

**COMPARACIÓN TOMOGRÁFICA DE LA CAPACIDAD DE CENTRADO DE
VORTEX BLUE Y PROTAPER NEXT**

AUTORES

Jaime Braulio Matiz Melo

Rosa Claros Useche

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ENDODONCIA
BOGOTÁ D.C., 2017**

**COMPARACIÓN TOMOGRÁFICA DE LA CAPACIDAD DE CENTRADO DE
VORTEX BLUE Y PROTAPER NEXT**

AUTORES:

Jaime Braulio Matiz Melo

Rosa Claros Useche

ASESORA CIENTÍFICA:

Dra. Patricia Paredes Paredes

Odontóloga Especialista en Endodoncia

UNICOC. COC

ASESORA METODOLÓGICA:

Dra. Sandra Aguilera Rojas

Odontóloga, Magister Ciencias Básicas Biomédicas.

ASESOR ESTADÍSTICO:

Dr. Edgar Ibáñez

Ing. Catastral y Geodesia. Doctorado en ciencias políticas.

Universidad Externado

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ENDODONCIA

BOGOTÁ D.C., 2017

DEDICATORIA

Primeramente, a Dios, por brindarnos la sabiduría que nos permitió superar cada uno de los inconvenientes que se presentaron a lo largo de esta etapa y así, permitírnos alcanzar tan anhelado sueño.

A nuestras familias, que con su compañía y consejos fueron una motivación más para no desfallecer durante este recorrido.

A nuestros compañeros sentimentales, que fueron capaces de entender las ausencias, el cansancio y en ocasiones la falta de tiempo para compartir como pareja.

A los docentes, por ser ante todo humanos, por su tiempo y por ser los guías durante el desarrollo de esta investigación.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, que nos brindó la vida y la salud para que nosotros lográramos alcanzar las metas trazadas y realizar una parte de nuestro proyecto de vida. Que fue guía y fortaleza en los momentos de debilidad e incertidumbre.

A nuestras familias, que son un soporte de vida y una motivación para seguir adelante.

A la Dra. Patricia Paredes, quien es una excelente mujer, una apasionada educadora y quien por medio de su capacidad intelectual, conocimientos y tiempo, se convirtió en pilar de esta investigación.

Al departamento de investigación de la UNICOC, representado en el comité asesor de carrera, quienes en cada una de las reuniones realizadas, aportaron valiosos comentarios y correcciones sin los cuales no habiéramos obtenido la rigurosidad de los resultados que presentamos en este texto.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	13
ABSTRACT	15
INTRODUCCIÓN	17
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS	23
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	23
1.1.1 Pregunta problema	24
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	24
1.3 PROPOSITO	25
1.4 MARCO TEORICO	25
1.4.1 Técnicas de instrumentación.....	25
1.4.2 Cavidad de acceso y pre ensanchamiento	29
1.4.3 Evolución de los instrumentos	32
1.4.4 Sistema Vortex Blue	46
1.4.5 Sistema Protaper Next	47
1.4.6 Capacidad de centrado	49
1.4.7 Transportación del conducto	49
1.4.8 Factores que afectan la centricidad.....	50

1.4.9 Métodos usados para evaluar técnicas de instrumentación	52
1.5 OBJETIVOS	54
1.5.1 Objetivo General	54
1.5.2 Objetivos Específicos	54
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	55
2.1 TIPO DE ESTUDIO	55
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	55
2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN.....	55
2.3.1 Unidad de medida	55
2.4 MUESTRA Y MUESTREO	55
2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN	56
2.5.1 Criterios de inclusión	56
2.5.2 Criterios de exclusión	56
2.6 VARIABLES.....	56
2.7 PROCEDIMIENTO	57
2.7.1 Operacionalización de variables.....	57
2.7.2 Materiales y métodos	58
2.8 ANÁLISIS ESTADISTICO.....	61
3. RESULTADOS.....	62
4. DISCUSIÓN	64
5. CONCLUSIONES	¡Error! Marcador no definido.
6. RECOMENDACIONES.....	70

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71
ANEXOS.....	79

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Promedio, desviación estándar y mediana de la transportación (1, 3, 6 mm), capacidad de centrado y análisis estadístico	60

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Instrumento Pathfile PF	76
Anexo B. Instrumento Proglider PG	76
Anexo C. Esquema de la curva de tensión-deformación por tracción de la aleación equiatómica NiTi.	77
Anexo D. Instrumento Vortex Blue VB	77
Anexo E. Instrumento Protaper Next PTN	78
Anexo F. Características de los instrumentos VB, PTN y PG	79
Anexo G. Esquema representativo de la sección dental que muestra como se midió la transportación y capacidad de centrado	80
Anexo H. Angulo y radio de la curvatura. Método que describe la geometría del conducto usando estos parámetros.	80
Anexo I. Determinación del grado y radio de la curvatura según parámetros de Pruett	81
Anexo J. Grupos experimentales	81
Anexo K. Tomografías pre instrumentación	82
Anexo L. Tomografías pos instrumentación	82
Anexo M. Valores del grupo PTN pre y pos instrumentación, transportación y capacidad de centrado	83
Anexo N. Valores del grupo VB pre y pos instrumentación, transportación y capacidad de centrado	85
Anexo O. Medianas de los valores pre y pos instrumentación con PTN y VB	87
Anexo P. Prueba de normalidad Shapiro Wilk	88

RESUMEN

Antecedentes: Debido a la rigidez del acero inoxidable y a la memoria de forma de la aleación NiTi convencional, que favorecen la formación de alteraciones iatrogénicas cuando se instrumentan conductos curvos, se ha venido aplicando una serie de tratamientos termo mecánicos al alambre NiTi, con el objetivo de fabricar instrumentos más flexibles, resistentes a la fatiga cíclica y con mejor capacidad de centrado. Con el fin de demostrar esto, se propone este estudio, que 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* con una muestra de 30 dientes sintéticos con cavidad de acceso endodóntico 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 el 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: Due to the rigidity of the stainless steel and the shape memory of the conventional NiTi alloy, which favors the formation of iatrogenic aberrations when curved root canals are instrumented, a series of thermal treatments NiTi wire has been applied, in order to manufacture more flexible instruments , resistant to cyclic fatigue and with better centering capacity. In order to demonstrate this, look for this study, which aims to determine the 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.

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 Níquel-Titanio (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

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.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La instrumentación de los conductos radiculares es realizada mediante el uso de instrumentos endodónticos y soluciones irrigantes bajo condiciones asépticas de trabajo. Dicha instrumentación es realizada utilizando instrumentos manuales o mecanizados (accionados con motor). Hasta la última década del siglo pasado, los instrumentos endodónticos eran fabricados únicamente con acero inoxidable los cuales se caracterizan por una aceptable resistencia a la fractura, sensación táctil, resistencia a la corrosión, entre otras. Dada su rigidez cuando se usan en conductos curvos (especialmente cuando se utiliza un diámetro mayor a # 20) los instrumentos tienden a enderezarse provocando un mayor desgaste en la pared externa de la curvatura del conducto comparado con la pared interna del mismo, ocurriendo así complicaciones iatrogénicas como escalones, pérdida de la centricidad del conducto, transportación del conducto, perforaciones, que aumentan el grado de complejidad del procedimiento y/o el riesgo de fracaso del mismo.¹⁻⁶

Con el advenimiento de la aleación Níquel-Titanio (NiTi), para la elaboración de instrumentos usados para la preparación mecánica del conducto radicular han permitido disminuir estas complicaciones iatrogénicas más frecuentemente asociadas con el uso de instrumentos endodónticos de acero inoxidable.¹ Desde

su introducción, el diseño de los instrumentos se ha venido modificando y se han aplicado mejoras en el proceso de fabricación y procesamiento de la aleación,¹ situación que hace que en la actualidad existan muchos sistemas de instrumentación con diferencias que pueden impactar la centricidad de los conductos en el momento de realizar la preparación biomecánica.

1.1.1 Pregunta problema. ¿Qué capacidad de centrado tienen los sistemas Vortex Blue y Protaper Next cuando se usan en conductos curvos y estrechos?

1.2 JUSTIFICACIÓN

El principal propósito de la instrumentación es el debridamiento mecánico del sistema de conducto radicular (eliminación de elementos irritantes y no irritantes del conducto que afectan el tejido periapical) y la creación de un espacio para garantizar la acción de las sustancias antimicrobianas; además, de una buena conformación del sistema de conducto radicular que facilita realizar una obturación hermética para prevenir la recolonización de la micro flora oral.⁵

El grado de ensanchamiento del conducto radicular es determinado por las dimensiones pre-operatorias de la raíz y debe ser realizado siguiendo los principios de diseño propuestos por Schilder en 1974; que incluyen mantener la forma y posición original del conducto y del foramen y dar una forma cónica continua desde coronal hasta apical.⁷

En la búsqueda de alcanzar el éxito en la terapia endodóntica, se han creado gran variedad de técnicas e instrumentos para la preparación del sistema de conductos radiculares con el fin de obtener un mejor pronóstico a largo plazo de los dientes sometidos a terapia endodóntica,⁵ lo que hace necesario que los profesionales conozcan las características de los mismos para la adecuada selección en la clínica.

1.3 PROPÓSITO

Los resultados de la presente investigación podrían aportar al área de endodoncia el conocimiento y las bases científicas para la selección y realización de manera más predecible la instrumentación biomecánica del sistema de conductos radicular, evitando la creación de alteraciones iatrogénicas en la morfología del conducto.

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 Técnicas de instrumentación. El objetivo principal del tratamiento endodóntico es la limpieza mecánica y química de la cavidad pulpar. En la terapia endodóntica es importante realizar la eliminación de restos pulpaes, reducción de la carga microbiana y la configuración del conducto radicular, mediante un procedimiento conocido como "preparación químico-mecánica"⁹⁻¹¹

El Dr. Pappin 1978, describió la técnica Crown Down, que es una técnica coronal apical para dientes con pulpa necrótica; que consiste en la "preparación desde la corona hacia apical sin presión".⁹⁻¹⁰⁻¹¹

Dentro de las ventajas de ésta técnica se observan:

- Elimina las constricciones coroneales del conducto, facilitando el abordaje y la instrumentación.
- Disminuye la carga antigénica del canal, que se ubica en el tercio coronal, evitando así su proyección al tercio apical y zona periapical, previniendo agudizaciones.
- Mantiene la longitud de trabajo estable al eliminar las interferencias en la base de la cámara pulpar y en el tercio coronario del canal radicular.
- Facilita la penetración del irrigante y permite un mayor volumen de éste.
- Moldea el canal con conicidad continua.⁹⁻¹¹

Se ha demostrado que el ensanchamiento inicial del tercio coronario del sistema del conducto evita que se bloqueen los instrumentos porque se eliminan obstrucciones en la mayor parte de su longitud y también proporciona mejor acceso en línea recta hacia el foramen apical del conducto radicular, permitiendo que penetre mejor la solución irrigante. También se reducen dificultades de procedimiento, como transporte de residuos contaminados al tejido apical, escalones, enderezamiento de la región apical del conducto, perforaciones y fractura de instrumentos.^{10,11}

Otras de las técnicas de instrumentación, es conocida como “técnica Step Back o Paso-Atrás”, es una técnica ápico-coronal y permite la conformación de conductos curvos y rectos; su ejecución se basa en la reducción gradual y progresiva de la longitud de trabajo para la configuración a medida que los instrumentos aumentan de calibre. Este retroceso permite mantener la conicidad del canal radicular con un menor diámetro en la porción apical y uno mayor en el tercio coronario, con lo que se obtiene una correlación con la anatomía del conducto.

Durante esa técnica, la recapitulación o repetición con los primeros instrumentos utilizados se debe realizar para evitar el bloqueo del conducto con dentina o barrillo dentinal.

Esta técnica consta de dos fases:

- Configuración de la porción apical del conducto y generar un tope apical.
- Conformación del tercio medio y cervical ¹²

La técnica de “fuerzas balanceadas”, propuesta por Roane y Col. en 1985, permite la conformación de conductos demasiado curvos con instrumentos manuales con mayor diámetro apical. ¹³

El concepto de la fuerza balanceada se deriva de la ley física que señala que: para cada acción existe una reacción igual y opuesta. Esta ley fue usada para identificar y definir acciones y reacciones que ocurren durante la preparación del conducto y así definir la secuencia de eventos y movimientos que pueden ser usados para controlar los instrumentos endodónticos durante la preparación del conducto. De esta manera se identificaron movimientos de preparación que dirigieran fuerzas de alta magnitud contra fuerzas de pequeña magnitud para desarrollar un equilibrio entre acción y reacción y poder cumplir con los objetivos más importantes del tratamiento de endodoncia, que son la limpieza y conformación del sistema de conductos, excelente irrigación y obturación.¹³

La técnica de fuerzas balanceadas consta de un movimiento de rotación en el sentido de las manecillas del reloj para cada instrumento que no debe exceder los 180° para evitar el atornillamiento de la parte apical del instrumento en la detina.¹³ Cada movimiento en sentido horario es seguido de un movimiento de corte, una rotación en el sentido contrario a las manecillas del reloj de 120° o más; esta acción aumenta el tamaño del conducto de acuerdo al diámetro de la lima, libera el instrumento y lo prepara para colocarlo a una mayor profundidad cuando se realiza la siguiente rotación en el sentido de las manecillas. La colocación en el sentido de las manecillas del reloj y las rotaciones de corte en el sentido contrario a las manecillas del reloj son repetidas hasta que se alcanza la longitud de trabajo deseada.¹³

Teniendo en cuenta estas técnicas de preparación, existen dos tipos de movimientos mecanizados usados en endodoncia: los de rotación continua, son sistemas que giran 360° y los reciprocantes, los cuales los instrumentos giran en sentido de las manecillas del reloj y en contra de las mismas.¹³

1.4.2 Cavity de acceso y pre ensanchamiento. El diseño de la cavity de acceso es uno de los pasos más importantes en el tratamiento endodóntico, ya que mejora la visualización y facilita el uso de instrumentos y materiales de obturación.

Los objetivos de la cavity de acceso son:

- Lograr el acceso en línea recta hasta el inicio de la curvatura.
- Localizar la entrada de todos los conductos.
- Conservar la mayor cantidad de tejido dental sano.

Finalmente, si se realiza una correcta cavity de acceso se obtiene una vía en línea recta hasta la entrada del conducto, una completa irrigación, conformación y mejor calidad de la obturación.¹⁴

Por otra parte, el pre ensanchamiento es un procedimiento mediante el cual se eliminan interferencias del tercio coronal, medio y apical del conducto, cuyos objetivos son: crear un acceso directo y centrado desde la entrada del conducto

hasta su terminación fisiológica, facilitar la irrigación de todo el conducto, disminuir la tensión sobre el instrumento mientras se alcanza la zona apical, disminuir el riesgo de separación de los instrumentos, reducir el riesgo de causar deformaciones en el conducto radicular y garantizar que el diámetro del conducto radicular sea mayor o igual que el tamaño de la punta del primer instrumento mecanizado que se va a usar.¹⁵⁻¹⁶ El instrumento para realizar el pre ensanchamiento idealmente debe ser flexible y pequeño para permitir su progresión apical con seguridad y eficiencia.¹⁶

De acuerdo con un estudio de West en el 2009, se logra un adecuado pre ensanchamiento cuando una lima K # 10 queda suelta en el conducto, mientras que, Van Der Vyver en 2010 refiere que se ha logrado cuando una lima K # 15 se desliza fácilmente hasta la longitud de trabajo sin necesidad de rotarla.¹⁶

En la actualidad, se ha demostrado que usar una lima K de un diámetro pequeño (#10) para la negociación inicial del conducto, seguido de una lima NiTi accionada con motor, es la manera más segura y menos invasiva para realizar el pre ensanchamiento, porque mantiene la forma y posición original del conducto, disminuye la tensión de las limas usadas para la preparación biomecánica, previene el bloqueo del conducto, disminuye el riesgo de separación de instrumentos, formación de escalones, transportación y perforaciones.¹⁶

Con el objetivo de lograr un adecuado pre ensanchamiento, varios sistemas se han utilizado para realizarlo y facilitar el uso de instrumentos NiTi accionados con motor. Entre estos sistemas se encuentra el método manual, sin embargo, algunas desventajas se reportan cuando se realiza de esta manera, entre ellas: mayor dificultad (especialmente en conductos estrechos y curvos), mayor consumo de tiempo y alteraciones en la morfología del conducto.¹⁶ Por eso se han diseñado sistemas rotatorios como G-Files (Micro-Mega; Micro-Mega, Besanc on Cedex, France), EndoWave Mechanical Glide Path Kit (J. Morita, Irvine, CA), Scout RaCe Files (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, Switzerland), Race ISO 10 (FKG Dentaire SA), y X-Plorer Canal Navigation NiTi Files (Clinician's Choice Dental Products Inc, New Milford, CT) y de la casa Dentsply, PathFile (PF) y Proglider (PG) (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK).

El sistema PATHFILE (PF) (Anexo A) consta de 3 instrumentos con conicidades fijas de 0.02, con una sección transversal cuadrada y una parte activa de 16mm. El tamaño de las puntas varía dependiendo el número del instrumento; PF# 1: tiene un tamaño de punta 0.13 ISO, PF# 2 tiene un tamaño de punta 0.16 ISO y PF# 3 tiene un tamaño de punta 0.19 ISO. El objetivo de este sistema es lograr ampliar tercio coronal, medio y lograr una vía de acceso hasta el foramen. Estos instrumentos son fabricados con la aleación NiTi convencional, tienen una mayor capacidad de centrado y causan menos aberraciones iatrogénicas.¹⁷

Recientemente, PROGLIDER (PG) (Anexo B) fue introducido con el objetivo de realizar el pre ensanchamiento y crear un acceso directo hasta el foramen con un solo instrumento. Este instrumento es elaborado con alambre M que mejora la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica y su diseño y características mecánicas permiten realizar el pre ensanchamiento con un único instrumento. PG tiene una sección transversal cuadrada, una punta ISO 0.16 semi-activa, un grado de ensanchamiento progresivo (de 0.02 – 0.08) y una superficie activa de 18mm. El diseño con grado de ensanchamiento progresivo permite que PG realice un pre ensanchamiento del tercio medio y coronal mientras crea una vía directa hasta el ápice.¹⁸

1.4.3 Evolución de los instrumentos

ALEACIÓN NIQUEL – TITANIO. La aleación NiTi se ha venido usando en la endodoncia desde hace casi 25 años y ha permitido un gran avance en el tratamiento endodóntico desde que Walia usó un arco NiTi de ortodoncia para la elaboración de una lima en 1988. La aleación NiTi usada para la fabricación de instrumentos contiene aproximadamente 56% níquel y un 44% de titanio (en peso), es decir, se acerca a una composición equiatómica de los componentes principales.¹⁹⁻²¹ Vale la pena destacar que sólo las aleaciones NiTi con composición equiatómica poseen la super elasticidad (SE) y el efecto de memoria de forma (EMF) debido al estrecho margen de solubilidad de la fase "NiTi" a 500° C o inferior, que se hace insignificante a aproximadamente 500° C.¹⁹

Sin embargo, se ha comprobado que un sutil ajuste en la relación de estos dos elementos causa un significativo cambio en las temperaturas de transformación, lo que afecta de manera directa el comportamiento mecánico de la aleación. El contenido de níquel en la aleación NiTi tiene importante influencia en el comportamiento de las temperaturas de transformación; un incremento de 0.1% disminuirá la fase de transformación de temperatura en 12°C. Estudios como el de: Zinelis y col (2010) definieron que las limas Hyflex tienen menos porcentaje de peso en níquel (52% peso Ni), este menor porcentaje ejerce influencia en la temperatura de transformación resultando en una temperatura final de austenita (A_f) de 47°C, Alapati y col (2009) demostraron que una variación del 1% en la cantidad de níquel o titanio puede cambiar 100°C la temperatura de transformación y que los tratamientos térmicos a 400, 500 y 600 °C incrementan la temperatura de A_f de Profile a 45-50°C mientras un tratamiento térmico de 850°C causa pérdida del comportamiento súper elástico y recristalización de la estructura forjada.²³

Otros elementos como plata, oxígeno, hierro y carbono se han adicionado en la composición de la aleación NiTi para mejorar algunas de sus propiedades. Se demostró que la adición de plata aumentó la temperatura de transición a 100°C y estabilizó la fase martensítica a temperatura ambiente, porque la temperatura de inicio de la transformación martensítica fue superior a la temperatura ambiente.²⁴

Con respecto al comportamiento mecánico de la aleación NiTi, la evidencia científica permitió determinar que: una aleación NiTi equiatómica presenta ocho etapas y se puede clasificar en tres tipos distintos según el mecanismo de su deformación, es decir, martensita inducida por el estrés (MIS; Etapa IV), la reorientación de la martensita (RM, etapa VI) y la etapa de rendimiento por deformación plástica (etapa VIII).¹⁹ (Anexo C).

- I. Fase elástica de formación de austenita. Fase alta temperatura o fase primaria, con la estructura cristalina cúbica B2. austenita (40-90 GPa y 379MPa).
- II. Meseta de estrés relacionada con la transformación de la austenita a la fase R.
- III. Fase de deformación elástica de la fase R inducida por estrés (martensita inducida por estrés, MIS).
- IV. Meseta de estrés relacionada con la transformación de la fase R a martensita causada por MIS. A esta fase se asocia la característica de súper elasticidad de los instrumentos.
- V. Deformación elástica de la martensita. La martensita es una fase de baja temperatura con estructura monocíclica (B19') con bajo módulo de elasticidad (20-50 GPa) y limite elástico (138 GPa). Esto indica que la martensita se deforma fácilmente con tensiones bajas, también reduce el riesgo de fractura de los instrumentos bajo estrés elevado porque se puede deformar plásticamente.

- VI. Etapa de reorientación de la martensita (RM), se asocia con la memoria de forma de los instrumentos.
- VII. Etapa de deformación no lineal uniforme de la martensita reorientada.
- VIII. Etapa de deformación plástica de la martensita reorientada.¹⁹

Como se mencionó anteriormente, la variable temperatura juega un rol importante en la determinación de las propiedades mecánicas de los instrumentos.¹⁹ Las temperaturas de transformación, como son: temperatura de inicio de transformación de martensita [M_i], temperatura final de transformación de martensita [M_f], temperatura de inicio de transformación de austenita [A_i] y temperatura final de transformación de austenita [A_f] a las cuales cambia la estructura cristalina de austenita a martensita, o viceversa, puede ser evaluada por medio de la calorimetría de exploración diferencial. Se ha determinado que, si la temperatura está arriba de A_f , la aleación NiTi es completamente austenítica y la hace súper elástica. Si la temperatura está por debajo de M_f , la aleación posee un efecto de memoria porque la constitución de fase es completamente martensítica. La fase de martensita facilita la transformación martensítica inducida por estrés, por lo tanto, se necesita menos estrés para inducir la transformación martensítica a una mayor temperatura de M_i .¹⁹

Es importante destacar que propiedades como la súper elasticidad o pseudo elasticidad de la aleación NiTi con composición cercana a la equi-atómica deriva

de la transformación reversible de martensita inducida por estrés. Cuando un estrés externo es aplicado debido a la torsión y la fricción de la lima contra las paredes internas del conducto, la transformación martensítica inducida por estrés ocurre, dando origen a un material más elástico. Esta es la razón por la cual las limas NiTi permiten mantener la forma de los conductos.¹⁹

Otro mecanismo de deformación mecánica de la aleación NiTi es la reorientación de la variante de martensita, que está relacionada con el efecto de memoria de forma de la aleación NiTi. Cuando la aleación NiTi es deformada en estado martensítico, su deformación es reversible por calentamiento (efecto de memoria de forma). La deformación a través de la reorientación de martensita se puede observar en temperaturas por debajo de A_i y se completa en A_f .¹⁹

A principios del año 2000, una serie de estudios comprobaron que cambios en el comportamiento de transformación por medio de la aplicación de calor y tratamientos de superficie son efectivos para mejorar la elasticidad de los instrumentos endodónticos. Desde entonces los tratamientos de superficie y térmicos han sido usados para mejorar las propiedades de los instrumentos NiTi, estos tratamientos son procesos complicados donde se integra calor y endurecimiento en un solo paso.^{22,23}

TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE.

- Implantación de iones por inmersión en plasma: Esta técnica fue introducida a finales de los años 80 por Conrad y Tendys. Consiste en extraer los iones del plasma, acelerarlos y bombardearlos al dispositivo. El plasma puede ser generado por las descargas de filamentos calientes, plasma acoplado inductivamente, el sistema de resonancia de ciclotrón de electrones o la auto ignición de polarización de alto voltaje.²²⁻²⁵

Durante esta técnica, la muestra se coloca en una cámara y se sumerge en plasma y se aplica un voltaje altamente negativo. Este procedimiento permite mejorar la superficie del metal y propiedades mecánicas como dureza, resistencia a la corrosión y al desgaste.²²⁻²⁵

- Nitruración térmica o revestimiento asistido por reacción de inmersión en polvo: este procedimiento produce nitruro de titanio (TiN) en la aleación NiTi. Las muestras de NiTi se colocan a 900° C por una hora y media; y luego a 1000°C por una hora en recipientes sellados. Durante este procedimiento los átomos de nitrógeno (N) difunden dentro de las muestras mientras que los átomos de oxígeno (O) son detenidos por una lámina de acero con cromo (Cr). La superficie modificada consta entonces de una delgada capa de TiN y una capa de di nitruro de titanio (Ti₂N) más gruesa por debajo. La capa de TiN mejora la resistencia a la corrosión y eficiencia de corte.²²⁻²⁵

- Tratamiento criogénico: Es un tratamiento en frío del metal que se lleva a cabo durante el proceso de fabricación para mejorar la dureza superficial y estabilidad térmica del metal. El rango óptimo de temperatura esta entre -60 y -80 °C dependiendo del material y los parámetros de enfriamiento. Sin embargo, un nuevo procedimiento lleva el metal a un baño súper frío de N (-196°C) y luego se calienta lentamente a temperatura ambiente, lo cual mejora la eficiencia de corte y aumenta la resistencia del metal. Este tratamiento afectara toda la sección transversal del metal y no solamente la superficie.²²⁻²⁵ Hay dos mecanismos para cambiar las propiedades del metal durante este procedimiento, el primero es una transformación más completa de la martensita a partir de la fase austenita después del tratamiento criogénico y el segundo es la precipitación de partículas de carburo más finas dentro de la estructura cristalina.²⁴⁻²⁵

El tratamiento criogénico mejora la eficiencia de corte, resistencia a la fatiga cíclica pero no pasa lo mismo con la resistencia al desgaste.²²⁻²⁵

- Electropulido: Es un proceso de terminado electro-químico que se usa para retirar una capa de material de una superficie metálica de los instrumentos endodónticos de NiTi. Durante este procedimiento se aplica un potencial eléctrico y una corriente que dan como resultado la disolución iónica de la superficie. Simultáneamente el Ti se oxida para convertirse en óxido de titanio (Ti₂O₃) que protege al material de la corrosión. Generalmente, el electropulido elimina una

capa de óxido nativa y sinteriza una capa de Ti_2O pasiva más homogénea y estable.²²⁻²⁵

El electropulido se realiza conectando los instrumentos a un ánodo y sumergiéndolos en un baño de electrolitos con temperatura controlada seguido del paso de corriente eléctrica a la solución. El metal en el ánodo se disuelve en la solución, mientras una reacción de reducción sucederá en el cátodo que produce hidrogeno (H). A medida que pasa la corriente la superficie del metal se oxida y se disuelve en el electrolitos, que son soluciones acidas con alta viscosidad como la mezcla de ácido sulfúrico y fosfórico o soluciones metanólicas de ácido sulfúrico.²²⁻

25

Cuando este procedimiento es realizado en las limas NiTi, permite eliminar capas superficiales defectuosas a través de la oxidación superficial, mejora la resistencia a la corrosión y a la fatiga cíclica, puede aumentar la vida útil del instrumento, reduce irregularidades de la superficie que pueden servir como punto de concentración de estrés e inicio de una fractura.²²⁻²⁵

TRATAMIENTO TÉRMICO

En la actualidad diferentes tratamientos termo-mecánicos se han venido desarrollando con el objetivo de superar los inconvenientes de la aleación NiTi convencional (separación de instrumentos) y mejorar las propiedades mecánicas

de los instrumentos (flexibilidad, corte y resistencia). Resultado de estas nuevas tecnologías son:

El alambre M, fue introducido en el 2007, es una modificación de NiTi 508 (M-Wire Dentsply Tulsa Dental Specialties) a la cual se le aplica tensión y calor a diversas temperaturas dando como resultado un material que incluye fase R martensítica y fase R pre-martensítica, permitiendo mantener la súper elasticidad. Este procedimiento ha permitido aumentar la resistencia a la fatiga cíclica y ha aumentado la flexibilidad de los instrumentos.^{8,19}

Estudios como el de Alapati y col (2009) donde compararon con microscopia electrónica de transición por barrido, modulación de temperatura, difracción de rayos X y microscopía electrónica de barrido con análisis de espectrometría de energía-dispersión de rayos X, dos lotes de alambre M fabricados con diferente proceso térmico y un alambre NiTi convencional usado para la fabricación de instrumentos endodónticos, mostraron la presencia de una estructura martensítica y una micro estructura que evidencia el refuerzo de la aleación.²⁴

Larsen y col (2009) enfocados en la mayor resistencia a la fatiga cíclica de las limas elaborados con alambre M, determinaron que las limas de tamaño 20 elaboradas con alambre M se comportaron mejor que la limas tamaño 25 elaboradas con alambre NiTi convencional. Esto comprobó que las nuevas limas ofrecen mayor resistencia a la fatiga cíclica en conductos simulados usando diferentes tamaños de limas.²⁴

Al-hadlaq y col (2010) evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica de limas elaboradas con alambre M comparado con el alambre NiTi convencional en tamaños 30 conicidad 0.04. Los resultados indicaron una mayor resistencia a la fatiga cíclica y fueron estadísticamente significativos al compararlos con instrumentos hechos con la aleación convencional.²⁴

Gao y col (2010) evaluaron unos de los nuevos diseños de instrumentos elaborados con alambre M y el alambre súper elástico regular a dos diferentes velocidades de rotación (300 y 500 rpm). El estudio determinó que más del 50% de las limas elaboradas con el alambre regular tenían múltiples sitios de inicio de fractura y las limas fabricadas con alambre M tenían un único sitio donde iniciaba la fractura.²⁴

Sin embargo, Gambarini y col (2008) introdujeron otra variable como la forma de elaboración de los instrumentos: maquinados y entorchados; comparando instrumentos entorchados e instrumentos maquinados con alambre M, observando que el entorchamiento genera un instrumento más resistente a la fatiga cíclica.²⁴

También, existen instrumentos elaborados en fase R, los cuales tienen excelente súper elasticidad, memoria de forma y su módulo de elasticidad es más bajo que los instrumentos en fase austenítica. La fase R es una fase intermedia con estructura romboidal, características termo elásticas de martensita, que se puede dar durante la transformación de martensita a austenita en el calentamiento o

durante una transformación inversa de austenita a martensita en el enfriamiento.^{8,23} Los instrumentos son elaborados tomando un alambre NiTi virgen con estructura cristalina austenítica, que se transforma en una estructura cristalina (fase R) por un proceso de calentamiento y enfriamiento. Una vez la fase R es identificada, el alambre no podrá ser maquinado, solo se podrá entorchar. Este proceso patentado fue usado para optimizar la fase molecular y las propiedades de NiTi y maximizó la flexibilidad del instrumento y resistencia a la ruptura, los instrumentos exhiben 36% más de torque que los instrumentos que fueron maquinados.²⁴

El alambre CM (CM Wire DS Dental, Johnson City, TN) es una nueva aleación NiTi con excelentes propiedades de flexibilidad que fue introducida en 2010. Las limas CM NiTi han sido fabricadas usando un proceso termo mecánico especial que controla la memoria del material, haciendo las limas extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de limas NiTi convencionales. Para la fabricación de instrumentos con alambre M y CM se incrementa la temperatura para la transformación de austenita 50 y 55°C respectivamente.^{8,20}

Los instrumentos elaborados con alambre CM presentan un 300-800% más resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos fabricados con NiTi convencional, e incluso aquellos elaborados con alambre CM y con una sección transversal cuadrada, mostraron una mayor resistencia a la fatiga que los

instrumentos con una sección transversal triangular, por lo que se debe tener en cuenta el diseño del instrumento cuando se evalúa la resistencia a la fatiga.⁸

Shen y col (2012) concluyeron que Typhoon (Controlled Memory Wire; DS Dental, Johnson City, TN) fabricados con alambre CM, tienen una resistencia a la fatiga 4-9 veces mayor que las limas NiTi convencionales con el mismo diseño y trabajando con las mismas soluciones irrigantes. También, se demostró que la resistencia a la fatiga de 3 instrumentos NiTi súper elásticos convencionales no fue afectada por el ambiente, mientras que la fatiga de las limas CM fue mucho más larga en medio líquido que en el aire. Los autores sugirieron que la fatiga de las aleaciones NiTi es sensible a la temperatura, tanto local como ambientalmente.⁸

Teóricamente, los instrumentos elaborados con esta aleación, podrían tener una mayor conicidad sin pérdida de la flexibilidad y deberían permitir la preparación de conductos curvos con menor riesgo de transportación y errores iatrogénicos.⁸

Tratamiento termo mecánico azul: Nuevas generaciones de instrumentos son fabricadas con un complejo proceso de calentamiento-enfriamiento en ausencia de oxígeno que resulta en la formación de una capa visible óxido de titanio. Esta capa de óxido de titanio formada en la superficie le da un color azul característico, aumenta la dureza y mejora la resistencia al desgaste. Esto permite que haya

control en la transición de temperaturas, creando una aleación con memoria de forma lo que mejora las propiedades mecánicas y desempeño de los instrumentos.²⁶

Tratamiento térmico dorado: estos instrumentos se fabrican con un tratamiento térmico en presencia de oxígeno que hace que tomen el color dorado, se realiza manualmente calentando la lima y luego enfriándola lentamente, en contraste con el tratamiento térmico de pre manufactura de la tecnología del alambre M. Según el fabricante, este nuevo tratamiento térmico mejora la flexibilidad de las limas.²⁶⁻

27

EVOLUCIÓN DE LOS INSTRUMENTOS NiTi

Resulta importante conocer que las propiedades de los instrumentos endodónticos se derivan del tipo de aleación, características del diseño, tipo de movimiento, entre otras; de tal forma que los sistemas de instrumentos, se han agrupado en la siguiente clasificación mecánica:

Instrumentos de primera generación. Los instrumentos de esta generación tienen área radial de corte pasivo, conicidad fija, ángulo de corte neutro o ligeramente negativo y se requiere de una gran cantidad de instrumentos para lograr la adecuada conformación del conducto.¹

Instrumentos de segunda generación. En las limas de esta generación desaparecen las áreas radiales, se implementan bordes activos, disminuye el ángulo helicoidal y ángulos de ataque positivos que mejoraron la eficiencia de corte. Durante esta generación se empieza a realizar procedimientos de electro pulido en la superficie de las limas para reducir defectos superficiales y mejorar propiedades mecánicas.¹

Los instrumentos de primera y segunda generación son usados clínicamente en fase austenítica (temperatura corporal), cuando estos instrumentos son llevados al conducto y se aplica una tensión externa debido al esfuerzo de torsión y a la fricción de las limas contra las paredes de dentina, se produce la transformación hacia la martensita, dando lugar a un material más elástico con una alta resistencia a la tracción final, pero a diferencia del alambre M, los instrumentos de estas generaciones tienen una temperatura de A_f que oscila entre los 16-31° C, por debajo de la temperatura corporal, lo que determina que sean usados clínicamente en estado austenítico.²⁰

Instrumentos de tercera generación. Son limas desarrolladas con nuevas y diferentes tecnologías de procesamiento termo mecánico que permiten optimizar la micro estructura de las aleaciones NiTi aumentando la resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad.¹ A saber, instrumentos elaborados en alambre M, fase R, alambre CM y Vortex Bluec, entre otros.

Instrumentos de cuarta generación. Son instrumentos con movimiento recíprocante (horario y antihorario) y su diseño es una convergencia de la segunda y tercera generación. Realizan un movimiento anti horario en el cual la lima corta la dentina y en el movimiento horario realiza el desenganche. Después de tres ciclos de corte anti horario y horario la lima habrá rotado 360°.¹

Existen en esta generación instrumentos con conicidad variables, puntas inactivas y limas sin núcleo metálico con superficie abrasiva que permite la irrigación simultánea.¹

Instrumentos de quinta generación. Incluye instrumentos que son diseñados de tal forma que el centro de la masa y/o el centro de rotación son compensados. Durante la rotación, las limas con este diseño producen una onda mecánica de movimiento a través de toda la longitud del instrumento, conocido como movimiento de serpienteo. Este diseño de compensación sirve para minimizar aún más el enganche entre la lima y la dentina y disminuye la probabilidad de compactar lateralmente el debris de dentina. Estos instrumentos tienen conicidad variables,¹ un ejemplo de ellos es el sistema Protaper Next.

Limas de tercera, cuarta y quinta generación son usadas en un estado martensítico, lo que significa que el metal es blando, dúctil y puede ser fácilmente deformado.²⁰

1.4.4 Sistema Vortex Blue: (Tulsa USA Dentsply. Anexo D) Estos instrumentos son fabricados con alambre M y después del maquinado se someten a un complejo proceso de calentamiento y enfriamiento en ausencia de oxígeno que permite obtener una aleación con memoria de forma. Son de rotación continua (360°) y poseen un color azul característico, como resultado de un proceso de fabricación patentado que crea una capa de óxido de titanio. En cuanto a su diseño, tienen ángulo helicoidal variable, pitch variable, conicidad constante de 0.04 o 0.06, tamaño de las puntas ISO 15-50 y una sección transversal triangular convexa. ²⁸⁻³⁰

En la elaboración de los instrumentos Vortex Blue se usan procesos térmicos especiales para controlar la transición de temperaturas, haciendo los instrumentos extremadamente flexibles a temperatura ambiente por la presencia de martensita, mejorando eficacia de corte, aumentando la resistencia a la fatiga y mayor capacidad para mantener el conducto centrado. ^{.29-31}

Según el fabricante, el riesgo de fractura de instrumentos Vortex Blue es bajo si el instrumento se desecha después de haberlo usado tres veces y se usa con técnica corono-apical. ³¹⁻³²

1.4.5 Sistema Protaper Next. Protaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland. Anexo E) Es la evolución del sistema Protaper Universal, fabricado con alambre M, estos instrumentos son diseñados de tal manera que el centro de

masa y/o rotación son compensados. Esta característica produce una onda continua que se propaga a lo largo de la parte activa del instrumento y le permite disminuir el enganche entre el instrumento y la dentina, también evita la compactación lateral del detritus y el bloqueo del sistema de conducto radicular. Las limas PTN tienen mayor eficiencia de corte en comparación con limas del mismo tamaño, masa simétrica y eje de rotación. El sistema está compuesto por los siguientes instrumentos: Lima X1 0.17/ 0.04, lima X2 0.25/ 0.06, lima X3 0.30/ 0.07, lima X4 0.40/ 0.06, lima X5 0.50/ 0.06.³³⁻³⁸

Las limas PTN X1 y X2 tienen un porcentaje de aumento y disminución de conicidad, mientras X3, X4 y X5 tienen una conicidad fija desde D1 - D3, luego tienen una disminución de su conicidad sobre el resto de su parte activa. PTN es la convergencia de tres significativas características de diseño: conicidad variable que aumenta y disminuye, característica que permite disminuir el contacto entre la lima y la dentina, disminuye la creación de tapones de dentina y el efecto de atornillamiento. Por estar elaboradas con alambre M mejora la resistencia a la fatiga cíclica casi en un 400% cuando se comparada con limas del mismo diámetro de la punta, sección transversal y conicidad. Por último el centro de masa compensado, que produce un movimiento rotario asimétrico que solo contacta la dentina en dos puntos, debido a su diseño transversal (rectángulo descentrado).³³⁻³⁸

En el Anexo F, se resumen las características de los instrumentos VB, PTN y PG.

1.4.6 Capacidad de centrado. Se define como la capacidad de un instrumento de permanecer centrado en el conducto y se mide mediante el cálculo del cociente de centricidad donde:

X1 representa la distancia más corta desde el contorno externo de la raíz curva hasta la periferia del conducto sin instrumentar.

Y1 representa la distancia más corta desde el contorno interno de la raíz curva hasta la periferia del conducto sin instrumentar.

X2 representa la distancia más corta desde el contorno externo de la raíz curva hasta la periferia del conducto instrumentado.

Y2 representa la distancia más corta desde el contorno interno de la raíz curva hasta la periferia del conducto instrumentado.³⁹ (Anexo G)

El numerador de la fórmula de la capacidad de centrado será el menor de los dos números obtenidos de la operación de $(X1 - X2)$ y $(Y1 - Y2)$, si estos números no son iguales. Usando esta fórmula, un resultado de 1 para la relación de la capacidad de centrado indicaría un centrado perfecto.³⁹

1.4.7 Transportación del conducto. Se entiende como transportación al cambio de ubicación espacial del conducto radicular con respecto a su ubicación original,

causada por el desgaste no proporcional de alguna de las paredes dentinales en relación con la anatomía original. También puede ser definida como la eliminación de la estructura en la pared externa del conducto en la zona apical debido a la tendencia restaurativa de las limas, especialmente, cuando se prepara un conducto curvo.³⁸⁻⁴⁰

La dirección y extensión de la transportación del conducto está determinada por la medida de la distancia más corta desde el borde del conducto sin instrumentar hasta el borde del diente y después se comparan estas medidas con las obtenidas de las imágenes del conducto instrumentado. La siguiente formula se usa para calcular la transportación del conducto:

$(X1 - X2) - (Y1 - Y2)$, tomando la misma descripción de las variables de la medición de la centricidad del conducto. (Anexo G) Un resultado de 0 indica que no hubo transportación del conducto.³⁹

1.4.8 Factores que afectan la centricidad: Son varios los factores que afectan la centricidad del conducto en el momento de llevar a cabo la preparación biomecánica, a saber:

1. Factores inherentes al operador,
2. Cavity de acceso endodóntica.
3. Pre ensanchamiento de los conductos.

4. Tipo de aleación de los instrumentos.
5. Diseño de los instrumentos.
6. Tipo de movimiento-
7. Grado y radio de la curvatura (a mayor grado y menor radio de la curvatura, mayor es el riesgo de transportación).⁴¹

Los grados de curvatura fueron definidos por Schneider en el año 1971, como el ángulo formado por la proyección del eje dentario y la tangente del ápice radicular y se clasifican en tres categorías: leve (5° o menos), moderada (entre 10° y 20°) y severa (25° a 70°).⁴²

Más tarde, Pruett en 1997, establece que la forma de un conducto se conoce de manera más exacta determinando el grado y radio de la curvatura. Para determinar estos dos parámetros, se traza una línea que va a lo largo del eje longitudinal de la porción coronal del conducto y una segunda línea a lo largo del eje longitudinal de la porción apical del conducto radicular. Existe un punto en cada una de estas líneas en el cual el conducto empieza a desviarse (punto A) y otro punto donde termina la desviación (punto B), la porción curva del conducto es representada por un círculo con tangentes a los puntos A y B, por lo tanto el ángulo de la curvatura corresponde al ángulo formado por las líneas tangentes que se intersectan en el centro del círculo. (Anexo H)⁴³

El radio de la curvatura es la longitud del radio del círculo medida en milímetros y representa que tan abruptamente un ángulo de la curvatura se produce cuando el conducto se desvía de la línea recta. Cuanto menor sea el radio de la curvatura, más brusca será la desviación del conducto.⁴³

Es importante definir estos dos parámetros porque dos conductos con el mismo ángulo de curvatura, pueden tener diferente radio lo que repercute directamente en la fatiga del instrumento y la dificultad con la que se realiza la instrumentación del conducto.⁴³

1.4.9 Métodos usados para evaluar técnicas de instrumentación. Se han utilizado varios métodos para evaluar los diferentes sistemas de instrumentación, incluidas las secciones histológicas, micro fotografía, modelos plásticos, el seccionamiento en serie de las raíces, microscopia electrónica de barrido, comparaciones radiográficas, impresiones en silicona y la tomografía computarizada de rayo cónico (TCRC). En la mayoría de los escáneres de tomografía computarizada, los objetos se reconstruyen a partir de secciones 2D a través del objeto. El TCRC produce una verdadera reconstrucción del objeto en 3D con voxels cúbicos y resolución isotrópica. Permite hacer cortes que se pueden recrear en cualquiera de los planos del escaneo y los planos pueden ser representados como 2D o se pueden convertir en imágenes 3D. Mediante esta técnica la anatomía interna o externa de los conductos puede ser identificada

simultáneamente o separadamente y puede ser evaluada cuantitativamente y cualitativamente.⁴⁴⁻⁴⁷

La TCRC es un método ideal para evaluar la capacidad de centrado de los diferentes sistemas usados para la preparación biomecánica, porque permite obtener imágenes axiales secuenciales del conducto radicular desde coronal hasta apical o viceversa antes y después de la instrumentación, es muy exacta revelando detalles de la anatomía interna del conducto radicular y sus posibles puntos de comunicación con el espacio del ligamento periodontal, permite preservar la estructura dental, además, la calidad de las imágenes tridimensionales tomadas por medio de este método es superior a otras técnicas, lo cual mejora su uso para el análisis geométrico del área del conducto radicular.⁴⁷⁻

49

En la actualidad, los nuevos tomógrafos tienen una resolución mejorada para minimizar los errores de proyección y han sido particularmente útiles en endodoncia debido a las bondades anteriormente mencionadas y el protocolo es fácilmente reproducible para otras investigaciones.⁵⁰

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Determinar la capacidad de centrado del sistema Vortex Blue comparado con Protaper Next en conductos radiculares observados con tomografía computarizada, usando Proglider para realizar el pre ensanchamiento.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Establecer tomográficamente la posición anatómica del conducto previo a la instrumentación.
- Determinar tomográficamente la posición del conducto posterior a la instrumentación con Vortex Blue y Protaper Next.
- Determinar la capacidad de centrado de los sistemas Vortex Blue y Protaper Next mediante la TCRC.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Cuasi-experimental in vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Centricidad del conducto: se evaluó tomográficamente la posición del conducto con imágenes pre y pos instrumentación.

2.3 UNIDAD DE OBSERVACION

Conducto meso-vestibular de molares inferiores sintéticos.

2.3.1 Unidad de medida.

Milímetros.

2.4 MUESTRA Y MUESTREO

La muestra se seleccionó por conveniencia debido a que hasta la fecha no hay ningún estudio que evalúe tomográficamente la capacidad del sistema Vortex Blue de mantener centrado el conducto.

Se seleccionaron 30 dientes, divididos en dos grupos con asignación aleatoria para cada sistema de preparación. Esta aleatorización se realizó con el programa Epidat 3.1

Se realizó una prueba piloto por conveniencia con 4 dientes (13% de la muestra) para calibrar al experto encargado de la instrumentación de los conductos.

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.5.1 Criterios de inclusión

- Conductos meso vestibulares de molares inferiores sintéticos con longitud, tamaño, dureza y angulación (48°) estándar.

2.5.2 Criterios de exclusión

- Conductos meso vestibulares de molares inferiores sintéticos con imperfecciones en apical.
- Conductos meso vestibulares de molares inferiores sintéticos elaborados con irregularidades anatómicas.

2.6 VARIABLES

- Dependiente: Centricidad del conducto.
- Independiente: 1- Sistema rotatorio Vortex Blue.
2- Sistema rotatorio Protaper Next
- Variables de confusión: Pre-ensanchamiento de tercio coronal, medio y apical.

2.7 PROCEDIMIENTO

2.7.1 Operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Tipo de variable	Nivel de medición	Naturaleza	Categoría	Instrumento
Capacidad centrado	Es la capacidad del instrumento o de permanecer centrado en el conducto radicular.	La capacidad del instrumento de permanecer centrado en el conducto radicular, fue determinada mediante el cálculo del cociente de centricidad. Se entiende como transportación al cambio de ubicación espacial del conducto radicular con respecto a su ubicación original, causada por el desgaste no proporcional de alguna de las paredes dentinales en relación con la anatomía original	Dependiente	Paramétrica.	Cuantitativa	Milímetros.	Se va a medir tomográficamente a 1, a 3 y 6mm la posición del conducto pre y pos instrumentación.

Sistema VB	Sistema mecanizado de limas, usado para realizar la preparación mecánica del conducto radicular.	Se va a usar 1 instrumento para la preparación mecánica de 3 conductos.	Independiente	No paramétrica	Cualitativa	Sistema de rotación continua	Como no se va a observar el desgaste de la aleación NiTi, para prevenir fracturas será usado un instrumento para tres conductos. Según instrucciones del fabricante.
Sistema PTN	Sistema mecanizado de limas, usados para realizar la preparación mecánica del conducto radicular	Se va a usar 1 instrumento para la preparación mecánica de 3 conductos.	Independiente	No paramétrica	Cualitativa	Sistema de rotación continua	Como no se va a observar el desgaste de la aleación NiTi, para prevenir fracturas será usado un instrumento para tres conductos. Según instrucciones del fabricante

2.7.2 Materiales y métodos. 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, que permitió 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 (Anexo 1). La longitud de trabajo y la permeabilidad de cada uno de los dientes se verificaron clínicamente con iluminación y lupas de magnificación 3X, longitud de trabajo 23 mm (tomando como referencia la cúspide meso vestibular) y se determinó sobrepasando una lima K #10 y restando 1 mm.

En una prueba piloto con 4 dientes y 4 operadores, se realizó la calibración del operador usando 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.

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 la 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 instrumentación (Anexo K) y pos instrumentación (Anexo L) de los conductos meso vestibulares en ambos grupos fueron calculadas en cortes transversales a 1mm, 3mm y 6mm (Anexo M y N) como se describió previamente. Los datos se resumieron sacando la mediana para cada grupo (Anexo O).

2.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

PLAN DE ANALISIS

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.

3. 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 no fueron estadísticamente significativos ($p>0.05$). (Tabla 1)

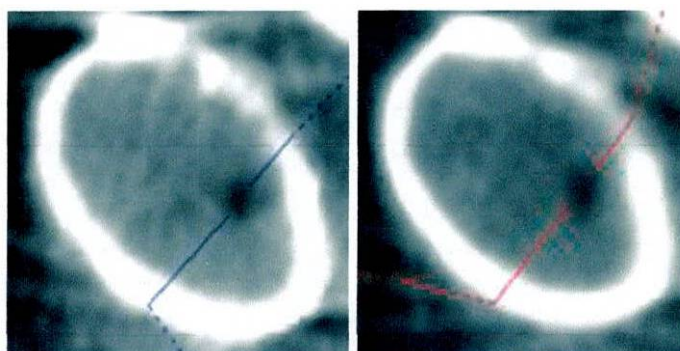
Complementándose el análisis de la centricidad, se evaluó la transportación del conducto, considerando que los valores más cercanos a 0, indican que no hay transportación del conducto; así, el menor valor se obtuvo a 1mm con una mediana de 0.010 y el mayor valor a 6mm con una mediana de 0.080 en el grupo 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 (Tabla1).

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	-,004	,733	-,010	,221	,446	,020	0,187
	Centrado	,206	,372	,195	,334	,298	,300	,309
3	Transportación.	,243	,698	,060	,181	,345	,100	0,539
	Centrado	,139	,857	,298	,300	,242	,333	0,713
6	Transportación	-,075	,264	-,080	-,023	,399	,080	,677
	Centrado	,401	,214	,444	,232	,358	,0706	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

Figura 1. Mediciones en tomografías pre y pos instrumentación.



A la izquierda se observan medidas tomográficas pre instrumentación (azul) en mesial (inferior) y distal (superior). A la derecha medidas tomográficas pos instrumentación (rojo) en mesial (inferior) y distal (superior)

4. 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 existieron 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 5mm 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.

Respecto a esto, 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, propiedad 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

5. CONCLUSIONES

En la elaboración de instrumentos endodónticos, el mejoramiento de la aleación NiTi permite aumentar la eficacia en los procesos de instrumentación biomecánica de conductos con curvaturas severas y radio de 6 mm.

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.

6. RECOMENDACIONES

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.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to present. *Endodontic topics*. 2013;29:3-17.
2. Moghadam K, Daryaeian M, Ramazani N. An In Vitro Comparison of Root Canal Transportation by Reciproc File With and Without Glide Path. *Journal of denistry*. 2014. 11; 5: 554-559
3. Moghadam K, Shahab S, Rostami S. Canal Transportation and Centering Ability of Twisted File and Reciproc: A Cone-Beam Computed Tomography Assessment. *Iranian endodontic journal*. 2014; 9(3): 174-179.
4. Guttman J. et al. Setting a New Benchmark In Root Canal Instruments- The Blue Standard. *Dental economics* 2012; 58(3).
5. Zehnder M. root canal irrigants. *JOE*. 2006; 35(5):389-398.
6. Caicedo R. *endodontic: principles and practice*. 5 ed. USA: Saunders; 2014. Cleaning and shaping: irrigants, lubricants, medicaments; 4-6.
7. Schilder, H "Cleaning and Shaping the Root Canal" *Dent. Clin. North America* 1974;18:269-296
8. 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
9. Amit J. et al. Root Canal Irrigants: A Review of Their Interactions, Benefits, and Limitations. *Compendium*. 2015;36.4.

10. Vertucci F. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontics topics*. 2005;10: 3-29
11. Metzger Z. et al. The Quality of Root Canal Preparation and Root Canal Obturation in Canals Treated with Rotary versus Self-adjusting Files: A Three-dimensional Micro-computed Tomographic Study. *JOE*.2010;36(9)
12. Yousuf W. et al. Endodontic Procedural Errors: Frequency, Type of Error, and the Most Frequently Treated Tooth. *International Journal of Dentistry*.2015;15(7)
13. Roane J. et al. The balanced force concepts for instrumentation of curved canals, *Journal of Endodontics*. 1985: 11(2); 203-11.
14. Black G. *operative dentistry*. 7 ed. Vol II. Chicago: medico dental publishing; 1936.
15. 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):1706-10
16. 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.
17. Kirchhoff A. Chu R. Mello I. Garzon A. Dos Santos M. Cunha R. Glide Path Management with Single- and Multiple-instrument Rotary Systems in Curved Canals: A Micro-Computed Tomographic Study. *JOE*. 2015;41(11):1880-3

18. 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): 1105-1109
19. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29:42-54
20. Thompson SA, Dummer PM. "Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2." *Int Endod J* 1998; 31: 268-74.
21. Thompson SA, Dummer PM. "Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1." *Int Endod J* 1998; 31: 268-74.
22. Guttmann J, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and Surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal*. 2012; (45): 113–128
23. Mohammadi Z, Mohammas K, Shalavi S, Asgary S, A Review of the Various Surface Treatments oh NiTi Instruments. *Iran Endod J*. 2014; 9(4): 235-240
24. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29:42-54
25. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 3." *Int Endod J* 1998; 31: 268-74.

26. Shen Y. et al. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. JOE. 2015; 41: 6-11
27. Gao Y. et al. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. JOE. 2012. 38-3
28. Burroughs J, Bergeron B, Roberts M, Hagan J, Himel V. Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals. JOE. 2012; 38(12): 1618-1621.
29. Nguyen H. et al. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. JOE. 2014; 40-8
30. Pereira E. et al. Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. JOE. 2013; 41-1.
31. Pereira E, Peixoto S, Viana A, Oliveira I. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. J Endod. 2012; 45(5): 469-74. 11.
32. Valenzuela W. ProTaper Next. Canal abierto. 2013; 28: 16-8. 12.
33. Dentsply. Rotary & reciprocating files. USA: Dentsply International [Internet]; 2013. [Citado 2013 Oct 27]. Disponible en: <http://www.tulsadentalspecialties.com/default/Endodontics/RotaryFiles/ProTaperNEXT.aspx>. 13.

34. Advanced Endodontics. ProTaper Next System. USA: Advanced Endodontics [Internet]; 2012 [Citado 2013 Oct 27]. Disponible en: <http://www.endoruddle.com/ProTapernext.html>.
35. Silva EJ, Pacheco PT, Pires F, Belladonna FG, De-Deus G. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation and centering ability of ProTaper Next and Twisted Fille Adaptive systems. 2016. Accepted Article, doi: 10.1111/iej.12667
36. 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).
37. Gambill J. Del Rio C. Comparison of Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. JOE. 1996; 22(7): 369-375
38. American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms. 7th edn. Chicago: AAE; 2003
39. Schafer E. Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. Endodontic Topics. 2006; 15: 75–90.
40. Schneider S. A comparison of canal preparations in straight and curved root Canals. Oral surg. 1971; 32(2):271-275
41. Pruett J, Clement D y Carnes D. Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. JOE. 1997; 23(2):77-85

42. Pelisser V. et al. The anatomy of the root canal system of three-rooted maxillary premolars analysed using high-resolution computed tomography. *International endodontic journal*. 2010; 43: 1122-1131
43. 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;13: 105-807
44. Daddazio P. et al. A comparative study between cone-beam computed tomography and periapical radiographs in the diagnosis of simulated endodontic complications. *International endodontic journal*. 2011, 44; 218-224.
45. Blake M. et al. A micro-computed tomography- based comparison of the canal transportation and centering ability of ProTaper universal rotary and One reciprocating files. *Quintessence International*. 2014; 45(2).
46. Moghadam K. et al. Canal Transportation and Centering Ability of Twisted File and Reciproc: A cone –Beam Computed Tomography Assessment. *Iranian Endodontic Journal*. 2014;9(3); 174-179.
47. Cotton T. et al, Endodontic Applications of Cone-Beam Volumetric Tomography. *JOE*. 2007; 33(9).
48. Gambill et al. Comparison of Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. *JOE*. 1996; 22 (7).
49. Neto I et al. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone Beam Computed Tomography. *The Open Dentistry Journal*, 2017; 1:71-78.

50. Dannemann M. et al. An Approach for a Mathematical Description of Human Root Canals by Means of Elementary Parameters. JOE. 2017;43(4):536–543
51. 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
52. 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.
53. Azunoglu E, Turker S. Comparison of Canal Transportation, Centering Ratio By Cone-beam Computed Tomography after Preparation with different files system. The journal of contemporary dental practice. 2015; 16(5): 360-365.
54. Kirhochhoff A. et al. Glide Path Management with Single- and Multiple-instrument Rotary Systems in Curved Canals: A Micro-Computed Tomographic Study. JOE. 2015 Nov;41(11):1880-3.
55. 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.
56. 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.
57. Burklein S, Mathey D, Schafer E. shaping ability of Protaper Next a BT-Race nickel-titanium instruments in severely curved root Canals. Int Endod J. 2015 Aug;48(8):774-8

58. 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.
59. 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.
60. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*. 2010; 36: 1205–1209.
61. 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.
62. Burklein S, Schafer E. critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endodontic topics*. 2013; 29: 110-124.

ANEXOS

Anexo A. Instrumento Pathfile PF

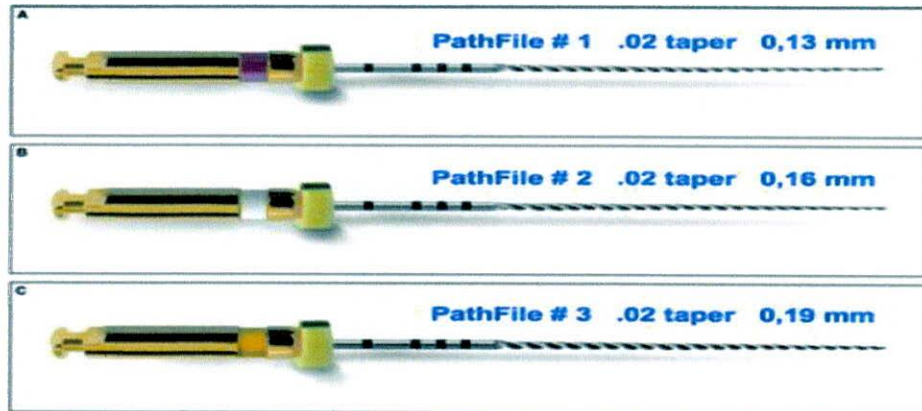
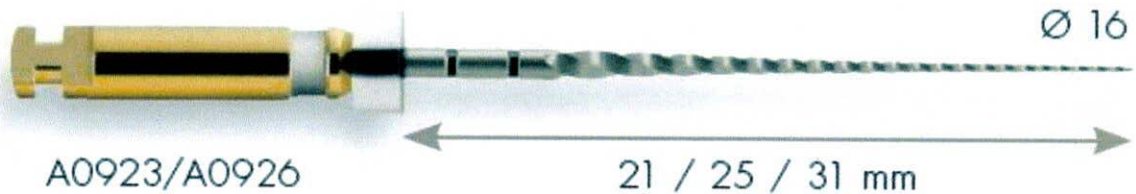


Fig. 1. Instrumento PF.

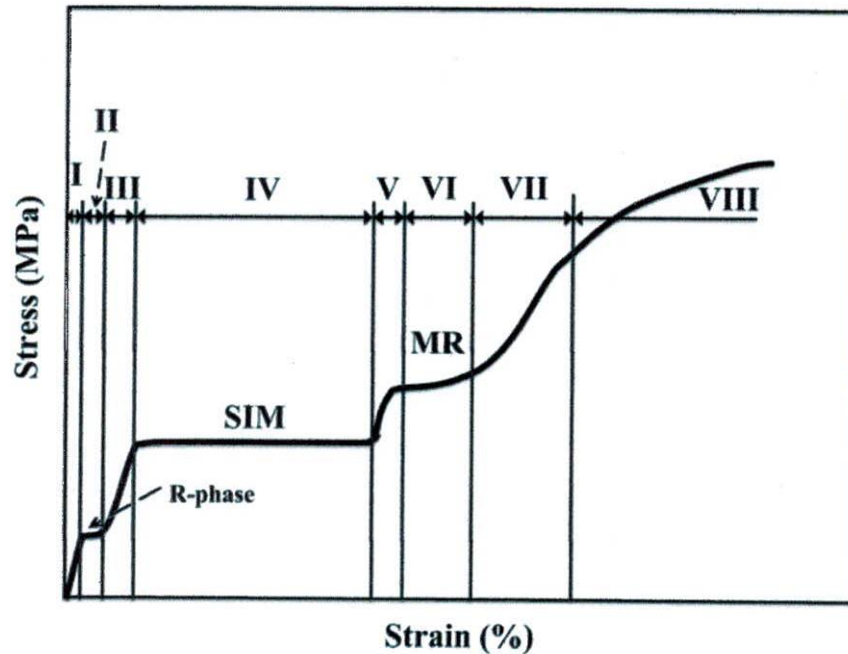
www.google.com.co/search?q=path+file&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiWkOeir-3TAhUG0iYKHfbRCmQQ_AUIBigB&biw=1366&bih=662#imgsrc=wxXgN2U1pnHhZM:

Anexo B. Instrumento PG



<https://www.google.es/search?q=proglider&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjU5ZmmqJ7TAhUGYiYKHbW2Cg4Q>

Anexo C. Esquema de la curva de tensión-deformación por tracción de la aleación equiatómica NiTi.



Tomado de: Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Endodontic topics. 2013;29:42-54

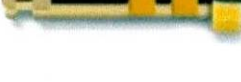
Anexo D. Instrumento VB



.04 Taper Files Pack of Six		.06 Taper Files Pack of Six	
White	15/.04	White	15/.06
Yellow	20/.04	Yellow	20/.06
Red	25/.04	Red	25/.06
Blue	30/.04	Blue	30/.06
Green	35/.04	Green	35/.06
Black	40/.04	Black	40/.06
White	45/.04	White	45/.06
Yellow	50/.04	Yellow	50/.06

<https://www.google.es/search?q=proglider&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjU5ZmmqJ7TAhUGYiYKHbW2Cg4QAUIBigB&biw=1366&bih=662#tbn=isch&q=vorte>

Anexo E. Instrumento PTN

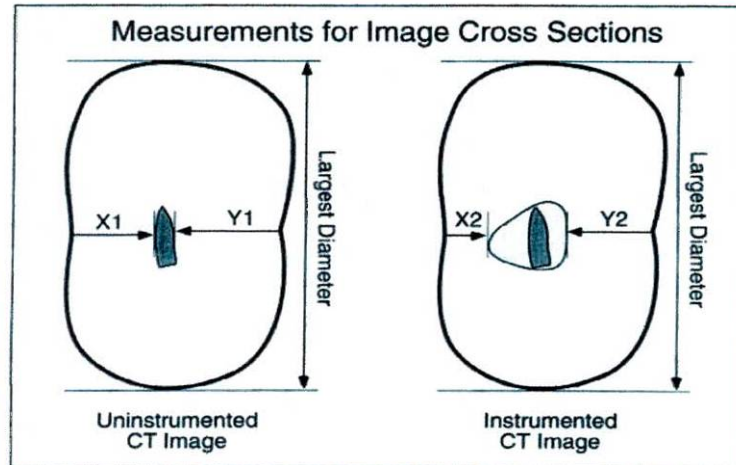
		Active part lengths						Tip Ø
		16mm	13mm	9mm	6mm	3mm	1mm	
X1		6% 1.16	6% 0.98	7.5% 0.70	6.5% 0.49	5% 0.31	4% 0.21	0.17
		4% 1.20	6% 1.11	7% 0.84	7% 0.63	6% 0.43	6% 0.31	
X2		5% 1.20	5% 1.09	6% 0.89	6% 0.71	7.5% 0.53	7.5% 0.38	0.25
		4.5% 1.20	5% 1.13	5% 0.93	6% 0.78	6.5% 0.60	6.5% 0.47	
X3		4% 1.20	4% 1.14	4% 0.98	5% 0.84	6% 0.68	6% 0.56	0.30
		4.5% 1.20	5% 1.13	5% 0.93	6% 0.78	6.5% 0.60	6.5% 0.47	
X4		4% 1.20	4% 1.14	4% 0.98	5% 0.84	6% 0.68	6% 0.56	0.40
		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
		4.5% 1.20	5% 1.13	5% 0.93	6% 0.78	6.5% 0.60	6.5% 0.47	

https://www.google.es/search?q=proglider&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjU5ZmmqJ7TAhUGYiYKHbW2Cg4Q_AUIBigB&biw=1366&bih=662#tbm=isch&q=protaper+next&imgsrc=bFI1iCGy9LXN1M:

Anexo F. Características de los instrumentos VB, PTN y PG

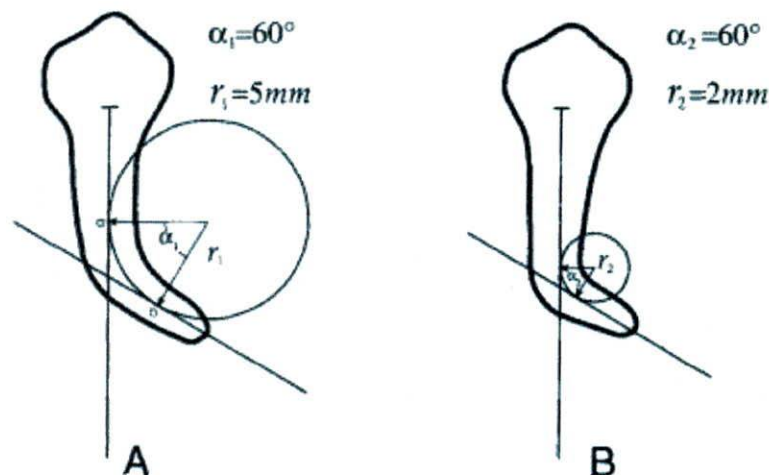
VARIABLE	VORTEX BLUE	PTN	PROGLIDER
Aleación	Alambre M con capa de óxido de titanio en superficie	Alambre M	Alambre M
Movimiento	Rotación continua	Rotación continua	Rotación continua
Sección transversal	Triangular convexa	Cuadrangular descentrado	Cuadrada
Conicidad	Constante	Variable	Variable
Torque	15-20: 75gcm 25-30: 100gcm 35-45: 130gcm	400-500 gcm	200 gcm
Velocidad	500 RPM	300 RPM	300 RPM

Anexo G. Esquema representativo de la sección dental que muestra como la transportación y capacidad de centrado



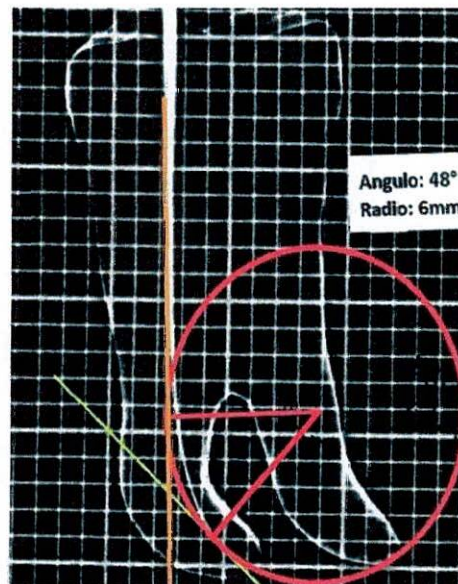
Se evaluó teniendo en cuenta los puntos X y Y. A la izquierda imagen sin instrumentar y la zona oscura representa el conducto. A la derecha imagen pos instrumentación. El área clara determina la forma del conducto. Tomado de: Gambill J. Del Rio C. Comparison of Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. JOE. 1996; 22(7): 369-375

Anexo H. Angulo y radio de la curvatura. Nuevo método que describe la geometría del conducto usando dos parámetros.

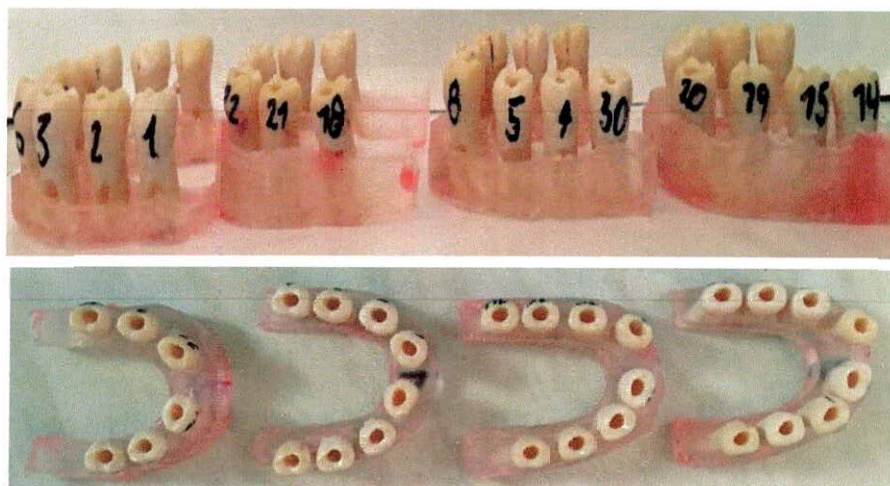


Pruett J. Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments, JOE. 1997; 23(2): 77-85.

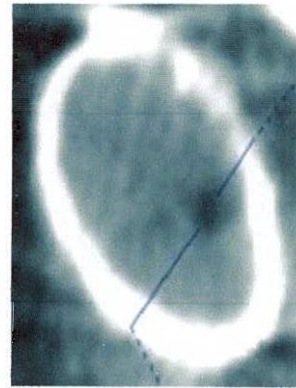
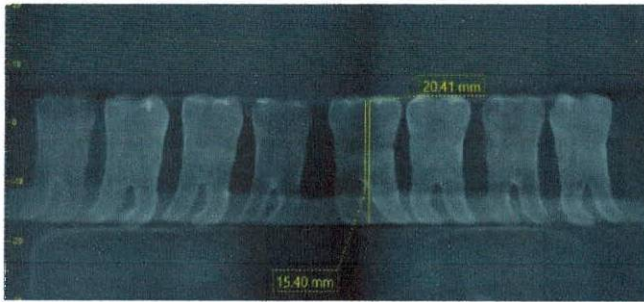
Anexo I. Determinación del grado y radio de la curvatura según parámetros de Pruett



Anexo J. Grupos experimentales

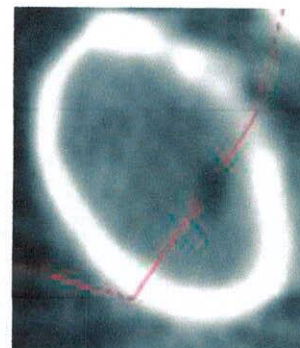
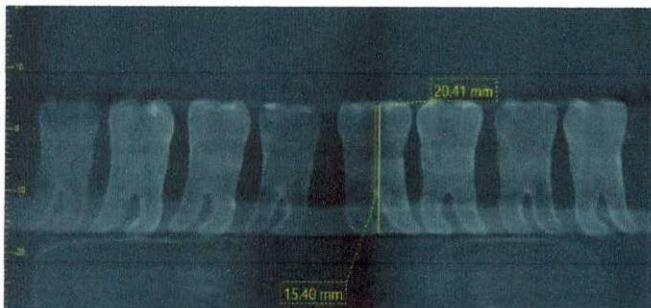


Anexo K. Tomografías pre



Izquierda: vista panorámica pre instrumentación indicando mm al cual se hizo el corte.
Derecha: vista axial del conducto MV con medidas pre instrumentación en M y D.

Anexo L. Tomografías pos



Vista panorámica pos instrumentación indicando mm al cual se hizo el corte. Derecha: vista axial del conducto MV con medidas pos instrumentación en M y D.

Anexo M. Valores del grupo PTN pre y pos instrumentación, transportación y capacidad de centrado.

PTN	DTE	LONG	X1	Y1	X2	Y2	(X1-X2)	(Y1-Y2)	TRANS	CENTRADO
	1	1	2,71	0,96	2,63	0,87	0,08	0,09	-0,01	0,888888889
		3	2,54	0,74	2,83	0,63	-0,29	0,11	-0,4	- 2,636363636
		6	2,21	1,54	1,75	1,54	0,46	0	0,46	0
	2	1	2,33	1,17	1,96	0,92	0,37	0,25	0,12	0,675675676
		3	2,96	0,92	1,63	0,79	1,33	0,13	1,2	0,097744361
		6	1,71	1,29	2	1,5	-0,29	-0,21	-0,08	0,724137931
	3	1	3,13	1,23	2,81	0,62	0,32	0,61	-0,29	0,524590164
		3	2,67	0,74	2,31	0,64	0,36	0,1	0,26	0,277777778
		6	2,22	1,02	1,97	0,9	0,25	0,12	0,13	0,48
	6	1	2,63	1,57	2,56	0,92	0,07	0,65	-0,58	0,107692308
		3	2,47	0,89	2,45	0,68	0,02	0,21	-0,19	0,095238095
		6	2,24	1,13	2,19	1,1	0,05	0,03	0,02	0,6
	7	1	2,21	1,56	1,8	1,48	0,41	0,08	0,33	0,195121951
		3	2,89	0,84	2,5	0,68	0,39	0,16	0,23	0,41025641
		6	1,7	1,36	1,64	0,78	0,06	0,58	-0,52	0,103448276
	11	1	2,59	1,58	2,74	1,3	-0,15	0,28	-0,43	- 0,535714286
		3	2,74	0,85	2,74	0,68	0	0,17	-0,17	0
		6	2,43	1,12	2,35	0,94	0,08	0,18	-0,1	0,444444444
	16	1	1,74	1,86	1,7	1,01	0,04	0,85	-0,81	0,047058824
		3	2,72	0,96	2,53	0,88	0,19	0,08	0,11	0,421052632
		6	2,14	1,66	1,91	1,25	0,23	0,41	-0,18	0,56097561
	17	1	2,87	1,48	2,39	1,4	0,48	0,08	0,4	0,166666667
		3	2,39	0,92	1,92	0,78	0,47	0,14	0,33	0,29787234
		6	2,24	1,62	2,05	1,55	0,19	0,07	0,12	0,368421053
	18	1	2,83	1,54	2,71	1,5	0,12	0,04	0,08	0,333333333
		3	2,38	1	2,29	0,88	0,09	0,12	-0,03	0,75
		6	2,04	1,42	1,83	1,33	0,21	0,09	0,12	0,428571429
	21	1	2,42	1,21	2,33	1,17	0,09	0,04	0,05	0,444444444
		3	2,33	1,29	2,26	0,96	0,07	0,33	-0,26	0,212121212
		6	1,92	1,88	1,87	1,25	0,05	0,63	-0,58	0,079365079
	22	1	2,23	1,54	2,19	1,15	0,04	0,39	-0,35	0,102564103
		3	2,78	0,89	2,45	0,62	0,33	0,27	0,06	0,818181818

		6	1,89	1,53	1,8	1,51	0,09	0,02	0,07	0,222222222
	24	1	2,24	2,07	2,12	1,35	0,12	0,72	-0,6	0,166666667
		3	2,78	0,88	2,63	0,8	0,15	0,08	0,07	0,533333333
		6	1,87	1,79	1,69	1,39	0,18	0,4	-0,22	0,45
	27	1	2,55	1,12	1	1,87	1,55	-0,75	2,3	- 0,483870968
		3	2,44	1,02	0,99	1,96	1,45	-0,94	2,39	- 0,648275862
		6	2,15	1,44	2,01	1,18	0,14	0,26	-0,12	0,538461538
	29	1	2,63	2,54	2,53	2,03	0,1	0,51	-0,41	0,196078431
		3	2,86	1,21	2,79	1,17	0,07	0,04	0,03	0,571428571
		6	2,42	1,75	2,31	1,68	0,11	0,07	0,04	0,636363636
	30	1	2,23	1,26	2,04	1,21	0,19	0,05	0,14	0,263157895
		3	2,92	0,71	2,83	0,63	0,09	0,08	0,01	0,888888889
		6	1,97	1,54	1,8	1,09	0,17	0,45	-0,28	0,377777778

Anexo N. Valores del grupo VB pre-pos instrumentación, transportación y capacidad de centrado.

VB	DTE	LON G	X1	Y1	X2	Y2	(X1-X2)	(Y1-Y2)	TRAN	CENTRAD O
	4	1	2,83	1,07	2,42	1,04	0,41	0,03	0,38	0,07317073 2
		3	2,86	0,93	2,46	0,75	0,4	0,18	0,22	0,45
		6	2,17	1,71	1,92	1,54	0,25	0,17	0,08	0,68
	5	1	3,06	0,8	2,28	0,74	0,78	0,06	0,72	0,07692307 7
		3	3,04	0,71	2,08	0,71	0,96	0	0,96	0
		6	2,2	2,65	2,18	1,96	0,02	0,69	-0,67	0,02898550 7
	8	1	3,9	0,7	2,51	0,68	1,39	0,02	1,37	0,01438848 9
		3	3,06	0,86	2,47	0,65	0,59	0,21	0,38	0,35593220 3
		6	2,19	1,27	1,68	1,41	0,51	-0,14	0,65	- 0,27450980 4
	9	1	2,04	1,43	1,97	1,13	0,07	0,3	-0,23	0,23333333 3
		3	2,57	0,71	2,38	0,62	0,19	0,09	0,1	0,47368421 1
		6	1,65	1,92	1,63	1,92	0,02	0	0,02	0
	10	1	2,02	1,51	1,99	1,41	0,03	0,1	-0,07	0,3
		3	2,05	0,86	1,98	0,65	0,07	0,21	-0,14	0,33333333 3
		6	1,8	2,05	1,74	1,2	0,06	0,85	-0,79	0,07058823 5
	12	1	2,62	1,68	1,44	1,38	1,18	0,3	0,88	0,25423728 8
		3	2,82	0,75	2,21	0,74	0,61	0,01	0,6	0,01639344 3
		6	1,98	1,42	1,6	1,12	0,38	0,3	0,08	0,78947368 4
	13	1	2,83	1,78	1,92	1,2	0,91	0,58	0,33	0,63736263 7
		3	2,46	1,25	2,31	1,19	0,15	0,06	0,09	0,4
		6	2,04	1,72	1,79	1,66	0,25	0,06	0,19	0,24
	14	1	3,08	1,38	3	1,38	0,08	0	0,08	0
		3	2,63	0,83	2,47	0,71	0,16	0,12	0,04	0,75
		6	2,17	1,96	2,04	1,83	0,13	0,13	0	1
	15	1	1,67	1,29	1,63	1,21	0,04	0,08	-0,04	0,5
		3	2,46	0,83	2,46	0,83	0	0	0	0
		6	1,92	1,63	1,79	1,63	0,13	0	0,13	0
	19	1	2,58	1,23	2,58	1,2	0	0,03	-0,03	0
		3	2,38	1,38	2,25	0,88	0,13	0,5	-0,37	0,26

		6	1,92	2	1,88	1,63	0,04	0,37	-0,33	0,108108108
	20	1	2,51	1,09	2,43	1,03	0,08	0,06	0,02	0,75
		3	2,99	0,8	2,43	0,71	0,56	0,09	0,47	0,160714286
		6	2,07	1,89	1,59	1,89	0,48	0	0,48	0
	23	1	2,57	1,27	2,5	1,06	0,07	0,21	-0,14	0,333333333
		3	2,56	0,54	2,25	0,52	0,31	0,02	0,29	0,064516129
		6	1,89	2,12	1,89	1,58	0	0,54	-0,54	0
	25	1	2,53	1,45	2,5	1,39	0,03	0,06	-0,03	0,5
		3	2,6	0,94	2,45	0,53	0,15	0,41	-0,26	0,365853659
		6	2,06	1,88	1,84	1,77	0,22	0,11	0,11	0,5
	26	1	2,52	1,04	2,48	1	0,04	0,04	0	1
		3	2,62	1,04	2,19	0,98	0,43	0,06	0,37	0,139534884
		6	1,9	1,82	1,75	1,77	0,15	0,05	0,1	0,333333333
	28	1	2,08	1,5	1,96	1,46	0,12	0,04	0,08	0,333333333
		3	2,33	1,17	2,25	1,06	0,08	0,11	-0,03	0,727272727
		6	2,05	1,21	1,9	1,21	0,15	0	0,15	0

Anexo O. Medianas de los valores pre y pos instrumentación con PTN y VB

Grupo	Long	X1	X2	(X1-X2)	Y1	Y2	(Y1-Y2)	Centrado	Trans
	mm	Mediana	Mediana	Mediana	Mediana	Mediana	Mediana	Mediana	Mediana
PTN	1	2,55	2,33	,120	1,54	1,21	,25	,20	-,01
	3	2,72	2,45	,150	,89	,78	,12	,30	,06
	6	2,14	1,91	,140	1,53	1,25	,12	,44	-,08
VB	1	2,57	2,42	,080	1,29	1,20	,06	,30	,02
	3	2,60	2,31	,190	,86	,71	,09	,33	,10
	6	2,04	1,79	,150	1,88	1,63	,11	,07	,08

Anexo P. Prueba de normalidad Shapiro Wilk

Pruebas de normalidad						
GRUPO			Shapiro-Wilk			
			Estadístico	gl	Sig.	
1	1	TRANSPORTACION	,761	15	,001	U Mann Whitney(UMW)
	3	TRANSPORTACION	,695	15	,000	UMW
	6	TRANSPORTACION	,957	15	,647	T Student (TS)
2	1	TRANSPORTACION	,808	15	,005	UMW
	3	TRANSPORTACION	,977	15	,941	TS
	6	TRANSPORTACION	,905	15	,113	TS
*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.						
a. Corrección de significación de Lilliefors						
GRUPO			Shapiro-Wilk			
			Estadístico	gl	Sig.	
1	1	CAPACIDAD DE CENTRADO	,927	15	,244	TS
	3	CAPACIDAD DE CENTRADO	,688	15	,000	UMW
	6	CAPACIDAD DE CENTRADO	,942	15	,411	UMW
2	1	CAPACIDAD DE CENTRADO	,919	15	,188	TS
	3	CAPACIDAD DE CENTRADO	,926	15	,236	UMW
	6	CAPACIDAD DE CENTRADO	,873	15	,037	UMW