

COMPARACIÓN TOMOGRÁFICA DE LA CAPACIDAD DE CENTRADO DE
VORTEX BLUE Y PROTAPER NEXT
TOMOGRAPHIC COMPARISON OF VORTEX BLUE AND PROTAPER NEXT CENTER CAPACITY

Matiz Melo JB¹; Claros Useche R¹.
Paredes P², Ibáñez E³

RESUMEN

Antecedentes: El mejoramiento permanente de las características metalúrgicas de la aleación níquel titanio (NiTi) con el fin de disminuir las alteraciones iatrogénicas cuando se instrumentan conductos curvos, se ha venido realizando con la aplicación de tratamientos termo mecánicos para fabricar instrumentos más flexibles, resistentes a la fatiga cíclica y con mejor capacidad de centrado. Este estudio, tiene por objetivo determinar la capacidad de centrado del sistema Vortex Blue (VB) comparado con Protaper Next (PTN) en conductos radiculares observados con tomografía computarizada, usando Proglider (PG) para realizar el pre ensanchamiento. **Materiales y métodos:** Investigación cuasi-experimental *in vitro*. En una muestra de 30 dientes sintéticos con cavidad de acceso endodóntica diseñada previamente por un experto, los cuales se dividieron en dos grupos experimentales, se instrumentaron los conductos meso vestibulares con los sistemas PTN y VB, previo pre ensanchamiento con PG. Se tomaron tomografías pre y pos instrumentación con posición estandarizada para medir la capacidad de centrado y transportación del conducto en cortes transversales a 1mm, 3mm y 6mm. **Resultados:** Los valores de mayor centricidad fueron a 6mm donde la mediana fue de 0,444 en PG/PTN y a 3mm con una mediana de 0,333 en PG/VB, para ningún caso fue 1. Este análisis se complementó con las medidas de transportación, cuyos mayores valores fueron a 6 mm con una mediana de 0,080 con PG/ PTN y a 3 mm con PG/VB con una mediana de 0,100, tampoco en ningún caso dio 0. Sin embargo, para ninguna de las dos medidas el resultado fue estadísticamente significativo ($p > 0.05$). **Conclusiones:** Instrumentos fabricados con mejoras en la aleación NiTi (PTN y VB), una adecuada cavidad de acceso y pre ensanchamiento permiten realizar la instrumentación de conductos con curvaturas severas con mayor eficacia, disminuir la transportación del conducto de su posición original y por lo tanto mejora el pronóstico de los tratamientos endodónticos.

Palabras clave: Centricidad, transportación, aleaciones, endodoncia, análisis tomográfico.

ABSTRACT

Background: The permanent improvement of the metallurgical characteristics of the nickel titanium alloy (NiTi) in order to reduce the iatrogenic alterations when curved root canals are instrumented, has been carried out with the application of thermo-mechanical treatments to make instruments more flexible, resistant to cyclic fatigue and with better centering capacity. This study aims to determinethe ability to center the Vortex Blue system compared to Protaper Next in root canals observed with computed tomography, using Proglider to perform pre-enlargement. **Materials and methods:** Quasi-experimental *in vitro* study with a sample of 30 synthetic teeth with endodontic access cavity previously designed by an expert, which were divided into two experimental groups, the meso-buccal root canals were instrumented with the PTN and VB systems, prior enlargement with PG. Pre and post instrumentation tomographies with standardized position were taken to measure the centricity and transportation in cross sections at 1mm, 3mm and 6mm. **Results:** The highest values were 6mm where the median was 0.444 in PG / PTN and 3mm with a median of 0.333 in PG / VB, for no case was 1. This analysis was complemented with the transportation measures, whose highest values were at 6 mm with a median of 0.080 with PG / PTN and at 3 mm with PG / VB with a median of 0.100, it did not in any case give 0. However, for either measure the result was statistically significant ($p > 0.05$). **Conclusions:** Instruments made with improvements in the NiTi alloy (PTN and VB), a good access cavity and the enlargement allow to perform the instrumentation of the root canals with severe curvatures with greater efficiency, reducing the transport of the root canal of its original position and by the both improving the prognosis of endodontic treatments.

Key words: Centricity, transportation, alloys, endodontics, tomographic analysis.

¹Odontólogo, Estudiante postgrado de Endodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá.

²Odontóloga, Especialista en Endodoncia– Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesora Científica.

³Ingeniero Catastral y Geodesia. Doctorado en Ciencias Políticas – Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesor Metodológico y Estadístico.

INTRODUCCIÓN

Uno de los principales objetivos de la terapia endodóntica contemporánea, es mantener los tejidos perirradiculares libres de procesos de carácter inflamatorio y/o infeccioso. Para cumplir con este propósito se utilizan protocolos que incluyen la extirpación o debridamiento del tejido pulpar, combinando procedimientos de irrigación e instrumentación como son las técnicas de preparación manual y mecanizada. Durante este tipo de procedimientos debe prevenirse la formación de escalones, perforaciones, transportación del conducto y disminuir el riesgo de separación de instrumentos.¹

Históricamente, los instrumentos endodónticos han sido fabricados en acero inoxidable, pero debido a su rigidez, cuando son usados en conductos curvos (especialmente cuando se utiliza un diámetro mayor a 0,20 mm) estos instrumentos tienden a provocar un mayor desgaste en la pared externa de la curvatura del conducto comparado con la pared interna del mismo, esto debido a su incapacidad de adaptarse a la morfología radicular por sus características metalúrgicas; provocando así la alteración de la forma original del conducto radicular, yendo en contravía de los principios descritos por Schilder en 1967, los cuales proponen mantener la forma y posición tridimensional original del conducto radicular. Este fenómeno causa una reducción de la longitud de trabajo, debilitamiento de la pared externa del conducto radicular (aumentando el riesgo de fracturas radiculares) desfavoreciendo el pronóstico del tratamiento endodóntico.²⁻³

Desde la introducción en 1988 de la aleación NiTi con el fin de elaborar instrumentos endodónticos para la preparación de conductos radiculares, se han reducido notablemente las complicaciones durante la preparación biomecánica, debido al mejoramiento de la aleación en cuanto a su flexibilidad y resistencia superior a la fractura cíclica y torsional en comparación con otros instrumentos similares de acero inoxidable.²

En el año 2007 la aleación convencional de NiTi, fue sometida a modificaciones termo mecánicas con el fin de optimizar la estructura cristalográfica de la aleación, dando origen a una nueva aleación denominada alambre M (M-Wire Dentsply Tulsa Dental Specialties), que a diferencia de los sistemas de instrumentación elaborados con la aleación NiTi convencional en estado austenítico, el alambre M se elabora en un estado martensítico, permitiendo aumentar la resistencia a la fatiga de los instrumentos, ya que pueden ser fácilmente deformados, pero recuperan su forma a

temperaturas por encima de la temperatura de transformación^{4,5,8}. En el 2010, se introdujo el alambre con control de memoria (CM Wire DS Dental, Johnson City, TN), producido por medio de un tratamiento termo mecánico que permite fabricar instrumentos extremadamente flexibles en fase martensítica a la temperatura corporal. En los instrumentos fabricados en alambre M y CM se han aumentado las temperaturas de transformación de austenita.⁴⁻⁶

Con el advenimiento de todas estas mejoras en la aleación, y con el objeto de disminuir el tiempo, simplificar la terapia endodóntica y evitar las complicaciones durante el procedimiento, se han desarrollado gran variedad de sistemas de instrumentos para la preparación de los conductos radiculares, lo que hace necesario que los profesionales conozcan las características y cinemática de los mismos para la adecuada selección según el caso clínico a tratar.²

El sistema de instrumentación Protaper Next, (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) es elaborado con alambre M y sus instrumentos son diseñados de tal manera que se produce una onda continua que se propaga a lo largo de la parte activa del instrumento en movimiento, esto permite disminuir el efecto de atornillamiento del instrumento dentro del conducto.²

Los instrumentos PTN tienen una sección transversal rectangular descentrada; mientras el grado de ensanchamiento varía según los instrumentos: X1 y X2 tienen un porcentaje de aumento y disminución de conicidad, mientras X3, X4 y X5 tienen una conicidad fija desde D1 - D3 y luego tienen una disminución de su conicidad sobre el resto de su parte activa.²

El sistema Vortex Blue (VB; Tulsa USA Dentsply) de igual manera es elaborado con alambre M, al cual se le realiza un innovador proceso termo mecánico de calentamiento – enfriamiento en ausencia de oxígeno, que resulta en la formación de una capa visible de óxido de titanio que permite que haya un control en la transición de temperaturas creando una aleación con memoria de forma, color azul característico, aumentando su dureza, resistencia al desgaste, flexibilidad y su capacidad de centrado. El sistema está compuesto por instrumentos con conicidades constantes de 0.4 mm o 0.6 mm, tamaño de la punta ISO 15-50, sección transversal triangular convexa, ángulo helicoidal y espacio entre las estrías variable.^{1,7,8}

Además del mejoramiento de las características de los sistemas de instrumentación, el pre

ensanchamiento, es un procedimiento que tiene como objetivo eliminar interferencias del tercio coronal y medio, y así obtener un acceso en línea recta hasta el foramen, disminuyendo la superficie de contacto de la punta del instrumento y asegurando que el diámetro del conducto radicular sea mayor o igual que el tamaño de la punta del primer instrumento mecanizado que se va a utilizar para la preparación biomecánica del conducto, por lo tanto, este procedimiento debe considerarse el punto de partida de todas las preparaciones biomecánicas.⁹⁻¹¹

Recientemente, se introdujeron los instrumentos Proglider (PG; Dentsply Tulsa Dental) que permiten realizar el pre ensanchamiento con un solo instrumento rotatorio. PG es elaborado con alambre M, tiene una sección transversal cuadrada, una punta ISO #16 semi activa, un grado de ensanchamiento variable (0.2 mm - 0.8 mm) y una superficie activa de 18 mm.¹²⁻¹³

Actualmente, la evaluación de los resultados obtenidos con los diferentes sistemas de instrumentación, puede realizarse con la tomografía computarizada de rayo de cono (TCRC) entre otros, la cual fue desarrollada a finales de los años 90 exclusivamente para la odontología, con el objetivo de obtener imágenes con menor dosis de radiación y mejor resolución, comparada con la tomografía médica convencional. La TCRC produce una verdadera reconstrucción del objeto en 3D con voxels cúbicos y resolución isotrópica, que permite hacer cortes que se pueden recrear en cualquiera de los planos,¹⁴⁻¹⁵ por lo tanto permite observar la geometría del conducto antes y después de ser instrumentado.¹⁶

El mejoramiento permanente de las características metalúrgicas de la aleación níquel titanio (NiTi) con el fin de disminuir las alteraciones iatrogénicas cuando se instrumentan conductos curvos, se ha venido realizando con la aplicación de tratamientos termo mecánicos para fabricar instrumentos más flexibles, resistentes a la fatiga cíclica y con mejor capacidad de centrado. Este estudio, tiene por objetivo determinar la capacidad de centrado del sistema Vortex Blue (VB) comparado con Protaper Next (PTN) en conductos radiculares observados con tomografía computarizada, usando Proglider (PG) para realizar el pre ensanchamiento.

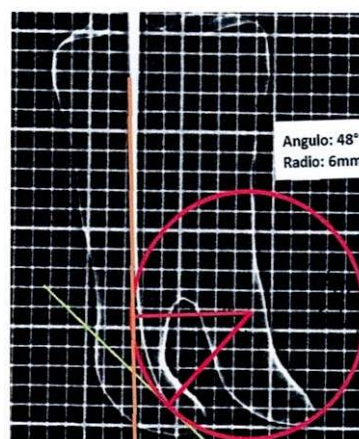
MATERIALES Y METODOS

Para esta investigación se usó un diseño cuasi-experimental *in vitro*, con una muestra conformada por 30 dientes sintéticos elaborados con cavidad de acceso endodóntico diseñada previamente por un

experto para la estandarización de la muestra. Las propiedades mecánicas del material usado para la elaboración de los dientes fueron las siguientes: resistencia del material a la tensión (80-100 MPa), dureza (2300-3200 MPa) y módulo de elasticidad (2300-3300 MPa).

La curvatura (48°) y radio de la curvatura (6mm), fueron determinados en los conductos meso vestibulares de los primeros molares inferiores sintéticos, según los parámetros de Pruett (Figura 1), los cuales establecen que la forma de un conducto se conoce de manera más exacta midiendo el grado y radio de la curvatura, ya que dos conductos con el mismo ángulo de curvatura, pueden tener diferente radio, lo que repercute directamente en la fatiga del instrumento y la presión con la que se realiza la instrumentación del conducto. La longitud de trabajo y la permeabilidad de cada uno de los dientes se verificaron clínicamente con iluminación y lupas de magnificación 3X. La longitud de trabajo fue 23 mm (tomando como referencia la cúspide meso vestibular) y se determinó sobrepasando una lima K #10 y restando 1 mm.

Figura 1. Determinación del grado y radio de la curvatura según parámetros de Pruett.



En una prueba piloto con 4 dientes y 4 operadores, se realizó la calibración del operador mediante la prueba estadística de Coeficiente de Correlación Intraclass y se dividieron aleatoriamente los dientes en dos grupos experimentales (n=15, cada uno) en Proglider/Protaper Next (PG/PTN) y Proglider/Vortex Blue (PG/VB) respectivamente, usando el programa Epidat 3.1. Los dientes se montaron en tres bloques acrílicos con 8 dientes cada uno y un bloque con 6 dientes; a los que luego se les realizó la tomografía pre instrumentación con posición estandarizada.

Instrumentación de los conductos radiculares. La irrigación se hizo con hipoclorito de sodio 5,25%

(NaOCl 5.25%), se usó un motor eléctrico VDW (VDW Silver Reciproc). En cada uno de los instrumentos se utilizó la velocidad y el torque recomendado por el fabricante. El pre ensanchamiento se realizó con PG hasta la longitud de trabajo empleando un torque de 200 g/cm y 300 revoluciones por minuto (rpm). De la secuencia de instrumentos PTN se utilizaron: X1/0.4 mm y X2 25/0.6 mm con torque de 400 g/cm y 300 rpm y de VB #15 y #20 0.6 mm con un torque de 80 g/cm y 500 rpm; #25/0.6 mm con un torque de 100 g/cm y 500 rpm irrigando con NaOCl 5.25% entre instrumentos y realizando patencia con una lima K #10. Cada instrumento fue utilizado para la preparación de tres conductos. Se hizo una irrigación final con 3 ml de NaOCl 5.25% para remover residuos producidos durante la instrumentación y posteriormente, se realizó la tomografía pos instrumentación con la misma posición estandarizada.

Estandarización para tomografía. Los bloques de acrílico fueron alineados perpendicularmente con respecto al cono del tomógrafo y fueron escaneados pre y pos instrumentación con posición estandarizada, usando un escáner de TCRC (Veraviewepocs 3D; J. Morita, Kyoto, Japón) operado a 64 kV y 1 mA. El campo de visión era de 8 cm de diámetro y 8 cm de altura. Los cortes fueron de 800 x 800 pixeles, con un tamaño de pixel de 0.125mm.

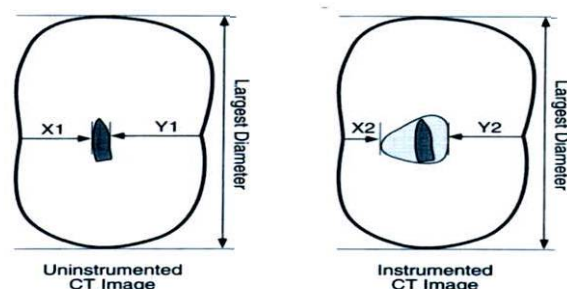
Análisis de imágenes. Las medidas pre y pos instrumentación de los conductos meso vestibulares fueron calculadas en cortes transversales a 1mm, 3mm y 6mm del ápice. La capacidad del instrumento de permanecer centrado en el conducto radicular fue determinada mediante el cálculo del cociente de centricidad. Éste se calculó con la siguiente fórmula $(X1 - X2) / (Y1 - Y2)$ o $(Y1 - Y2) / (X1 - X2)$, donde X1 representa la distancia más corta desde el contorno de la raíz curva hasta la periferia del conducto sin instrumentar, Y1 representa las distancia más corta desde el contorno de la raíz curva hasta la periferia del conducto sin instrumentar, X2 representa la distancia más corta desde el contorno de la raíz curva hasta la periferia del conducto instrumentado y Y2 representa las distancia más corta desde el contorno de la raíz curva hasta la periferia del conducto instrumentado tanto en mesial como en distal. El numerador fue el valor menor de los dos números obtenidos de la operación de $(X1 - X2)$ y $(Y1 - Y2)$, si estos números no eran iguales. Un resultado de 1 para la relación de la capacidad de centrado indicaría un centrado perfecto.¹⁷

La transportación del conducto fue determinada aplicando la siguiente fórmula en las distancias

determinadas, $(X1 - X2) - (Y1 - Y2)$; utilizando la misma descripción de las variables para determinar la centricidad. Un resultado de 0 indica que no hubo transportación del conducto (Figura 2);¹⁷ los valores obtenidos con estas ecuaciones deben ser presentados e interpretados como valores absolutos.

Análisis estadístico. Los valores obtenidos se expresan en mm. El promedio, la desviación estándar y la mediana se calcularon para cada grupo. Se aplicó la prueba de Shapiro Wilk, para determinar la normalidad de los datos, si hubo normalidad (valor $p > 0.05$) se usó una prueba paramétrica t-Student. Si no hubo normalidad de los datos (valor $p < 0.05$) se usó una prueba no paramétrica U de Mann Whitney. Nivel de significancia al 0,05.

Figura 2. Medidas para la imagen en la sección transversal



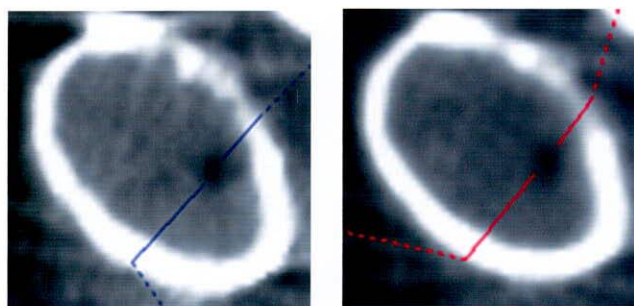
Fuente: Gambill J. Del Rio C. Comparison of Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. JOE. 1996; 22(7): 369-375

RESULTADOS

Al analizar los resultados de centricidad, los valores más cercanos a 1 (centrado perfecto) se presentaron a 6 mm donde la mediana fue de 0,444 en PG/PTN y a 3 mm con una mediana de 0,333 en PG/VB, resultados que al compararlos no fueron estadísticamente significativos ($p > 0.05$). (Tabla 1)

Complementándose el análisis de la centricidad, se evaluó la transportación del conducto, considerando que los valores más cercanos a 0, indican que no hay transportación del conducto; así, el menor valor se obtuvo a 1mm con una mediana de 0.010 y el mayor valor a 6mm con una mediana de 0.080 en el grupo PG/PTN; en el grupo PG/VB el menor valor se obtuvo a 1mm con una mediana de 0.020 y el mayor valor con una mediana de 0.100 a los 3mm, los cuales tampoco representan una diferencia estadísticamente significativa al compararlos (Tabla1).

Figura 3. Mediciones en tomografías pre y pos instrumentación.



A la izquierda se observan medidas tomográficas pre instrumentación (azul). A la derecha medidas tomográficas pos instrumentación (rojo).

Tabla 1. Promedio, desviación estándar y mediana de la transportación apical (1, 3, 6 mm), capacidad de centrado y análisis estadístico.

Long. mm	Evaluación	PG/PNT			PG/VB			Valor p
		Prom	DE	Med	Prom	DE	Med	
1	Transportación	-0,004	0,733	-0,010	0,221	0,446	0,020	0,187
	Centrado	0,206	0,372	0,195	0,334	0,298	0,300	0,309
3	Transportación.	0,243	0,698	0,060	0,181	0,345	0,100	0,539
	Centrado	0,139	0,857	0,298	0,300	0,242	0,333	0,713
6	Transportación	-0,075	0,264	-0,080	-0,023	0,399	0,080	0,677
	Centrado	0,401	0,214	0,444	0,232	0,358	0,070	0,074

* Se usó prueba t-Student para: transportación de PTN a 6 mm y capacidad de centrado a 1 mm; transportación de VB a 3 y 6 mm y en capacidad de centrado a 1mm. Para las demás categorías se usó prueba U De Mann Whitney

DISCUSIÓN

Durante el tratamiento endodóntico y específicamente en la preparación biomecánica, los instrumentos deben ejercer una acción de corte sobre las paredes dentinales del conducto en forma homogénea; sin embargo, cuando el desgaste no es proporcional en algunas de las paredes, el resultado será un cambio en la ubicación espacial original del conducto, dando como resultado la creación de escalones, transportación del conducto, perforaciones, entre otras,² lo que repercute negativamente en el pronóstico a largo plazo del diente tratado endodónticamente.

Los factores inherentes a los procedimientos endodónticos que pudieran modificar la posición original del conducto radicular y así afectar su centricidad espacial son: (a) factores inherentes al operador, (b) cavidad de acceso endodóntica, (c) pre ensanchamiento de los conductos, (d) tipo de aleación de los instrumentos (e) diseño de los

instrumentos, (f) tipo de movimiento y (g) grado y radio de la curvatura (a mayor grado y menor radio de la curvatura, mayor es el riesgo de transportación).⁶

El presente estudio comparó la capacidad de centrado y transportación del conducto de los sistemas VB y PTN, previo pre ensanchamiento con limas PG y controlando la mayoría de variables que afectan la centricidad del conducto, excepto el diseño de los instrumentos. Para realizar las mediciones del conducto pre y pos instrumentación, se usó la TCRC; la cual es una ayuda diagnóstica no invasiva y fácilmente reproducible que permite comparar la forma del conducto antes y después de la instrumentación, en una posición previamente estandarizada.¹²

Los resultados de esta investigación muestran valores mínimos de descentricidad y transportación del conducto en los dos grupos (100% de la muestra) y en los tres niveles de medición

evaluados, los cuales, al comparar los datos en los dos grupos, no existen diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

Al hacer el análisis comparativo de los valores obtenidos a las diferentes longitudes, y partiendo de la premisa que establece que una transportación apical superior a 0.3 mm, afecta negativamente el pronóstico del tratamiento endodóntico, pues no se logra un adecuado selle durante la obturación,^{12,18} los resultados de esta investigación coinciden con los de Zanesco y col (2017) quienes al evaluar la capacidad de centrado y la transportación de limas K, Reciproc (VDW, Múnich, Germany) y el sistema PTN, usando la tomografía en cortes transversales a 1.4 y 7 mm y determinaron que la capacidad de centrado de PTN fue menor a 1 mm y con respecto a la transportación, el valor más cercano a 0, también se presentó a esta misma longitud,¹⁹ lo que determina que en el tercio apical es la zona donde menos transportación se genera durante la preparación biomecánica.

Analizando los datos obtenidos a los 3 mm, los valores de centrado y la transportación del conducto tienden a aumentar, concordando con el estudio realizado por Azunoglu y col (2015) donde también compararon tomográficamente en cortes transversales a 1, 2, 3, 4 y 5 mm la centricidad y la transportación de PTN y One Shape (OS, Micro Mega, Besançon, France).²⁰

Finalmente, con el análisis de la zona más cervical (6mm), los datos permitieron evidenciar que al aumentar la longitud de medición también se aumenta la transportación y mejora la capacidad de centrado, similar a lo reportado por Silva y col (2016) quienes evaluaron el Twisted File Adaptive (SynbronEndo Orange, CA, USA) y las compararon con PTN en raíces mesiales de molares inferiores observadas con tomografía en cortes transversales a 3, 5, y 7 mm, obteniendo valores con comportamientos similares.²¹ La variabilidad de los resultados podría ser explicado por las diferencias en la metodología que se usó durante cada estudio.

En este estudio, los resultados obtenidos para Vortex Blue mostraron el mismo comportamiento de los descritos anteriormente para PTN. Los valores mínimos de transportación obtenidos en la zona apical y la mayor capacidad de centrado en la zona más cervical, se explican por la forma cónica esperada como resultado de la preparación y el diseño de los instrumentos con los que se realizó el pre ensanchamiento y la preparación biomecánica de los conductos.

En cuanto al pre ensanchamiento, Elnaghy y col (2014) y Kirhhoff (2015), corroboran que el pre ensanchamiento con PG antes de la instrumentación con PTN, genera una menor transportación del conducto, comparado cuando se instrumenta usando PTN sin realizar el pre ensanchamiento,¹² pues este ayuda a mantener la forma y posición original del conducto eliminando interferencias del tercio coronal y medio, permite obtener un acceso en línea recta hasta el foramen, facilita la irrigación de todo el conducto, disminuye la tensión sobre el instrumento, evita la creación de aberraciones iatrogénicas y asegura que el diámetro del conducto radicular sea mayor o igual que el tamaño de la punta del primer instrumento rotatorio usado, por lo tanto, debe ser el punto de partida de todas las preparaciones biomecánicas.⁹⁻¹¹

Durante esta investigación no se produjeron perforaciones ni fractura de instrumentos, ya que como menciona Berruti y col (2004) y Patiño y col (2005) el pre ensanchamiento manual o mecánico es mandatorio para disminuir la tensión sobre el instrumento y por lo tanto, el riesgo de fractura de los mismos.²²⁻²³ Actualmente, las casas fabricantes recomiendan realizar un pre ensanchamiento al menos del tamaño correspondiente a un instrumento # 15.²⁴

Adicionalmente al pre ensanchamiento, el alambre M ha producido beneficios respecto a la eficacia y seguridad de los instrumentos endodónticos, porque permite optimizar la micro estructura de la aleación NiTi y mejorar el comportamiento mecánico de las limas.²⁵ Por otra parte, el nuevo proceso termo mecánico azul, mejora la capacidad de corte y la capacidad de centrado, incrementa la resistencia a la fatiga cíclica y disminuye la memoria de forma de las limas, esta última, permite a estos instrumentos mantener la forma que se les dé, característica que no se observa cuando se evalúan instrumentos elaborados con la aleación NiTi convencional con memoria de forma, los cuáles regresan a su posición recta original después de ser precurvados.²⁶

Gao y col (2012) evaluaron el impacto de materias primas (acero inoxidable, NiTi convencional, alambre M, y NiTi Vortex Blue) sobre la resistencia a la fatiga de instrumentos (25/0.6 mm) por medio de la rotación de limas en conductos de fabricados con acero. Los resultados mostraron que hubo diferencias significativas entre los materiales con respecto a la vida media de fatiga y en la flexibilidad. La aleación NiTi Vortex Blue se ubicó primero en la vida media de fatiga y flexibilidad, seguido por alambre M, aleación NiTi convencional y, por último, acero inoxidable.²⁷

En general, si el instrumento es más flexible se debe presentar menos transportación apical, debido a la menor tendencia del instrumento de enderezarse en el interior del conducto, esta característica depende del tipo de aleación, sección transversal y el diámetro del núcleo del instrumento.²⁹

Se recomienda llevar a cabo estudios *in vivo* con un tamaño de muestra representativo, que incluya todas las variables que pueden modificar la posición original del conducto y así poder extrapolar los resultados a la población.

CONCLUSIONES

En la elaboración de instrumentos endodónticos, el mejoramiento de la aleación NiTi permite aumentar la eficacia y disminuir la transportación de la posición original de los conductos con curvaturas severas y radio de 6 mm en la preparación biomecánica.

La preparación de los conductos con los sistemas de instrumentación PTN y VB mostró cambios mínimos en la posición original en el tercio apical lo que mejora el pronóstico de los tratamientos endodónticos. Igualmente, en los tercios medio y cervical se reducen estos efectos indeseados con procedimientos como perfeccionamiento en las cavidades de acceso y pre ensanchamiento de los conductos.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Gonzales J, et al. Centering ability and apical transportation after over instrumentation with Protaper Universal and ProFile Vortex instruments. *International endodontic journal*. 2012; 45: 542-551.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to present. *Endodontic Topics*. 2013 29(3):17.
- Schilder H. Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dent. Clin. North America* 1974;18:269-296
- Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Bin Peng, DDS, Haapasalo H. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *JOE*. 2013; 39:163-172
- Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29:42-54
- Schafer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic Topics*. 2006; 15: 75-90.
- Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *Int Endod J*. 2014; 47(11): 1064-1071.
- Shen Y, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. *JOE*. 2015; 41(6): 937-942.
- Pasqualini D, et al. Micro-Computed Tomography Evaluation of Protaper Next and BioRace Shaping Outcomes in Maxillary First Molar Curved Canals. *JOE*. 2015; 41(10): 1706-1010.
- Paleker F, Van Der Vyver P. Glide Path Enlargement of Mandibular Molar Canals by Using K-files, the Proglider File, and G-Files: A Comparative Study of the Preparation Times. *JOE*. 2017; 43(4): 609-612.
- Kirchhoff A. Glide Path Management With Single – ada multiple – instrument Rotatory Systems in Curved Canals: A Micro Computed Tomographic Study. *JOE*. 2015; 41(11): 1880-1883.
- Elnaghy A, et al. Evaluation of Root Canal Transportation, Centering Ratio, and Remaining Dentin Thickness Associated with Protaper Next Instruments with and without Glide Path. *JOE*. 2014;40(12): 2053-2056.
- Paleker F, Van der Vyver P. Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of K-files, Proglider File, and G-Files: A Micro-Computed Tomography Study of Curved Root Canals. *JOE*. 2016; 42(7): 1-5.
- Versiani M, Pécora J, Sousa N. The anatomy of two-rooted mandibular canines determined using micro-computed tomography. *Int Endod J*. 2011; 44(7): 682-687.
- Pelisser V, et al. The anatomy of the root canal system of three-rooted maxillary premolars analyzed using high-resolution computed tomography. *Int Endod J*. 2010; 43(12): 1122-1131.
- Versiani M, et al. Influence of shaft design on the shaping ability of 3 nickel titanium rotary systems by means of spiral computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 105(6): 807-813.
- Gambill J, Del Rio C. Comparison of Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. *JOE*. 1996; 22(7): 369-375.
- Ahn S, Kim H, Kim E. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In-vitro Studies. *JOE*. 2016; 42(7): 1-9.
- ZanESCO C. Apical Transportation, Centering Ratio, and Volume Increase after Manual, Rotary, and Reciprocating Instrumentation in Curved Root Canals: Analysis by Micro-

- Computed Tomographic and Digital Subtraction Radiography. JOE. 2017; 43(3): 486-490
20. Azunoglu E, Turker S. Comparison of Canal Transportation, Centering Ratio By Cone-beam Computed Tomography after Preparation with
 21. Silva E, Pacheco P, Pires F, Belladonna F, De-Deus G. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation and centering ability of Protaper Next and Twisted File Adaptive systems. 2016. Accepted Article, doi: 10.1111/iej.12667.
 22. Berutti E, Negro A, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of Protaper rotary instruments. J Endod. 2004; 30(4): 228-30.
 23. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. J Endod. 2005; 31(2): 114-6.
 24. Burklein S, Mathey D, Schafer E. shaping ability of Protaper Next BT-Race nickel-titanium instruments in severely curved root Canals. Int Endod J. 2015 Aug;48(8):774-8
 25. Teles C, Hungaro M, Milanezi M, Bambarda F, Bernardineli N. Efficacy of CM-Wire, m-Wire, and Nickel-Titanium Instruments for Removing Filling Material Instruments from Curved Root Canals: A micro-Computed Tomography Study. JOE. 2016; 42(11): 1651-1655.
 26. Plotino G, Grande N, Cotti E, Tastarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhance Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotatory Files. JOE. 2014; 40(9): 1451-1453.
 27. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. J Endod 2012; 38: 398-401.
 28. Burklein S, Schafer E. critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. Endodontic Topics. 2013; 29: 110-124.