondientes al grupo 2, con las iniciales P.N., destinados a ser instrumentados con el sistema Protaper Next.

### **Grupo 1 : N=15**

El Grupo 1 "P.U." instrumentado con el sistema Protaper Universal, fue trabajado siguiendo la secuencia y especificaciones descritas por el fabricante. La primera lima utilizada fue la S1 con movimientos de impulsión y suave tracción, hasta sentir una leve resistencia. Posteriormente se utilizó la lima Sx con movimientos de barrido contra las paredes del canal.

Los movimientos utilizados fueron en sentido corono-apical. Las limas S1 y S2 se usaron hasta la longitud de trabajo con movimiento de entrada y salida. Luego de utilizar la serie Shaping, (Conformacion) se instrumentó con lima F1 hasta longitud de trabajo. Finalmente se terminó la instrumentación con las limas F2 y F3. Entre cada instrumento se recapituló con una lima 15k y se irrigó profusamente con NaOCL 2,5%.

1. Protaper Universal Sx.
2. Protaper Universal S1.
3. Protaper Universal S2.
4. Protaper Universal F1.
5. Protaper Universal F2.

### **Grupo 2 : N=15**

El Grupo 2 "P.N." se instrumentó con el sistema Protaper Next, también fue trabajado según las especificaciones descritas por el fabricante. Todas las limas fueron utilizadas a longitud de trabajo, con movimientos en entrada y salida. Igualmente entre cada instrumento se recapituló con una lima 10k y se irrigó profusamente con NaOCL 2,5%.

1. Protaper Next X1.
2. Protaper Next X2.

Cuando todos los cubos fueron instrumentados, se procedió a tomar radiografías de control y posterior digitalización de las mismas para mejorar la calidad de la imagen y manipular el balance de blancos mediante el programa Snapseed. Para medir la curvatura del radio final y la transportación apical, se introdujo en el canal una lima K15 a Longitud de trabajo (LT=15mm).

Para poder comparar las variaciones producidas al interior del canal fue necesario superponer las radiografías iniciales con las de control, de esta manera se pudo evidenciar las desviaciones, las que fueron medidas con la ayuda del programa AutoCAD (Autodesk).

En el programa las imágenes fueron escaladas, de esta manera se evitan angulaciones falsas producto de la toma de fotografías, posteriormente se analizó el radio de curvatura que presentaron los canales en la radiografía inicial versus el presentado post-instrumentación con los dos grupos de limas rotatorias. Finalmente se obtuvo el ángulo de diferencia entre el radio de curvatura inicial y final.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos se presentan a continuación en la siguiente tabla:

	R1 (radio de muestra)	R2 (radio de control)	R	Angulo de divergencia entre curvaturas
PU1	4,2712	5,0499	-0,7787	4°
PU2	4,8118	5,0499	-0,2381	1°
PU3	6,0369	5,0499	0,9870	1°
PU4	7,7593	5,0499	2,7094	3°
PU5	5,9395	5,0499	0,8896	2°
PU6	7,1114	5,0499	2,0615	5°
PU7	5,3234	5,0499	0,2735	4°
PU8	7,7019	5,0499	2,6520	6°
PU9	5,7798	5,0499	0,7299	1°
PU10	5,6254	5,0499	0,5755	5°
PU11	4,8543	5,0499	-0,1956	6°
PU12	5,0152	5,0499	-0,0347	4°
PN1	4,513	5,0499	-0,5369	1°
PN2	4,6544	5,0499	-0,3955	1°
PN3	5,9351	5,0499	0,8852	1°
PN4	6,3802	5,0499	1,3303	2°
PN5	6,1542	5,0499	1,1043	3°
PN6	7,7918	5,0499	2,7419	5°
PN7	4,5189	5,0499	-0,531	1°
PN8	4,6066	5,0499	-0,4433	4°
PN9	5,0979	5,0499	0,048	2°
PN10	5,4904	5,0499	0,4405	2°
PN11	6,4593	5,0499	1,4094	4°
PN12	5,4078	5,0499	0,3579	2°

La normalidad de la muestra fue evaluada mediante el test de Shapiro Wilk, debido al tamaño de ésta. Los resultados se encuentran adjuntos en las siguiente tablas, y graficadas mediante la función de distribución de Kernel. Las variables fueron definidas en términos de. Obs (Número de muestra), promedio, mediana, varianza, desviación estándar y coeficiente de variación.

Los resultados para el test de Shapiro Wilk se exponen a continuación:



1)  $\Delta R$ : Se define como la diferencia entre el radio de curvatura de lima post instrumentación (R1 o radio de muestra) con el radio de curvatura de lima pre instrumentación (R2 o radio de control)

A) A continuación se adjunta la tabla 1 y el gráfico 1, correspondiente a la distribución normal para el grupo Protaper UNIVERSAL.

Tabla 1	Shapiro-Wilk W test for normal data				
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
$\Delta R$ PTU	12	0.91839	1.363	0.604	0.27288

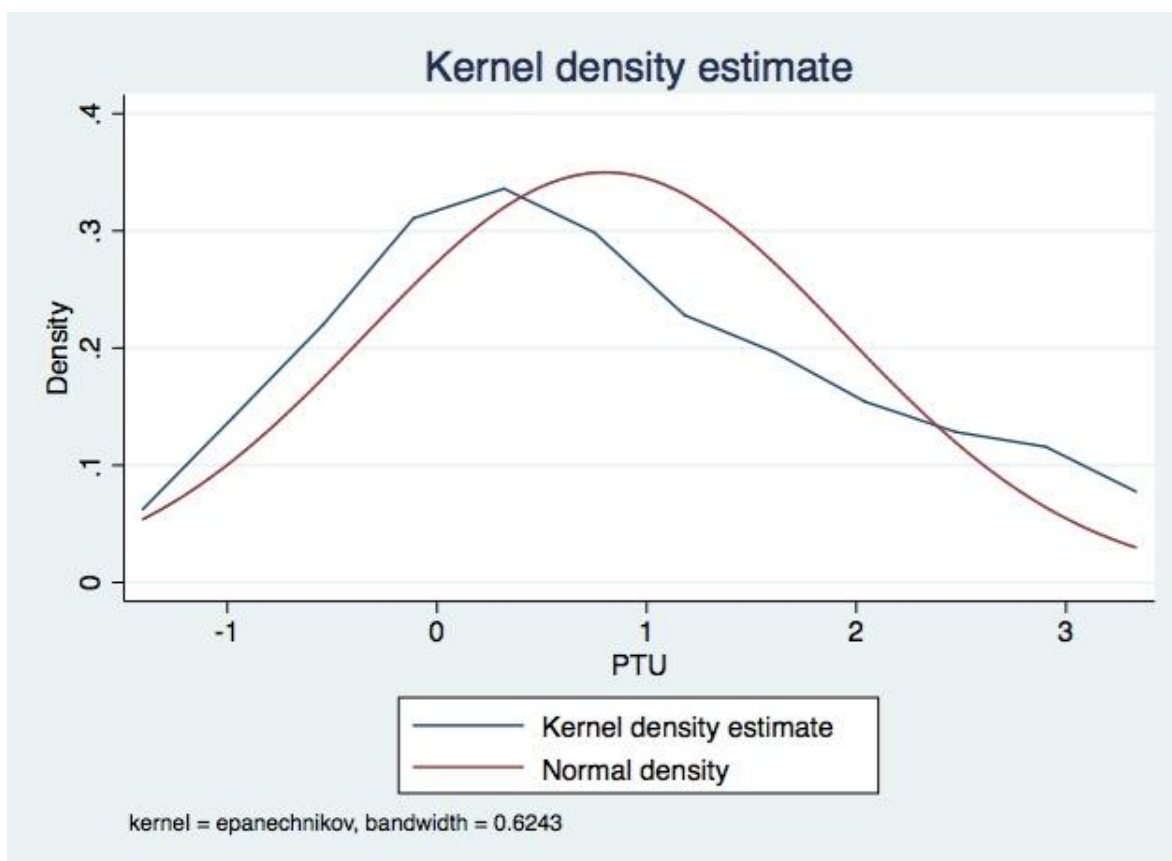


GRAFICO1

La variable se distribuye de manera normal al obtener un valor mayor o igual a 0,05 (Nivel de significancia), por lo tanto no se rechaza la normalidad de la muestra. Hipótesis nula.

B) A continuación se adjunta la tabla 2 y el gráfico 2, correspondiente a la distribución normal para el grupo Protaper NEXT.

Tabla 2	<b>Shapiro-Wilk W test for normal data</b>				
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
ΔR PTN	12	0.90781	1.540	0.842	0.20000

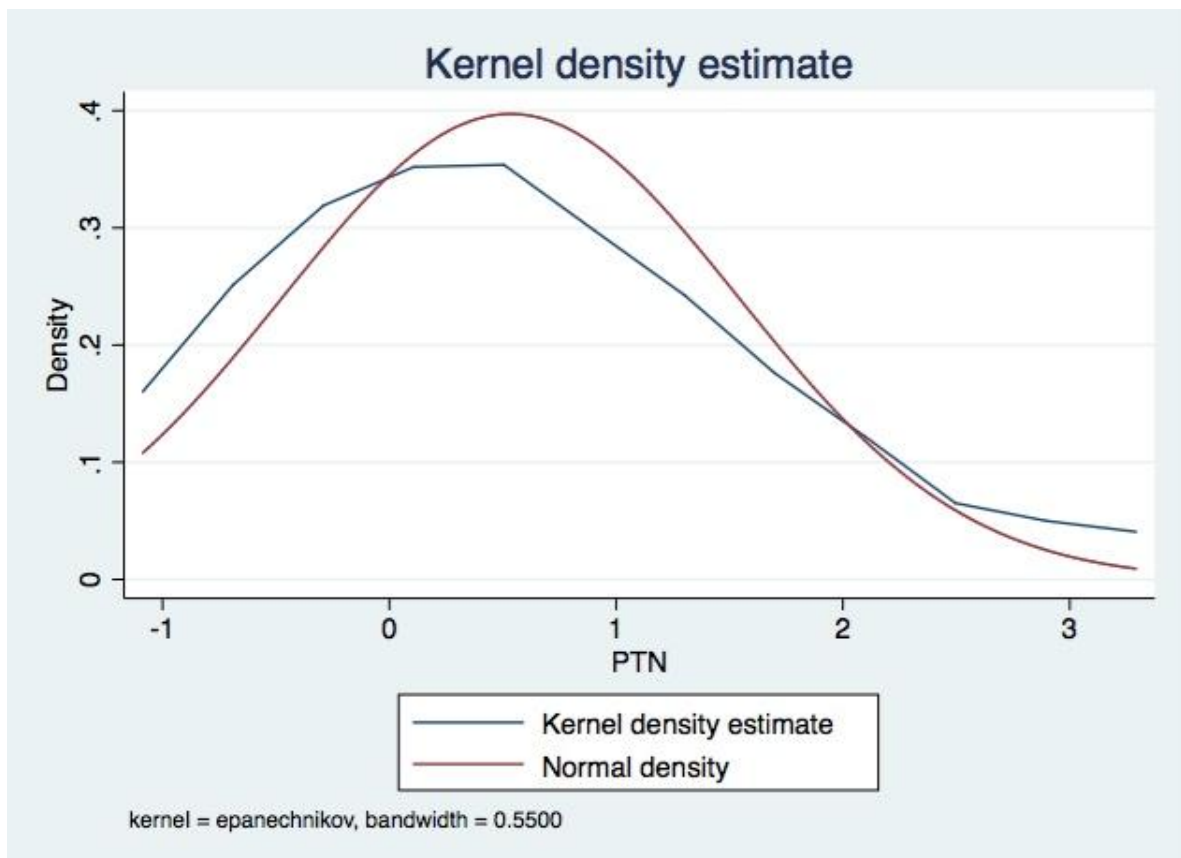


GRAFICO 2

La variable se distribuye de manera normal al obtener un valor mayor o igual a 0,05 (Nivel de significancia), por lo tanto no se rechaza la normalidad de la muestra. Hipótesis nula.

2) Angulo ente curvaturas: Diferencia en grados entre el ángulo de divergencia en apical entre las limas pre y post instrumentación.

A) A continuación se adjunta la tabla 3 y el gráfico 3, correspondiente a la distribución normal para el grupo Protaper UNIVERSAL.

Tabla 3	<b>Shapiro-Wilk W test for normal data</b>				
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Dif Ang. PTU	12	0.97706	0.383	-1.869	0.96917

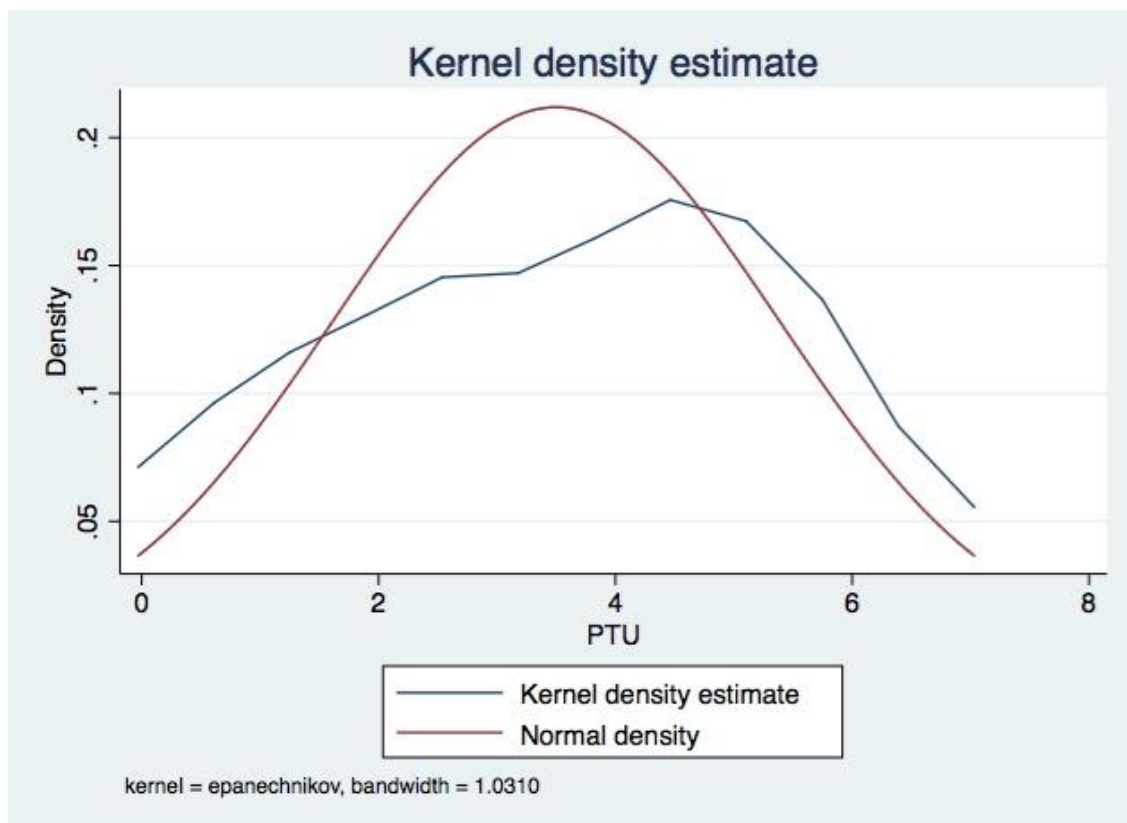


GRAFICO 3

La variable de distribuye de manera normal al obtener un valor mayor o igual a 0,05 (Nivel de significancia), por lo tanto no se rechaza la normalidad de la muestra. Hipótesis nula.

B) A continuación se adjunta la tabla 4 y el gráfico 4, correspondiente a la distribución normal para el grupo Protaper NEXT.

Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Dif Ang. PTN	12	0.89405	1.770	1.113	0.13290

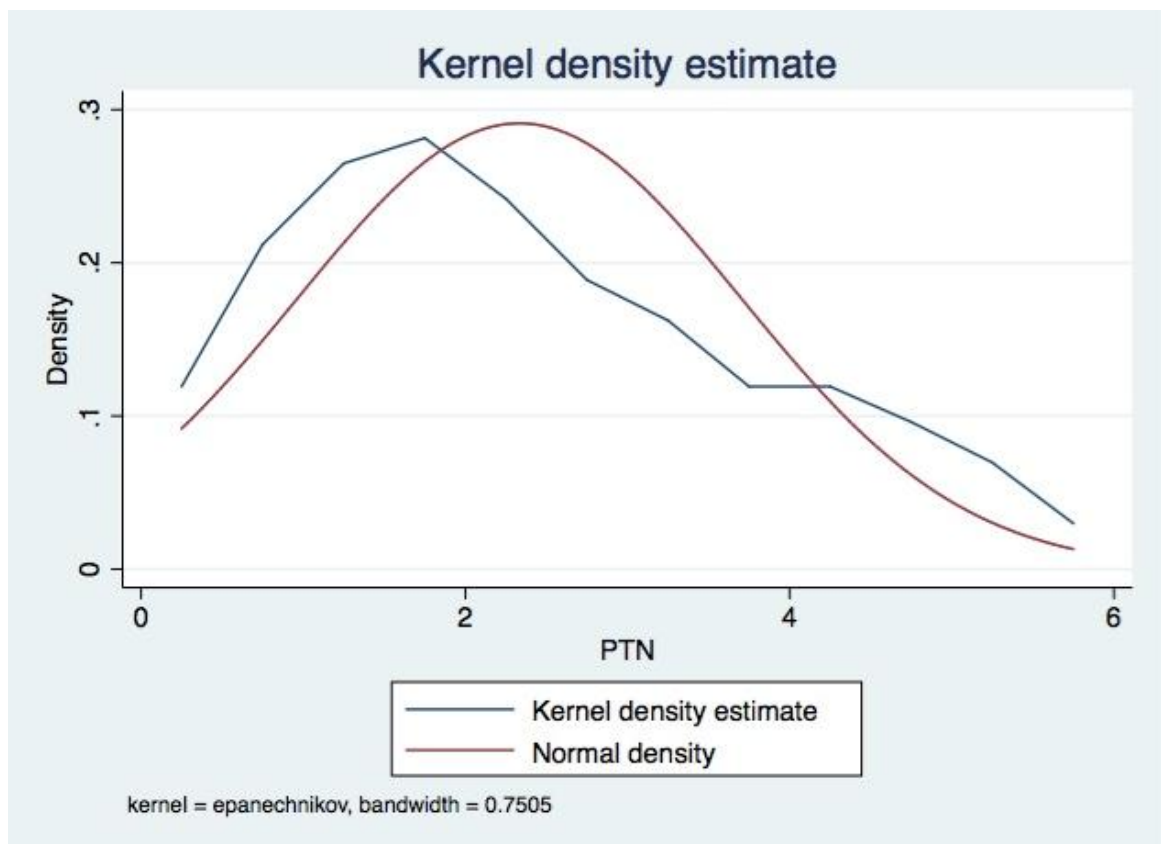


GRAFICO 4

La variable se distribuye de manera normal al obtener un valor mayor o igual a 0,05 (Nivel de significancia), por lo tanto no se rechaza la normalidad de la muestra. Hipótesis nula.

Una vez que la normalidad fue evaluada se contrastaron las variables de ambos grupos, para este fin fue utilizado el método T-Student.

1) T-Student (diferencia de promedios) para  $\Delta R$  de las muestras PU y PN.

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
PTUr	12	.8026083	.3291451	1.140192	.0781649	1.527052
PTNr	12	.5342333	.2899832	1.004531	-.1040153	1.172482
diff	12	.268375	.3380171	1.170926	-.4755956	1.012346

mean(diff) = mean(PTUr - PTNr) t = 0.7940  
 Ho: mean(diff) = 0 degrees of freedom = 11

Ha: mean(diff) < 0 Ha: mean(diff) != 0 Ha: mean(diff) > 0  
 Pr(T < t) = 0.7780 Pr(|T| > |t|) = 0.4440 Pr(T > t) = 0.2220

2) T-Student (diferencia de promedios) para divergencia de ángulos de las muestras PU y PN.

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
PTU	12	3.5	.5435573	1.882938	2.303638	4.696362
PTN	12	2.333333	.3956838	1.370689	1.462439	3.204227
diff	12	1.166667	.4409586	1.527525	.1961234	2.13721

mean(diff) = mean(PTU - PTN) t = 2.6458  
 Ho: mean(diff) = 0 degrees of freedom = 11

Ha: mean(diff) < 0 Ha: mean(diff) != 0 Ha: mean(diff) > 0  
 Pr(T < t) = 0.9886 Pr(|T| > |t|) = 0.0228 Pr(T > t) = 0.0114

En relación a los resultados obtenidos se puede concluir que ambas hipótesis nulas se pueden rechazar, por lo tanto existen diferencias significativas entre ambos grupos para la diferencia de promedio entre  $\Delta R$  y diferencia de promedio ente divergencia de ángulos.

## DISCUSIÓN

Diferentes autores han comparado la efectividad de los sistemas rotatorios que se utilizan actualmente en la práctica clínica<sup>2-3</sup>. La recomendación es realizar estos estudios in vivo. Así es como Sonntag et al. establece que los mejores resultados en cuanto a manejo de la estructura dentinaria y su remoción se consiguen mediante el uso de dientes naturales<sup>50</sup>, siendo de esta manera lo suficientemente representativos para ser extrapolados a la práctica clínica.

Sin embargo, realizar las pruebas sobre dientes naturales resulta complejo, ya que estos pueden presentar múltiples variaciones anatómicas, lo cual se traduce en una dificultad para estandarizar la muestra, es por eso que este estudio intenta eliminar este factor mediante la utilización de cubos acrílicos, de tal manera que los instrumentos pudieran comportarse de manera predecible y con resultados reproducibles en el tiempo e independientes del operador.

Bajo este punto de vista, los resultados nos indican que la incorporación del tratamiento M-Wire en la aleación Ni-Ti de las limas Protaper Next<sup>51</sup>, hace que estas limas produzcan una tasa de transportación menor que su contraparte Protaper Universal. Podemos inferir que esto se debe al aumento de los valores de flexibilidad<sup>4</sup>, permitiendo que la preparación del canal sea más conservadora y por lo tanto, generando una menor cantidad de transportación apical.

La flexibilidad de los instrumentos rotatorios en base a Níquel-Titanio depende de factores como la sección transversal, diámetro del núcleo, distancia entre las espiras, propiedades metalúrgicas (otorgadas en el proceso de manufacturación) y el tratamiento de las superficies.<sup>48</sup>

Por las razones anteriormente descritas, podemos demostrar que existen diferencias en la transportación apical de un canal curvo simulado en cubos de

acrílico al instrumentar con ambos sistemas. Tanto la variable QR (Diferencia del radio de divergencia) como el ángulo de divergencia, demostraron tener diferencias significativas, siendo Protaper Next el que generó menos transportaciones y menores ángulos de divergencia.

Protaper Universal presenta una sección transversal de forma triangular convexa que acumula mayor masa metálica en su centro rotacional, haciéndola más rígida, y por ende, más susceptible a alterar la anatomía radicular<sup>52</sup>.

Si bien ningún sistema logra ensanchar el tercio apical en ausencia de modificaciones al canal radicular, es Protaper Next el que logra respetarlo de manera más efectiva. Esta característica le confiere mayor uniformidad en la preparación y con un menor número de instrumentos, algo que resulta bastante útil en la práctica clínica.<sup>49</sup>

Vale la pena destacar que ambos sistemas Protaper proveen una particular ventaja en relación a los instrumentos manuales, se trata de la capacidad de ensanchar de manera efectiva la porción coronal.<sup>43</sup> Esto permite que la aguja, o cualquier método utilizado para irrigar, penetre completamente a través del canal, facilitando la llegada del irrigante a la porción apical, lo que se traduce en una limpieza más efectiva y una posterior obturación más eficiente.<sup>20</sup>



## CONCLUSIÓN

Al comparar los sistemas Protaper Universal y Protaper Next numerosos estudios establecen una clara diferencia en los valores de flexibilidad y resistencia frente a la fatiga cíclica. En este podemos concluir que en relación a la transportación apical, Protaper Next genera la menor cantidad de alteraciones, con radios de curvatura menores que los del sistema universal.

El sistema Protaper Next respeta de mejor manera las curvaturas del canal, en tanto el sistema Protaper Universal remueve mayores volúmenes de dentina, lo que en la mayoría de los casos resultó en alteraciones de la morfología del canal y, por lo tanto, en una mayor incidencia de transportación apical.

La instrumentación con limas Protaper Next otorgó mejores resultados, lo cual debería en la práctica incrementar las posibilidades de éxito en el tratamiento. De acuerdo a la experiencia obtenida consideramos que la mejor alternativa para tratar canales curvos y estrechos es el sistema Protaper Next; sin embargo, no todos los tratamientos de canales se pueden realizar con el sistema Protaper.

El éxito del tratamiento depende de varios factores, entre ellos, el conocimiento de la anatomía radicular, la correcta elección de la técnica y el entendimiento previo del sistema a utilizar. Teniendo claro estos puntos se logra evitar de mejor manera la transportación y/o fractura de los instrumentos al interior de los canales. El manejo de los diferentes sistemas existentes en el mercado para la conformación de los canales ampliará nuestras posibilidades de tratamiento.

Se sugiere a futuro la posibilidad de aumentar el N de la muestra, como una manera de mejorar el intervalo de confianza del estudio y la significancia clínica. Así mismo, podría considerarse como una mejora la incorporación de un medio de

contraste intraconducto para evaluar las deformaciones del canal en los tres sentidos del espacio.

Finalmente, recalcar que pese a los avances tecnológicos y los esfuerzos en lograr limas más flexibles; la habilidad y experiencia del operador siguen siendo factores fundamentales, ya que en la práctica clínica se pueden lograr tratamientos exitosos con ambos sistemas.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Ponce A, et al. Foramen apical y determinación de la longitud de trabajo. *Med Oral*. 2000; 2(4):109-113.
2. Jiménez O, et al. Instrumentación Rotatoria en Endodoncia: Reporte de Casos Clínicos. *Int. J. Odontostomat*. 2012; 6(1):89-95.
3. Aracena D. et al. WaveOne: A Simple and Safe Way to Perform an Endodontic Treatment. *Int. J. Odontostomat*. 2014; 8(2):207-210.
4. Protaper Next. *Rev. Canal Abierto*. 2013;(28):16-18.
5. Maisto OA. *Endodoncia*. 3<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires: Mundi; 1978.
6. Gómez de Ferraris M, Campos Muñoz A. *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental*. 3<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2009.
7. Cate T. *Histología oral: Desarrollo, estructura y función*. 2<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 1986.
8. Hung M. *Irritantes del órgano dentino-pulpar durante la ejecución de los procedimientos restauradores*. Venezuela: Universidad Central de Venezuela; 2003.
9. Sasaki T, Garant PhR. Structure and organization of odontoblasts. *The anatomical record*. 1996; 245.(2):235-236.
10. Gomez M, Campos A. *Histología y embriología bucodental*. 2<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 1999.
11. Cohen S, Burns R. *Endodocia: Los caminos de la pulpa*. Buenos Aires: Panamericana; 1993.
12. Seltzer S, Bender IB, Nazimov H. Differential diagnosis of pulp conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965; 19:83-91.
13. Carvallo M. *Efectos del Bruxismo sobre el Complejo Dentino-Pulpar*. Venezuela: Universidad Central de Venezuela; 2001.
14. Campos E, Gonzaga C, Baratto F. The endodontic consequences of tooth bleaching procedures. *RSBO*. 2011; 8(2):21-32.
15. Langeland K. Prevention of pulpal damage. *Dent Clin North Am*. 1972; 16(4):709-32.

16. Queralt R, Durán-Sindreu F, Ribot J, Roig M. Manual de Endodoncia. Parte 4. Patología pulpo-periapical. Rev Oper Dent Endod. 2006; 5:24.
17. Walton R, Torabinejad M. Endodoncia: Principios y práctica. Barcelona: McGraw-Hill Interamericana; 1997.
18. Levin L, Law A, Holland GR, et al. Identify and Define All Diagnostic Terms for Pulpal Health and Disease States. J Endod. 2009; 35:1645-1657.
19. Soarez I, Golbert F. Endodoncia Técnicas y fundamentos. Buenos Aires: Medica Panamericana; 2003.
20. Souza R. The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. Braz. Dent. J. 2006; 17(1):56-59.
21. Muñante J. Identificación de microorganismos anaerobios estrictos y facultativos frecuentes en necrosis pulpares. Perú: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2005.
22. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. Australian Dental Journal Supplement. 2007; 52:(1):S52-S63
23. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974; 18:269-96.
24. New American Dental Association Specification no. 28 for endodontic files and reamers. Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assoc. 1976; 93(4):813-817.
25. Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. Journal of Applied Physics. 1963; 34:1475–1477.
26. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) Alloys. J Dent Res. 1975; 54(1):89-96.
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. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments, applications in endodontics. St Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.; 1995.
29. McSpadden JT. Rationales for rotary nickel-titanium instruments, Chattanooga: NT Company; 1995.

30. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *Journal of Endodontics*. 1995; 21(8): 418-421.
31. Al-Hadlaq, et al. Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotatory Instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(2): 305-307.
32. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; 35:401-403.
33. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000; 33:297-310.
34. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *American Journal of Orthodontics*. 1978; 73:142-151.
35. Mercier O, Torok E Mechanical properties of the coldworked martensitic NiTi type alloys. *Journal de Physique*. 1982; 43:267-272.
36. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*. 2003; 29(1):15-9.
37. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997; 23(2):77-85.
38. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, et al. Use of nickel-titanium rotary pathfile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod*, 2009; 35:408-412.
39. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database Study. *J Endod*. 2006; 32(11):1048-1052.
40. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006; 32:1031-1043.
41. Canalda SC, Brau AE. *Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas*. Barcelona: Elsevier-Masson; 2006.
42. Golberg F, Araujo J. Comparison of three instruments in the preparation of curved root Canals. *Endod Dent Traumatol*. 1997;13(6):256-268.

43. Hulsman M, Peters O, Dummer MH. Mechanical preparation of root canals: Shaping Goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005; 10:30-76.
44. Baugh D, Wallace J. The role of apical instrumentation in root canal treatment: A Review of the literature. *J of Endodontic*. 2005; 31(5):333-340.
45. Schafer E, Dammaschke T. Development and sequelaue of canal transportation. *Endod Topics*. 2009; 15:75-90.
46. Altare L. Reparacion apical y periapical post-tratamiento endodóntico. *Electronic Journal of Endodontics, Rosario*. 2010;2:434-436.
47. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments, applications in endodontics. St Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.; 1995.
48. Paque F, Musch U, Hulsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotatory Ni-Ti instruments. *Int. Endodon J*. 2005; 38:8-16.
49. Manoel B, Faria A, Cristina C, et al. 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):95-100.
50. Sonntag D, Ott M, Kook K and Stachniss V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and Protaper. *Aust Endod J*. 2007; 33:73-81.
51. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 105(6):799-800.
52. Unal GC, Maden M, Savgat A, Onur Orhan E. Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments. ProTaper and ProTaper Universal *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009; 107(6):880-90.