



UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA TRANSPORTACIÓN APICAL
ENTRE DOS SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA
DE NÍQUEL-TITANIO (NITI): MTWO® (VDW GMBH, MÜNICH,
ALEMANIA) E IRACE® (FKG DENTAIRE S.A. LA CHAUX-DE-
FONDS, SUIZA)**

VIVIAN FRANCESCA HIMMEL VON KLEBER

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

Profesor Guía: Dr. Wenceslao Valenzuela Aldunate

Santiago, Chile

2013

A mis padres, de los cuales me siento orgullosa y afortunada de ser su hija.
Gracias por su amor, esfuerzo, educación y valores entregados, han hecho que
mi vida sea próspera y bienaventurada.

Agradecimientos

A mis padres por entregarme siempre su amor, apoyo y comprensión en cada momento de mi vida. Gracias por confiar en mí y darme las herramientas necesarias para lograr todos mis objetivos.
Gran parte de este camino recorrido se lo debo a Ustedes.

A mis hermanos por creer en mí y apoyarme durante toda mi carrera. Gracias por estar presentes en todo momento.

A mi novio Kristian, por ser un pilar fundamental ante toda adversidad. Gracias por entregarme tu amor, ánimo y compañía cada día, y enseñarme a no rendirme jamás.

A mis amigos por darme su apoyo moral y acompañarme durante toda mi carrera, conteniéndome en situaciones de complejidad.

Al Dr. Wenceslao Valenzuela por confiar en mí y guiarme con entusiasmo y comprensión en mi formación profesional.

A mis docentes, por entregarme los conocimientos y competencias necesarias para desarrollarme integralmente como estudiante y futura profesional.

Resumen

En este estudio experimental descriptivo, se realizó la comparación de la transportación apical entre dos sistemas de instrumentación mecanizada de Níquel-Titanio (NiTi): MTwo® (VDW GmbH, Múnich, Alemania) e iRaCe® (FKG Dentaire S.A., La Chaux-de-Fonds, Suiza). Con este fin, se instrumentaron 30 cubos acrílicos Dentsply Maillefer con canales curvos simulados y estandarizados; los que se dividieron en 2 grupos:

- Grupo A: en este grupo se realizó la instrumentación de 15 cubos acrílicos, con sistema mecanizado NiTi MTwo, hasta la lima M5 30/.05.
- Grupo B: en este grupo se realizó la instrumentación de 15 cubos acrílicos, con sistema mecanizado NiTi iRaCe (serie básica).

Posteriormente se analizaron las variaciones entre el canal previa instrumentación y posterior a ésta, mediante la superposición de radiografías estandarizadas, tomadas antes y después de preparar los canales simulados; las que fueron digitalizadas y mejoradas con Photoshop Editor y superpuestas para generar imágenes que finalmente se analizaron computacionalmente con el programa AUTOCAD. Los resultados obtenidos de este software, se analizaron estadísticamente para presentar evidencia sobre el comportamiento de una nueva secuencia de instrumentación mecanizada, presentada por VDW GmbH, orientada principalmente a los estudiantes de pregrado de Odontología y a odontólogos generales. El objetivo principal de este estudio es determinar si existen diferencias significativas en la transportación apical entre sistemas de instrumentación de NiTi MTwo e iRaCe.

Índice

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	3
Hipótesis.....	26
Objetivo General.....	26
Objetivos Específicos.....	26
Materiales y Métodos.....	27
Resultados.....	36
Discusión.....	50
Conclusión.....	54
Bibliografía.....	56
Anexos.....	61

Introducción

En la práctica odontológica habitual en alumnos de pregrado, es frecuente la realización de endodoncias de mediana complejidad; en las cuales nos vemos enfrentados con las propias dificultades que presentan las diferentes conformaciones anatómicas de los canales radiculares. Debido a esto, es importante tener en consideración la instrumentación rotatoria con limas de Níquel-Titanio; las cuales están diseñadas para lograr un mejor trabajo biomecánico dentro de los canales curvos y por ende, obtener un mejor sellado de la pieza tratada.

La Endodoncia, ha evolucionado e investigado métodos más rápidos, seguros y eficientes para la conformación y limpieza de canales radiculares. Los canales estrechos y curvos son un desafío, aún para los endodoncistas más experimentados. En años recientes, una aleación, constituida por Níquel-titanio (Ni-Ti), ha sido investigada, debido a sus excelentes propiedades de flexibilidad y resistencia a la torsión.⁽¹⁾

Estos instrumentos NiTi si son utilizados con un motor control de torque, permiten aumentar la velocidad y eficiencia del tratamiento endodóntico, disminuyendo el tiempo de trabajo, mejorando la instrumentación intracanal, su posterior obturación tridimensional y pronóstico de tratamiento; además de presentar una eficacia de corte mejor que los instrumentos de acero inoxidable.⁽²⁾

La preparación químico-mecánica, es una de las etapas más importantes del tratamiento endodóntico. Esta fase tiene por objetivo obtener acceso directo a las proximidades de la unión Cemento-Dentina-Conducto (CDC), mediante instrumentos endodónticos y productos químicos; los cuales harán posible la limpieza, conformación y desinfección del canal radicular, tornando viables las condiciones para su posterior obturación.⁽³⁾

Se sabe que la mayoría de los canales radiculares son curvos, pero incluso aquellos de apariencia recta, pueden presentar algún grado de curvatura en el tercio apical. Mantener el foramen en posición, forma y diámetro es uno de los objetivos de la conformación, para lograr la reparación posterior a nivel apical.⁽⁴⁾

La transportación apical, se define como el conjunto de deformaciones en la zona apical del canal, causadas por una instrumentación defectuosa, la cual se manifiesta como la ausencia del mantenimiento de la anatomía original del canal y creación de un canal desviado, el cual se desplaza de su trayectoria inicial y se amplía en exceso en su zona más apical.⁽⁴⁾

Los instrumentos de níquel-titanio tienen una mayor flexibilidad y un módulo de elasticidad significativamente más bajo que los de acero inoxidable. Cuando se someten a carga mecánica, este comportamiento pseudoelástico no conduce a una deformación plástica permanente sino a una que es reversible (efecto de memoria de forma). Por esta razón, los instrumentos NiTi se pueden usar con rotación continua y respetarán la curvatura original, aún en canales severamente curvados.⁽⁵⁾

Una de las desventajas de la instrumentación mecanizada de Níquel-Titanio es que presentan la fatiga cíclica, la cual se refiere a los cambios dimensionales que el instrumento presenta posterior a cada vez que es utilizado debido al movimiento de flexión y deflexión, o explícitamente al número de rotaciones a la cual ha sido expuesto dentro del sistema de canales. Este factor por regla general, aumentará con el grado de curvatura que presente, aumentando la probabilidad de fractura del instrumento y transportación apical del mismo.⁽¹⁾

El propósito de este estudio es cuantificar y comparar el grado de transportación apical entre dos sistemas de instrumentación mecanizada de Níquel-Titanio, de dos marcas comerciales distintas y determinar si existen diferencias significativas entre ambos sistemas.

Marco Teórico

La endodoncia, como conjunto de conocimientos metódicamente formado y ordenado, constituye una ciencia integrada en el conjunto de las ciencias de la salud. Su objetivo es el estudio de la estructura, la morfología, la fisiología y patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. En su ámbito, integra las ciencias básicas y clínicas que se ocupan de la biología de la pulpa, la prevención y el tratamiento de las enfermedades y lesiones de la misma y los tejidos perirradiculares asociados.⁽⁶⁾

La historia de la endodoncia se inicia en el siglo XVII; desde entonces ha tenido numerosos avances y desarrollos, produciéndose investigaciones continuamente. Fue en la época de Pierre Fauchard (1678-1761), considerado el padre de la odontología moderna, quien en su libro “Le Chirurgien dentiste”, describió precisamente la pulpa dental y desmintió el mito del “gusano dental”, el cual fue considerado la causa de las caries y dolores dentales desde los tiempos de los Asirios.⁽⁷⁾

En 1725, Lazare Riviere introduce el uso del aceite de clavo de olor, por sus propiedades sedativas.

En 1746, Pierre Fauchard describe el procedimiento para la remoción de los tejidos pulpaes.

En 1820, Leonard Koecker cauterizó una pulpa expuesta con un instrumento caliente y lo protegió con una pasta.⁽⁷⁾

En 1836, Shearjashub Spooner recomendó el trióxido de arsénico para la desvitalización pulpar.⁽⁷⁾

En 1838, Edwin Maynard en Washington D.C, introduce el primer instrumento endodóntico hecho con el alambre de la cuerda (resorte) de un reloj, cuyo objetivo era solamente limpiar y ensanchar el canal radicular en sentido ápice/corona.⁽⁸⁾

En 1847, Edwin Truman incluye la gutapercha como material de sellado endodóntico.⁽⁷⁾

En 1850, W.W. Codman confirma la proposición de Koecker en 1821, sobre el recubrimiento pulpar, él cual demuestra la capacidad pulpar para formar un puente

dentinario.⁽⁷⁾

En 1864, S.C. Barnum en New York, aísla un diente con goma dique. Posteriormente junto con G.A. Bowman en 1873 introducen el uso de clamps o grapas para aislamiento absoluto.⁽⁷⁾

En 1867, Bowman utiliza por primera vez los conos de gutapercha como material obturador definitivo de canales radiculares. En este mismo año, Magitot sugiere el uso de corriente alterna como método para valorar la vitalidad pulpar.⁽⁷⁾

En 1885, Lepkoski propone cambiar el uso de arsénico por formalina, para resecar la pulpa expuesta de la cámara pulpar y mantener así, libres de infección la pulpa de los canales radiculares, previniendo su descomposición.

En 1891, el dentista alemán Otto Walkhoff introduce el clorofenol alcanforado como medicación para esterilizar los canales radiculares.⁽⁷⁾

En 1895, el científico Konrad Wilhelm von Roentgen accidentalmente descubre una extraña energía de naturaleza desconocida capaz de atravesar las estructuras densas, razón por la cual las denomino rayos X. Semanas después el dentista Otto Walkhoff tomó la primera radiografía dental, haciendo de esta forma un aporte importante a la odontología de la misma forma como Roentgen lo hizo para la medicina.⁽⁷⁾

Finalizando el siglo XIX, se hacen populares los puentes Richmond y las coronas Davis, generando la necesidad de introducir postes intracanales, lo que derivó en un beneficio para los practicantes de la endodoncia.

En 1900, Price describe las lesiones periapicales como lesiones oscuras y advierte el uso de la radiografía para diagnosticar dientes desvitalizados.⁽⁷⁾

En 1908, el Dr. Meyer L. Rhein físico y odontólogo describe una manera de determinar la longitud del canal y el límite de la obturación endodóntica. Al mismo tiempo G.V. Black sugiere un método para la medición de la longitud del canal y el diámetro del foramen apical como una forma de evitar la sobreobtención endodóntica. Éstos avances fueron, sin duda, impresionantes conocimientos para la época, los cuales forman parte de los procedimientos para lograr un buen tratamiento endodóntico.⁽⁷⁾

La fabricación de los primeros instrumentos de uso endodónticos datan de 1875.

Estos iniciales instrumentos, fueron hechos a mano en delgados hilos de acero, los cuales equivaldrían en función, a los actuales extractores pulpares.⁽⁹⁾

En un comienzo se daba más importancia a la obturación del sistema de canales radiculares, que a la limpieza y desinfección de éstos. Con el descubrimiento de la radiología dental, la anestesia local y los avances en bacteriología en el siglo pasado, una nueva era se abrió en la terapia endodóntica.⁽⁷⁾

En 1932, G.V. Skillen, estableció que era necesario el curetaje de las paredes de los canales radiculares, para la remoción de restos pulpares. Él creía que todo el tejido residual se convertiría en tejido degenerativo, el cuál haría fallar la terapia endodóntica.⁽⁹⁾

Skillen y sus contemporáneos establecieron métodos estandarizados para la limpieza de canales radiculares en tiempos que aún no se habían normalizados.

Grove, diseñó “instrumentos y conos de oro estandarizados”. Su experimento, era preparar el espacio radicular de acuerdo a las normas precisas de forma, tamaño y conicidad.⁽⁹⁾

Jasper, desarrollo conos de plata calibrados en función al diámetro de los instrumentos usados en la preparación del canal.⁽⁹⁾

En 1961, Ingle estableció una forma básica, estándar para los instrumentos de endodoncia, y una estandarización de la técnica; utilizando un diseño nuevo de instrumentos y materiales de obturación. Él sustituyó el acero inoxidable por acero de carbono, e introdujo instrumentos codificados por color.^(8,9)

En 1965, la Asociación Americana de Endodoncia adoptó la terminología y la nomenclatura del sistema estandarizado propuesto, dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO). En junio de 1976, el Consejo de Materiales y Dispositivos Dentales de la Asociación Dental Americana aprobó la especificación N° 28, que establece: las normas de clasificación, propiedades físicas necesarias, procedimientos para la investigación y pruebas de muestreo para la fabricación de limas y ensanchadores.^(8,9)

Por tanto, el sistema de estandarización y acuerdos entre los distintos fabricantes es un desarrollo relativamente reciente.⁽⁹⁾

Es universalmente reconocido y aceptado que el éxito de un tratamiento endodóntico, depende esencialmente de tres factores:

1) Limpieza y conformación.

2) Desinfección.

3) Obturación tridimensional de los sistemas de canales radiculares.^(10,11)

Si bien es imposible determinar cuál de estos tres factores es el más importante, una antigua regla en endodoncia afirma que lo que uno remueve del canal radicular es más importante que lo que uno coloca dentro de él. Una adecuada limpieza y conformación, establece las condiciones necesarias para el éxito de los otros dos siguientes factores. Sería erróneo tratar de desinfectar y obturar tridimensionalmente el canal radicular, sin haber realizado previamente una buena limpieza y conformación.⁽¹⁰⁾

Dentro del tratamiento endodóntico, la irrigación es el procedimiento de limpieza que debemos realizarla en tres momentos: antes de localizar y permeabilizar los canales, durante la instrumentación y después al terminar la preparación biomecánica. La irrigación siempre debe preceder al sondaje y a la determinación de la longitud de trabajo. Al irrigar se expelen los materiales fragmentarios, necróticos y contaminados antes de que, inadvertidamente, puedan profundizar en el canal y en los tejidos apicales. Es importante usar un irrigante químicamente activo. El hipoclorito de Sodio es el irrigante más utilizado en la endodoncia, a una concentración recomendada de 2.5% aproximadamente, ya que a concentraciones mayores puede tener efecto tóxico sobre los tejidos periapicales. Este irrigante cumple como objetivos principales: disolución de los restos pulpares, desinfección de los canales y lubricación. Su ventaja más destacada, es su capacidad indiscutible para disolver el material orgánico e inorgánico.^(12,13)

Bystrom y Sundqvist demostraron que su uso reduce significativamente la población bacteriana, esta propiedad se debe en parte a su efecto antibacteriano y a su acción efervescente.⁽¹²⁾

En 1974, Schilder introdujo en el vocabulario endodóntico, los términos de “Limpieza y conformación” de los canales radiculares; él cual los define como la eliminación de todo sustrato orgánico del sistema de canales radiculares, así como

a la elaboración de una forma determinada dentro de cada canal, para la recepción de una obturación hermética y tridimensional en todo el espacio de estos, destacando la necesidad del debridamiento; que consiste en retirar todo el contenido irritante e inflamatorio existente en el sistema de canales radiculares. Estos dos procesos, están íntimamente relacionados, tanto conceptual como mecánicamente; ya que cuando uno está bien realizado, el otro también estará correctamente ejecutado: la conformación facilita la limpieza. Ambos procedimientos son conocidos como Preparación Biomecánica.^(10,11)

En la preparación de los canales radiculares, se debe asegurar de no dejar rastro de material orgánico como inorgánico, el cual podría contribuir al crecimiento bacteriano o generar productos dañinos provenientes del tejido en descomposición; por lo tanto cualquier microorganismo presente en el sistema de canales radiculares debe ser removido o destruido. Al mismo tiempo, hay que planificar y preparar dentro de cada canal radicular la forma de conveniencia de la cavidad para una obturación tridimensional más simple y eficaz: la conformación facilita la obturación. Si la conformación del canal está bien realizada, el clínico podrá compactar tridimensionalmente el cono de gutapercha, asegurando obtener un correcto sellado apical.⁽¹⁴⁾

Es importante tener en cuenta que las limas y fresas producen la conformación, pero es esencial entender que los irrigadores limpian el sistema de canales radiculares.⁽¹²⁾

La limpieza y conformación de los canales radiculares está condicionada por el estado patológico de la pulpa y de los tejidos perirradiculares, pero sobre todo, por la anatomía radicular.⁽¹¹⁾

Para Buchanan, todos los canales radiculares tienen alguna curvatura, incluso aquellos aparentemente rectos, que por lo general están curvos en cierto grado en el tercio apical. Dichas curvaturas pasan algunas veces inadvertidas en las ángulaciones radiográficas convencionales, ya que la radiografía es una imagen bidimensional de un objeto tridimensional, pudiendo inducir errores en la determinación de longitud de trabajo, sobreinstrumentación, transportaciones del foramen, fractura de instrumentos o formación de escalones del canal, cuando los

trata un odontólogo poco experimentado.⁽¹¹⁾

Se han propuesto varias técnicas para facilitar la limpieza y conformación del sistema de canales radiculares con irregularidades anatómicas. Algunas preparan el canal desde la porción coronaria y progresan hacia el ápice y otras lo inician desde este último y retroceden hacia la entrada del canal. También se ha propuesto la combinación de ambas técnicas.⁽¹¹⁾

La técnica Crown-Down, fue descrita originalmente por Riitano en 1976 y más tarde por Marshall y Pappin. Esta técnica, consiste en la ampliación del sistema de canales radiculares desde de la corona hasta el ápice del diente. El ensanchamiento inicial del tercio coronario del sistema de canales radiculares, evita que se atasquen los instrumentos dentro del canal, ya que no presentan obstrucciones en la mayor parte de su longitud y, por lo tanto, proporciona un mejor acceso en línea recta hacia el foramen apical del canal radicular, permitiendo que penetre mejor la solución irrigante. También se reduce: el empaquetamiento de residuos, formación escalones, perforaciones y fractura de instrumentos.^(11,15)

Cabe destacar, que la mayor parte de los microorganismos se encuentra en el tercio coronario del sistema de canales radiculares. Su eliminación temprana reducirá la posibilidad de que contaminen la porción apical del canal y de ahí, a los tejidos perirradiculares, previniendo así las agudizaciones (Flare-up), las cuales provocan un dolor acentuado, edema de evolución rápida y posibles secuelas sistémicas en pacientes portadores principalmente de alteraciones cardiovasculares. Además, si se confirma la longitud de trabajo o se inicia con la preparación apical, sin antes ensanchar los 2/3 coronarios del canal; puede ocurrir una presión hidrostática dentro del canal radicular, en donde la lima actuará como un pistón en un cilindro. Esta presión puede forzar desechos pulpaes, trocitos de dentina, solución irrigante y/o microorganismos a través del foramen apical, provocando la inflamación en el tejido perirradicular. La salida de material es mayor cuando el tamaño del instrumento es casi igual al de la sección apical del canal radicular.⁽¹¹⁾

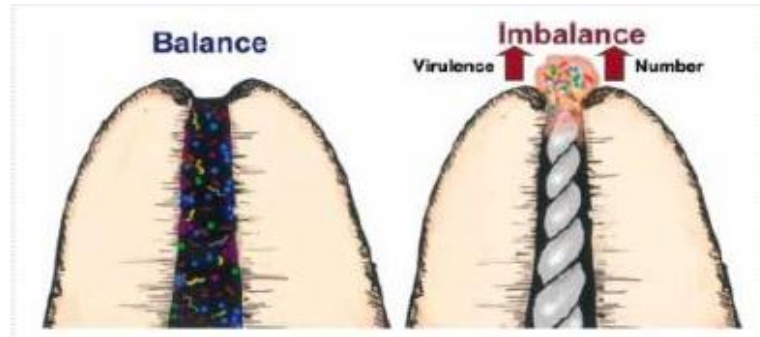


Figura 1. Extrusión apical de microorganismos y sus productos durante los procedimientos químico-mecánicos que podrían inducir inflamación perirradicular aguda al reestablecer el balance entre agresión y defensa. De manera similar, la respuesta depende de la cantidad de microorganismos extraídos y la virulencia.

Si se eliminan las interferencias en la base de la cámara pulpar y en el tercio coronario del canal radicular, antes de determinar la longitud de trabajo; es menos probable que se altere ésta última durante la preparación.⁽¹¹⁾

Durante la instrumentación, el remanente pulpar y dentinario puede bloquear el acceso al tercio apical, incrementando la posibilidad de la formación de escalones, desviaciones y perforaciones. En 1989, Buchanan estableció que el bloqueo a este nivel puede ser evitado durante la instrumentación, usando una lima de pasaje, la cual define como "una lima flexible N°10 ó N°15 que debe ser llevada de forma pasiva a través de la constricción apical sin ensancharla". En este concepto de lima de pasaje, el instrumento es llevado a 1mm más de su longitud de trabajo original, este procedimiento es conocido como permeabilidad apical.⁽¹⁶⁾

Wu et al, establecen que la recapitulación de la longitud de trabajo sólo se podría mantener, removiendo el remanente dentinario con una lima de menor diámetro. De lo contrario, éste remanente generará un tapón apical, que sí está asociado con bacterias podría generar la inflamación de los tejidos periapicales, un acortamiento de la longitud de trabajo y por lo tanto, una instrumentación inadecuada de los sistemas de canales radiculares.⁽¹⁶⁾

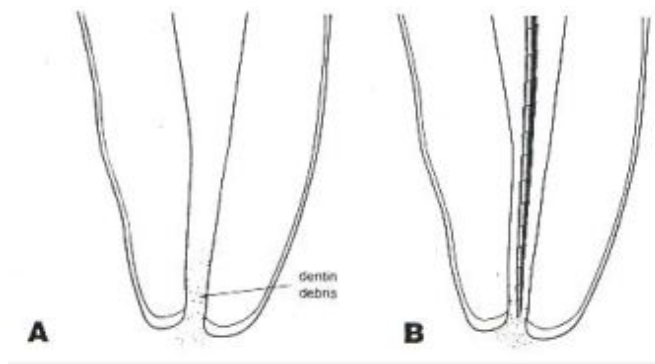


Figura 2. Recapitulación de la longitud de trabajo con una lima de menor diámetro. A. El remanente dentinario podría acortar la longitud de trabajo y crear un tapón en el canal. B. Recapitulación con una lima de menor diámetro que es capaz de mantener una longitud de trabajo adecuada.

Actualmente los endodoncistas y clínicos generales que practican la Endodoncia tienen a su disposición una gama enorme de opciones en relación a las diferentes limas que son ofrecidas en el mercado especializado, las cuales son confeccionadas en acero inoxidable y/o níquel-titanio.⁽⁸⁾

Las limas manuales fabricadas con aleaciones de acero inoxidable, son consideradas aún los instrumentos endodónticos más utilizados en el mundo. Estos instrumentos muchas veces son insustituibles, pues ofrecen buena resistencia a la fractura, no se oxidan, son precurvables y, debido a su dureza, son relativamente rígidos, permitiendo su avance en la exploración/cateterismo de canales radiculares atrésicos y curvos. No obstante, en razón de su poca flexibilidad, no pueden someterse a rotaciones de 360° en el interior del canal radicular. Estas limas generalmente son confeccionadas a partir de astas metálicas (acero inoxidable), con secciones transversales de forma cuadrangular y/o triangular (limas tipo K) o en forma de coma (limas tipo H), que no son indicadas para usarse con movimientos de rotación en el interior de canales radiculares, principalmente atrésicos y curvos; ya que, al introducirse con presión en dirección al ápice, sus ángulos de corte, que son positivos, tienden a trabarse en las paredes de la dentina, lo que provocaría su fractura.⁽⁸⁾

Los intentos de utilizar limas endodónticas confeccionadas en acero inoxidable con motores no alcanzaron el éxito deseado. Con el surgimiento de los instrumentos endodónticos fabricados con aleación de níquel-titanio, ese objetivo se tornó una realidad en la práctica clínica.⁽⁸⁾

Los sistemas rotatorios constituyen la tercera generación en el perfeccionamiento

y simplificación de la Endodoncia, y pueden considerarse como una nueva era en la práctica diaria del endodoncista.⁽⁸⁾

En odontología la aleación de Níquel-titanio fue primeramente utilizada en Ortodoncia por Andreasen & Hilleman, en 1971, para la confección de alambres ortodónticos debido a su ultra flexibilidad, menor módulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y gran resistencia a la fractura de torsión y flexión.^(2,8)

Su denominación de NITINOL, se debe al Ni de Níquel, Ti de Titanio y N.O.L., de Naval Ordnance Laboratory, en Silver Spring, EEUU, donde fue investigada y fabricada. También conocida en China, en 1979, por NITALLOY, en donde esa aleación contiene el 56% de níquel y el 44% de titanio.^(2,8)

Las extraordinarias características de súper elasticidad y resistencia de la aleación NiTi, han hecho posible la fabricación de instrumentos rotatorios con el doble, triple y cuádruple de conicidad, en comparación con los instrumentos manuales tradicionales. Esto ha hecho que sea posible lograr la perfecta conformación del sistema de canales radiculares, con el uso de muy pocos instrumentos, en un corto período de tiempo y sin la necesidad de habilidades que estén por encima de la media por parte del operador.⁽²⁾

Los instrumentos de níquel-titanio tienen una mayor flexibilidad y un módulo de elasticidad significativamente más bajo que los de acero inoxidable. Cuando se someten a cargas mecánicas, este comportamiento pseudoelástico no conduce a una deformación plástica permanente, sino a una que es reversible (efecto de memoria de forma). Por esta razón, los instrumentos NiTi se pueden usar con rotación continua y respetarán la curvatura original aún en canales severamente curvados.^(1,2,8)

Como mencionábamos con anterioridad, esta aleación ofrece una súper elasticidad, término que es utilizado para caracterizar la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de liberarse de una acción (fuerza) de deformación. Las aleaciones NiTi, cuando son sometidas a la deformación de hasta un 10%, pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras que las limas de acero inoxidable, solamente

retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%. Esta propiedad física, hace que el instrumento endodóntico sea más flexible que el de acero inoxidable, sin exceder su límite de elasticidad, permitiendo así una mejor instrumentación de las canales radiculares curvos, como también minimizar el transporte del foramen apical.^(1,2)

La aleación de NiTi utilizada en el tratamiento de canales, contiene aproximadamente el 56% (en peso) de níquel y 44% (en peso) de titanio. En algunas aleaciones de níquel-titanio, un pequeño porcentaje (<2% en peso) de níquel puede ser sustituido por cobalto. La combinación resultante es una relación atómica de uno-a-uno (equiatómica) de los componentes principales (Ni y Ti), la cual ha demostrado ser uno de los materiales más biocompatibles y extremadamente resistente a la corrosión.⁽²⁾

La aleación de níquel-titanio pertenece a la familia de aleaciones intermetálicas, en las cuales pueden existir diversas formas cristalográficas; con distintas fases y diferentes propiedades mecánicas, las cuales corresponden a:^(1,2)

- 1) Fase de austenita: es la fase más estable, en donde los átomos están centrados en una red cúbica. La lima se encuentra en reposo.⁽²⁾
- 2) Fase de martensita: es la fase más inestable y maleable, en donde los átomos cambian a una red hexagonal. La lima se encuentra en movimiento.⁽²⁾
- 3) Fase de transformación: se compone de una serie de fases intermedias que transforman una fase en la otra, provocando movimiento de los átomos de Ni y Ti en niveles cristalinos opuestos y paralelos, lo que no supone una variación de la forma cristalográfica.⁽²⁾

Existe en cada fase cristalina un intervalo de temperatura específica. La transición de una fase a la otra es posible sólo dentro de un rango de temperatura, incluidas las temperaturas que corresponden al principio y al final de la transformación.⁽²⁾

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

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

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

Mf: corresponde a la temperatura final de la transformación martensita.⁽²⁾

El enfriamiento de la aleación por debajo del T.T.R. (rango de temperatura de transformación), además de la modificación cristalina, provoca un cambio de sus propiedades físicas; con un aumento de la maleabilidad (fase martensita). El aumento de la temperatura por encima del T.T.R, se vuelve a la fase de energía más estable con un cuerpo centrado en una red cúbica (fase austenita).⁽²⁾

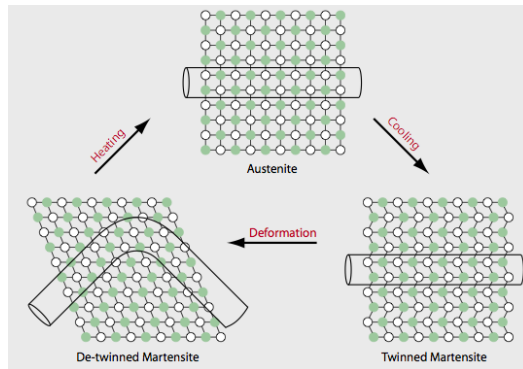


Figura 3. Ilustración esquemática de la transformación martensítica y los efectos de memoria de forma de la aleación de NiTi (Por Thompson SA; Endod Int. J. 33:297, 2000).

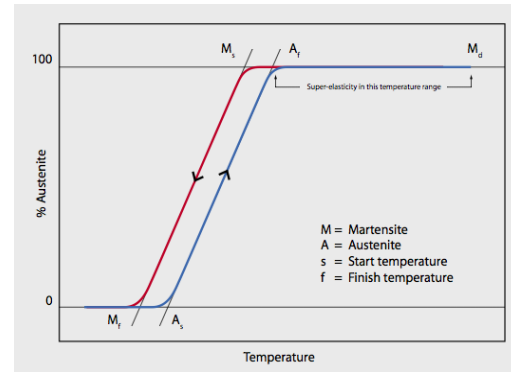


Figura 4. Histéresis de transformación martensítica (Por Thompson SA; Endod Int. J. 33:297, 2000).

Al analizar el funcionamiento de los instrumentos rotatorios de NiTi en la conformación del sistema de canales radiculares, podemos describir dos estados de stress a los que estas limas se someten cíclicamente: Stress por torsión y Stress por flexión.⁽¹⁷⁾

1) Fractura por torsión: ocurre cuando un segmento del instrumento, generalmente la punta, es enganchada e inmovilizada por las paredes del canal, sin poder vencer la resistencia de la dentina, la cual está sometida a una fuerza torsional por el motor, sufriendo la deformación plástica y/o separación.

El stress por torsión ocurre generalmente en tres situaciones clínicas:^(2,17)

- Cuando una superficie extensa del instrumento encuentra excesiva fricción sobre las paredes del canal.
- Cuando la punta del instrumento es mayor que la sección del canal radicular.
- Cuando se ejerce demasiada presión hacia apical sobre la pieza de mano.

Para minimizar y/o controlar el stress por torsión se debe:⁽¹⁷⁾

- Analizar detenidamente la secuencia de la técnica a utilizar.
- Analizar la relación entre dimensión del instrumento y anatomía del canal.

- Permeabilizar previamente el canal, utilizando una lima de permeabilidad apical. Este procedimiento, disminuye drásticamente el stress por torsión, ya que acerca o equipara la diferencia entre el diámetro del canal y la punta del instrumento.
- Punta inactiva. Es importante evitar el enganche de la punta en los instrumentos de conicidad superior al 2%.
- Reducir el segmento del instrumento que contacta con las paredes del canal.
- Procurar mantener una irrigación abundante, continua y lubricación del sistema de canales radiculares.
- Limpiar los detritos acumulados en la superficie de los instrumentos, porque aumentan el stress y disminuye la eficacia de corte.

2) Fractura por flexión (fatiga cíclica): Ocurre por acumulación de ciclos de compresión y tensión sobre un punto del instrumento.^(2,17)

En la fractura por fatiga cíclica intervienen varios factores:

- Radio de curvatura: a menor radio, mayor fatiga.
- Velocidad: a mayor velocidad de rotación, mayor fatiga.
- Tiempo: A mayor tiempo de rotación del instrumento en la curva, mayor fatiga.
- Cinemática de uso: no dejar rotando el instrumento en las curvas y en un punto.

En el control de estas variables, está la prevención de la fatiga cíclica. Un aspecto muy importante en las fracturas de este tipo, es considerar el diámetro del instrumento y la masa de metal que se encuentra rotando en la curvatura; se debería rotar con un diámetro lo más pequeño posible a un radio bajo de curvatura.^(1,2)

Un instrumento de gran conicidad aumenta mucho el riesgo de fracturarse cuanto más profundamente se introduce en la curvatura.⁽¹⁷⁾

Es sumamente importante identificar previamente la altura de la curvatura determinando si es cervical, media y/o apical, y a continuación considerar el largo del instrumento que va a ir más allá de la curvatura.⁽¹⁷⁾

La anatomía del canal; el diseño, el calibre y la conicidad del instrumento son los parámetros que dictan el uso más apropiado.⁽¹⁷⁾

Dentro de las características básicas que son compartidas por muchos sistemas de Níquel-Titanio, incluyen:⁽⁵⁾

- Puntas redondeadas no cortantes, con capacidad de autoguiarse.
- Rango de conicidad de 2% a 12%.
- Diversas longitudes en la sección activa del instrumento.
- Variados ángulos de corte (ángulo positivo versus negativo).
- Algunos tienen bordes no cortantes y distintas configuraciones de la sección transversal.⁽⁵⁾

En síntesis, la introducción de los instrumentos de Níquel-Titanio en endodoncia ha traído indiscutibles beneficios que se resumen básicamente en tres puntos:⁽¹⁸⁾

- Aceleramiento del procedimiento operatorio. La particular eficiencia de corte de los instrumentos Ni-Ti, usados generalmente con velocidades superiores a 300rpm, y la utilización de la conicidad aumentada; ha permitido reducir considerablemente el número de instrumentos necesarios para lograr una conformación tronco-cónica del canal e invertir menos tiempo en alcanzar estos objetivos.⁽¹⁸⁾
- Simplificación del procedimiento operatorio. La técnica usada es más simple e inmediata respecto a la tradicional, precisamente debido a la extrema flexibilidad de la aleación Ni-Ti y de la utilización de rotación continua. Este punto, junto a la reducción en el número de instrumentos necesarios para conformar el canal, ha llevado a una reducción de errores iatrogénicos; como escalones, falsas vías y transportación del canal. También ha significado un aumento en la calidad de los tratamientos debido a un mayor respeto por la trayectoria original del canal, lo que asegura una conformación adecuada. En esencia, menos etapas y menos posibilidades de error.⁽¹⁸⁾
- Predictibilidad y eficacia del tratamiento. El incremento de conicidades de los instrumentos Ni-Ti, permiten alcanzar diámetros transversales de preparación más adecuados. Esta condición mejora la capacidad de

remoción mecánica de contaminantes del instrumento y al mismo tiempo, aumenta el área de acción de las soluciones irrigantes, permitiendo mayor difusión de su acción química en la región apical. De hecho la penetración apical del irrigante aumenta gracias al correcto ensanchamiento del canal, el procedimiento de obturación se simplifica y aumenta la predictibilidad del tratamiento si el canal está correctamente conformado, manteniendo la constricción apical.⁽¹⁸⁾

Sin embargo, a pesar de todas las ventajas y propiedades que posee la instrumentación rotatoria con instrumentos de Níquel-Titanio, ésta se ve notoriamente influida por la anatomía del canal, particularmente en casos complejos, por la transmisión de carga, lo que se traduce en una fase de conformación más dificultosa y peligrosa, con mayor riesgo de fractura y errores iatrogénicos. Existe una relación entre la masa del instrumento y la anatomía del sistema de canales radiculares: en un canal recto, en que se aplica sólo carga de naturaleza torsional, trabajará mejor un instrumento de mayor dimensión y conicidad por su mayor masa; en un canal curvo entran en juego cargas de naturaleza flexural y, trabajará mejor un instrumento más sutil, con menos masa y por ende más flexible y resistente a la fatiga cíclica. Por lo tanto, se debe tener cuidado al usar instrumentos con mayor masa y rigidez en curvaturas importantes, por la mayor susceptibilidad a fractura.⁽¹⁸⁾

Además, otra de las principales preocupaciones en los sistemas de instrumentación rotatoria, es que durante su utilización no exista transportación del canal; y que por ende, se logre realizar el ensanchamiento adecuado y eficiente en toda su longitud. Al respecto, diversos autores han afirmado que la utilización de los instrumentos rotatorios de Ni-Ti, permiten instrumentar canales finos y curvos, preparando un canal radicular con poco o ningún grado de transportación a lo largo del eje axial del canal radicular.⁽¹⁹⁾

Mantener el foramen en posición, forma y diámetro es uno de los objetivos de la conformación, para lograr la reparación a nivel apical; sin embargo, al remover estructura de la pared del canal en aquellos canales curvos, debido a la memoria elástica de las limas que tienden a recuperar su forma original durante la

preparación químico-mecánica, es que se induce a la formación de escalones y falsas vías, que incluso pueden llegar a transformarse en perforaciones y que deforman la morfología radicular interna.⁽²⁰⁾

Weine y col. (1975) realizaron un estudio sobre los efectos de la instrumentación sobre canales curvos simulados en cubos de resina de poliéster transparente, a fin de observar directamente los efectos de la instrumentación sobre la anatomía inicial del canal. Para ello emplearon distintas técnicas de instrumentación, así como diferentes tipos de instrumental, obteniendo como resultados que ninguna preparación era totalmente cónica desde la porción coronal hasta el ápice. En cada caso la porción más estrecha del canal preparado no se encontraba en el ápice, sino más bien cerca de la porción media de la curva resultando con una apariencia como de "reloj de arena". Esta área más estrecha del canal radicular preparado fue llamada el "codo" de la preparación. Todas las limas al introducirlas en el canal, aunque estuvieran precurvadas, tendían a enderezarse dentro del conducto, ya fueran durante la inserción o retiro del instrumento, lo que producía que la lima contactara con la porción interna de la preparación entre el orificio de entrada y el codo, y con la porción externa de la preparación entre el codo y el ápice, por lo que una gran parte de la preparación de la porción apical se realizaba a expensas de la porción más externa de la curvatura, lo que tendía a producir en el orificio apical una conformación en forma de "lagrima", a su vez un sobreensanchamiento del canal en la porción apical, la cual fue llamada por ellos "Zip" o "cremallera" apical. Ellos atribuyen que estas dos últimas irregularidades, contribuyen a la sobreinstrumentación del canal radicular y a la no adaptación o sellado de la constricción apical por parte del material de obturación.⁽²¹⁾

Dentro de los daños iatrogénicos que se pueden provocar durante la preparación químico-mecánica de canales radiculares, en relación a la anatomía, tamaño y diámetro de estos, ya sea con instrumental manual o rotatorio, se encuentran las siguientes deformaciones:⁽²²⁾

- 1) Escalón: es una irregularidad artificial en la superficie de la pared del canal radicular, que impide la colocación de los instrumentos a lo largo de la

longitud de trabajo. El instrumento se endereza por sí mismo y comienza a penetrar en la dentina, pudiendo provocar una perforación. La saliente se genera en el lado exterior de la curva como una plataforma que puede ser difícil de sortear, ya que frecuentemente se asocia con el bloqueo de la parte apical del conducto radicular. La existencia de un escalón se relaciona con el grado de curvatura y el diseño de los instrumentos endodónticos.⁽²²⁾

2) Perforación: es una apertura artificial en la raíz de un diente que resulta en la comunicación entre el canal radicular y el periodonto. Se produce generalmente por falta de conocimiento de la anatomía interna, por un fresado excesivo e indebido de la cámara pulpar y por el empleo de instrumentos poco flexibles, con una punta cortante o activa en los canales.⁽²²⁾

3) Zip: descrito en español como “pata de elefante” o “cremalleras apicales”, es el resultado de la tendencia del instrumento para enderezar el interior de un canal radicular curvo. Esto se traduce en exceso de la ampliación del canal a lo largo del lado exterior de la curvatura, dejando la cara interna de la curvatura con una preparación insuficiente en el punto extremo apical. El eje principal del canal radicular se transporta, por lo que se desvía de su trayecto original. Transporte también se utiliza para describir este tipo de defecto irregular.^(4,22,23)

Este error se asocia al uso de instrumentos poco flexibles, a no precurvar las limas o bien, al uso de cinemáticas rotacionales frente a canales curvos, con instrumentos que no tienen la flexibilidad adecuada para este tipo de uso.⁽²²⁾

4) Codo: se asocia con una compresión y describe una zona estrecha del canal de la raíz en el punto de máxima curvatura como consecuencia de la irregular ampliación que se produce a lo largo de la cara interna coronalmente y en apical a lo largo de la cara exterior de la curva. La conicidad irregular, déficit en la preparación y el grado de curvatura del codo puede poner en peligro la limpieza y el llenado de la parte apical del

conducto radicular en la etapa final de obturación. El codo se ubica coronal a un zip, a una falsa vía, transportación o a un rip o desgarró apical.⁽²²⁾

Thompson y Dummer (1997) definen el Zip, como un área ampliada irregularmente por la lima de memoria en el tercio apical de la preparación, con remoción excesiva de material en el lado externo de la curva. Los mismos autores definen el codo (elbow) como una aberración concomitante al Zip, creando una región más estrecha en el canal. Esta deformación también se relaciona como "canal en ampolleta".⁽²⁴⁾

- 5) Transportación: se define como el cambio de ubicación espacial del canal radicular con respecto a su ubicación original, produciéndose así el desgaste no proporcional de alguna de las paredes dentinarias en relación con la anatomía original de este. También se puede describir como la desviación indeseada de la luz del canal. La presencia de esta desviación, impide la adecuada limpieza y conformación del canal, porque deja una zona con restos orgánicos y una zona con desgaste excesivo, pudiendo causar la persistencia de una lesión apical y; con ello comprometer el pronóstico.^(4,22,23)

Buchanan considera que el transporte es sólo cuando se traslada el foramen, en cambio Goldberg y Massone, consideran que es transporte cuando se modifica la morfología original y se aumenta el diámetro con o sin traslación.⁽⁴⁾

Existen dos tipos de transportaciones, externa e interna. La transportación externa, consiste en transportar el foramen apical sobre la superficie externa de la raíz, ya sea por la formación de una elipse, una lágrima foraminal ovalada o por perforación directa.⁽¹⁰⁾ Ésta se puede producir por precurvar mal las limas, por utilizar instrumentos grandes o por manejarlos con fuerza excesiva.⁽²³⁾

La transportación interna se produce cuando el foramen se obtura con barrillo dentinario o dentículos. Estas partículas pueden irritar el tejido ligamentario después de rellenar el canal o bien las partículas pueden impedir la obturación de otros forámenes apicales que se ramifican a partir del canal principal.⁽²³⁾

Cohen define el transporte interno o pérdida del foramen, cuando este se bloquea con barro dentinario, sin modificación del mismo. En cambio el transporte externo lo denomina, cuando la instrumentación se lleva hasta el fin del canal radicular o más allá de él y produce el desgarramiento con deformación del extremo apical.^(22,23)

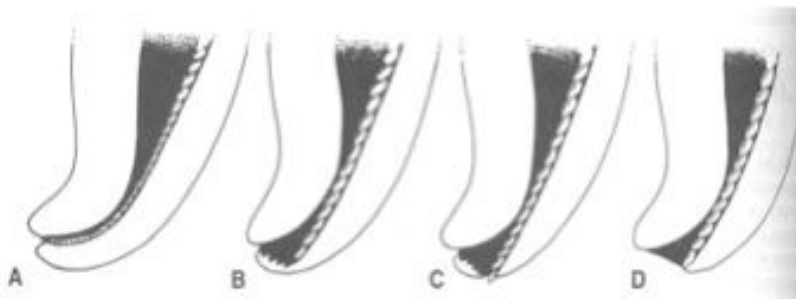


Figura 5. Esquema de canales radiculares que presentan diferentes tipos de desviaciones o deformaciones durante la instrumentación.

En el presente trabajo de investigación buscaremos cuantificar la transportación apical producida al utilizar una nueva secuencia de instrumentos en el mercado: MTwo de VDW GMBH, que busca mediante esta nueva serie permitir a los alumnos de pregrado y odontólogos generales, resolver y simplificar el tratamiento de los sistemas radiculares, en la consulta y en el aprendizaje.

MTwo es un sistema de instrumentación rotatoria sobre la base de Níquel-Titanio. El set de limas estándar incluye una secuencia básica de 4 instrumentos con calibres en la punta (D1) que van del 10 al 25, presentando una conicidad que varía según el instrumento. El calibre en D1 y la conicidad correspondiente a cada lima son las siguientes:⁽²⁵⁾

Diámetro en D1	Conicidad
10	0,04
15	0,05
20	0,06
25	0,06

Cada instrumento tiene un diseño específico, para asegurar una rápida y segura preparación. Los instrumentos de tamaño 10/0,04 y 15/0,05, otorgan una preparación mecánica confiable en la vía de deslizamiento, ya que presentan un ángulo helicoidal constante, que al tener más espirales aumenta la estabilidad del instrumento.⁽²⁶⁾

Las limas de tamaño 20/0,06 y 25/0,06, confieren una precisa conformación, una eficiente remoción de dentina y una excelente capacidad de corte lateral, ya que presentan bordes cortantes activos y progresivas hojas de corte.⁽²⁶⁾

Después de esta secuencia básica, el sistema MTwo proporciona una segunda secuencia con los siguientes calibres y conicidades:⁽²⁵⁾

Diámetro en D1	Conicidad
30	0,05
35	0,04
40	0,04
25	0,07

Los instrumentos 30/0,05, 35/0,04 y 40/0,04 de esta segunda secuencia permiten una instrumentación apical más completa, evitando remover tejido dentario innecesario; ya que al reducir las conicidades, se ensancha el tercio apical, evitando debilitar el diente en su parte más coronal.⁽²⁶⁾ El uso de la lima 25/0,07 aumenta el diámetro del canal radicular en los tercios medio y cervical, lo que facilita la obturación con gutapercha sin alterar el diámetro apical final.⁽²⁵⁾

El anillo de color en el mango, identifica el calibre de la lima de acuerdo a los estándares ISO. Así tenemos:⁽²⁵⁾

Color	Diámetro ISO en D1
Morado	10
Blanco	15
Amarillo	20
Rojo	25
Azul	30
Verde	35
Negro	40

Las ranuras que presenta el mango identifican la conicidad de la siguiente manera:⁽²⁵⁾

Número de	Conicidad
1	0,04
2	0,05
3	0,06
4	0,07

Características de estas limas:

- Corte transversal en forma de “S”, con dos hojas de corte en ángulo activo, que presentan un contacto radial mínimo, con un espacio muy conveniente para la remoción de dentina. El espacio es más profundo en la parte posterior de la parte activa, lo que reduce el riesgo de bloqueo, la acumulación de limalla dentinaria y proporciona una alta flexibilidad.^(26,27)
- Punta inactiva, no cortante.⁽²⁶⁾

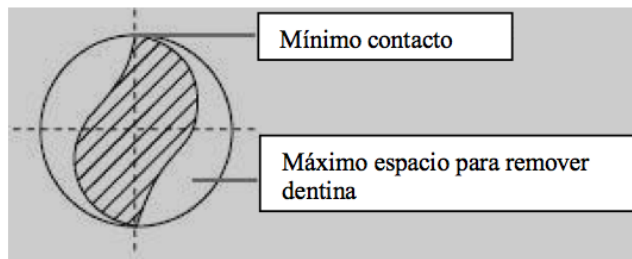


Figura 6. Corte transversal en forma de “S” .

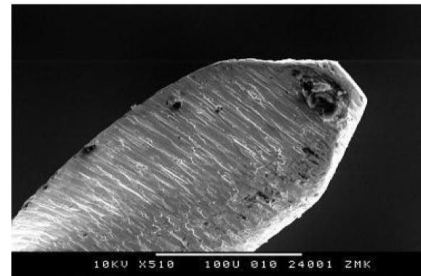


Figura 7. Punta inactiva, no cortante.

- Variable y progresiva distancia entre hojas de corte (pitch); esto reduce la posibilidad de que el instrumento se pueda “atornillar” o enganchar dentro del canal, minimizando con esto, las posibilidades de fractura.^(26,27)

Estas hojas de corte forman espirales largas, casi verticales. Este diseño reduce notablemente el efecto de “atornillamiento”, con lo que el riesgo de fracturas disminuye; al mismo tiempo que nos proporciona un mejor control en la progresión del instrumento dentro del canal radicular.^(25,26)

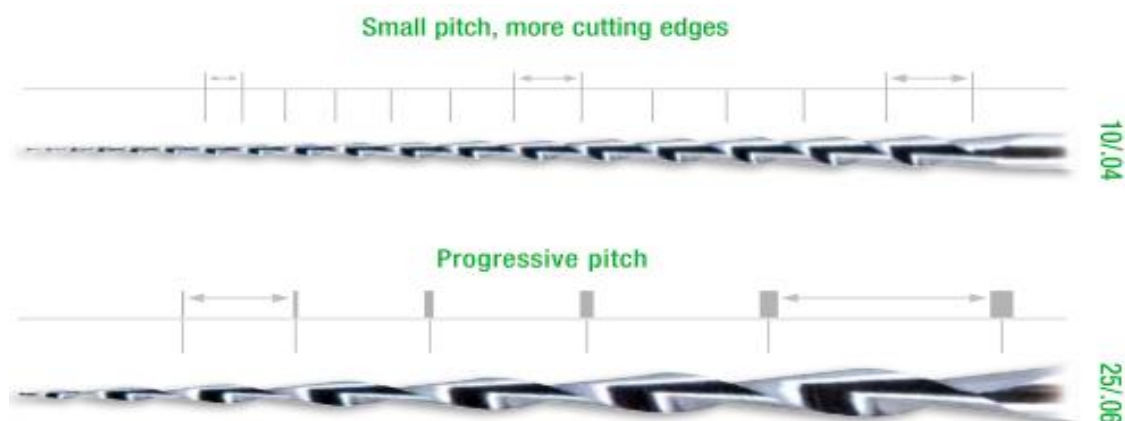


Figura 8. Variable y progresiva distancia entre las hojas de corte (pitch).

Además, la forma de estas hojas de corte, confieren una doble acción de corte, tanto al penetrar el instrumento como al desplazarlo con una ligera presión lateral hacia las paredes del canal radicular; permitiendo la ampliación simultánea del canal y logrando una forma cónica del mismo desde el primer instrumento.^(25,26)

Por otra parte, iRaCe corresponde al otro sistema de instrumentación rotatoria de Níquel-titanio en estudio, el cual su nombre RaCe, es un acrónimo formada con partes de la expresión inglesa “Reamer with alternating Cutting Edges” (fresa con bordes cortantes alternos).⁽⁵⁾ Dentro sus características, estas limas presentan:

- Pulido Electroquímico, que elimina las imperfecciones de superficie, reduciendo drásticamente los puntos débiles (micro-grietas). La superficie lisa y brillante, facilita la limpieza y desinfección, asegurando una esterilización adecuada. Este pulido incrementa y mejora la resistencia a la corrosión.⁽²⁸⁾
- Disco de memoria de seguridad (SMD), el cual sirve para controlar la fatiga y número de usos de estas limas. Después de cada uso, se debe de retirar un pétalo en los casos Simples, dos pétalos en los casos Medios y tres pétalos en los casos Difíciles. Finalmente, se debe de descartar el instrumento cuando todos los pétalos han sido retirados, lo cual evita la fractura del instrumento dentro del canal radicular.^(5,28)



Figura 9. Pulido Electroquímico.



Figura 10. Disco de memoria de seguridad.

- Eficacia de corte óptima: la forma triangular en su sección transversal (1), hacen que sus bordes afilados corten mejor, más rápidamente y sin presión. Esto genera que el instrumento permanezca menor tiempo dentro del canal radicular, produzca menor fatiga y perdure más.⁽²⁸⁾

El núcleo de menor tamaño (2), garantiza una mayor flexibilidad y permite una mejor progresión en canales curvos.⁽²⁸⁾

Un mayor espacio para los residuos (3), mejora la evacuación de estos, evitando que se atasque la lima dentro del canal.⁽²⁸⁾(Imagen 11)

- Eliminación del efecto de atornillamiento: el diseño único y patentado de estas limas, anula el efecto de atornillamiento y permite un mejor control en la progresión del instrumento; ya que alternan secciones cortas retorcidas con otras rectas. Únicamente las partes retorcidas cortan y las partes rectas dan espacio adecuado para la salida de residuos fuera del canal. iRaCe no es succionado dentro del canal, lo cual produce una notable sensación de seguridad.^(5,28) (Imagen 12)

- Punta redondeada no cortante, que funciona como guía precisa para centrarse en la curvatura del canal.⁽²⁸⁾

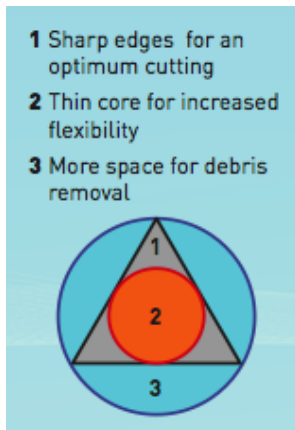


Figura 11. Eficacia de corte óptima.

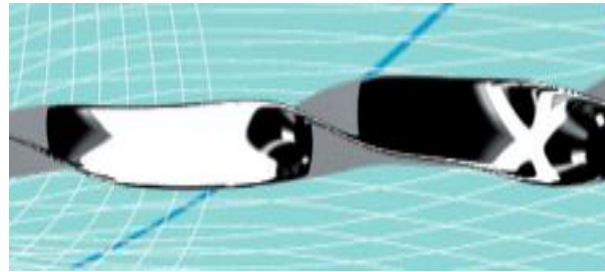


Figura 12. Lima con bordes cortantes alternos.

- Mango con identificación fácil del diámetro ISO (anillo ancho) y de la conicidad (anillo fino: amarillo: 2% - rojo: 4% - azul: 6%).⁽²⁸⁾

Hoy en día existen muchos sistemas distintos de instrumentos rotatorios, y el objetivo de todos ellos es aprovechar las cualidades del NiTi para poder realizar los tratamientos de endodoncia con mayor éxito y en menor tiempo; éxito que depende, en primer término, de la limpieza y conformación del SCR, que se encuentra condicionada por la compleja anatomía del mismo y que permitirá, en la medida de su correcta realización, un sellado posterior en la obturación de o los canales en forma tridimensional.

Hipótesis

La secuencia MTwo de VDW GmbH provoca menor transporte apical que el sistema de instrumentación mecanizada iRaCe de FKG Dentaire, al preparar canales curvos simulados y estandarizados en cubos de acrílico.

Objetivo General

Analizar si existen diferencias significativas en la transportación apical en canales curvos simulados, entre la secuencia de instrumentación mecanizada MTwo y el sistema de instrumentación iRaCe.

Objetivos Específicos

- Analizar la diferencia de la curvatura apical entre el pre y post instrumental a 0,5mm y a 1,0 mm entre ambos sistemas de instrumentación rotatoria.
- Analizar la diferencia de radio de curvatura entre la lima pre y post instrumentación en ambos sistemas de instrumentación rotatoria.
- Analizar el ángulo de divergencia apical entre las limas pre y post instrumentación en ambos sistemas de instrumentación rotatoria.

Materiales y Métodos

El diseño del presente estudio corresponde a un estudio experimental descriptivo realizado *in vitro*, el cual se llevó a cabo en las instalaciones clínicas de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae.

La muestra necesaria para realizar este estudio, fue de 30 cubos de acrílicos estandarizados de Denstply-Maillefer con canales curvos simulados y estandarizados de 10mm de ancho x 30mm largo, con un canal de longitud de 16mm, taper de 2%, calibre de 0,1mm y radio de curvatura de 5,6893mm.

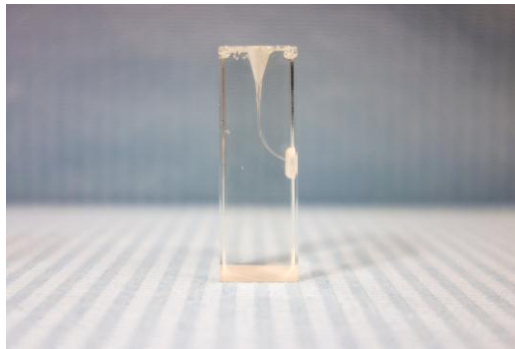
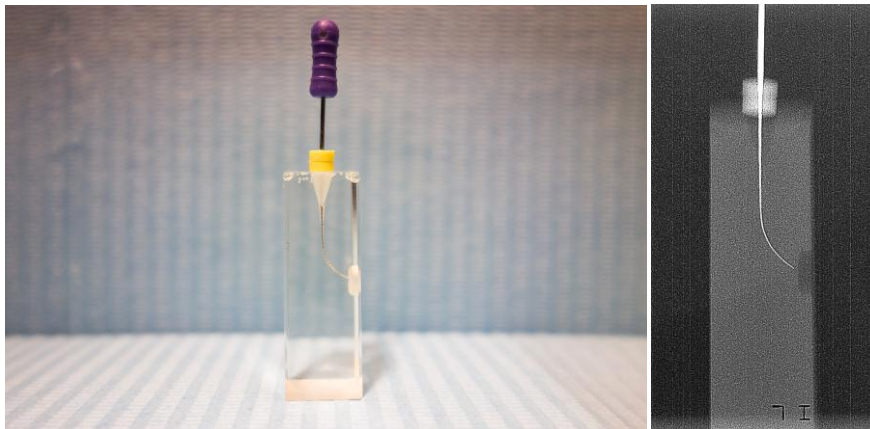


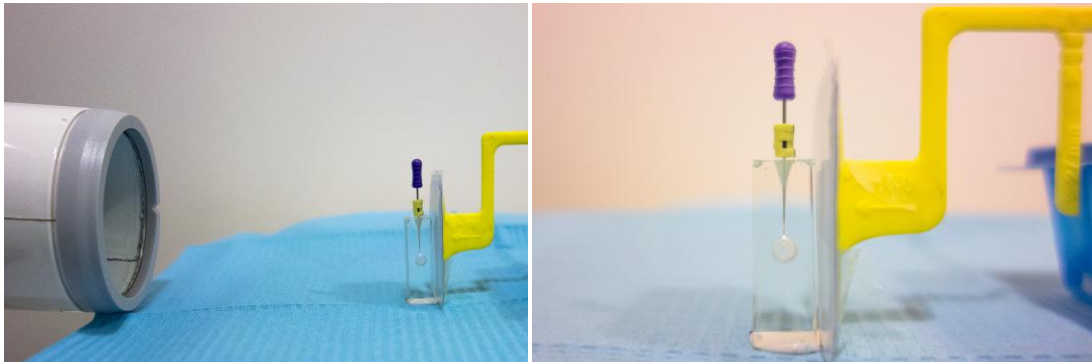
Imagen 1. Cubo de acrílico de Denstply-Maillefer con canal curvo simulado y estandarizado sin instrumentar.

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



Imágenes 2 y 3. Cubo control, determinación de la longitud de trabajo (LT) a 15mm.

Las radiografías fueron tomadas utilizando un posicionador de película Df58 con el fin de estandarizar la distancia (20cm) y posición entre la película radiográfica, los cubos de acrílico y el cono del equipo radiográfico, el cual estaba en posición perpendicular a la película radiográfica. Las radiografías fueron tomadas con un equipo Planmeca; en el cual se utilizaron valores de 50 Kw, 4 mA y un tiempo de exposición de 0,4 s.



Imágenes 4 y 5. Película radiográfica montada en el posicionador, con cubo de acrílico a una distancia de 20cm.

Previo a la utilización del instrumental mecanizado, se prepararon los canales de los 30 cubos de acrílico con fresas gates N° 1 y N° 2, para ensanchar los 2/3 de los canales simulados, a una longitud de 10mm, y posteriormente se instrumentaron con limas K manuales (Denstsply-Maillefer) de diámetro 0,10mm a 0,20mm a una longitud de trabajo de 15mm; las cuales fueron pre-curvadas, con el objetivo de ensanchar el canal según indican los fabricantes. Entre cada instrumento se irrigó con solución de 3mL de NaOCl al 5%.



Imagen 6. Ensamamiento de los 2/3 del canal radicular con fresas Gates a una longitud de 10mm.

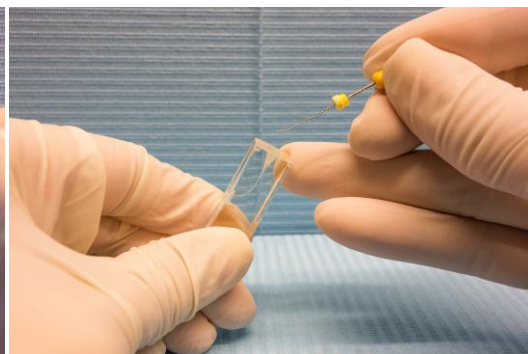


Imagen 7. Instrumentación manual previa.

Una vez finalizada la preparación manual hasta la lima K 0,20mm, los cubos acrílicos fueron aleatoriamente divididos en 2 grupos. El primer grupo, corresponde al Grupo A, el cual presentaba una muestra de n=15 y, fue instrumentado con la secuencia MTwo.



Imagen 8. Secuencia MTwo.

El protocolo de uso para cada lima del Grupo A fue el determinado por los respectivos fabricantes y se describe a continuación:

- Cada cubo de acrílico de este grupo, fue instrumentado a una longitud de trabajo (LT) de 15mm, con un motor Dentsply-Maillefer X-Smart y con la secuencia de limas MTwo que correspondía a: M10/.04 – M15/.05 – M20/.06 – M25/.06 y M30/.05.
- Según las indicaciones del fabricante, la velocidad utilizada para todas las limas fue de 300 rpm; a diferencia del torque, que fue variando según el tamaño de la lima, los cuales fueron:
 - M10/.04 – 1.2 Ncm
 - M15/.05 – 1.2 Ncm
 - M20/.06 – 2.2 Ncm
 - M25/.06 – 2.2 Ncm
 - M30/.05 – 1.2 Ncm

- Se introdujo el instrumento en rotación dentro del canal, con una presión leve y controlada, hasta llegar a LT de 15mm. Los movimientos durante la instrumentación, fueron de cepillado o bien, descritos como stroking/brushing en dirección corono/apical. La repetición de los movimientos fue de 4 veces, durante 4 segundos, es decir, un movimiento por cada segundo. El procedimiento descrito fue el mismo para cada una de las limas, a partir de M10/.04 hasta llegar a M30/.05 por cada cubo de acrílico.
- Entre cada instrumento se irrigió el canal con 3mL de solución de NaOCl al 5%.



Imagen 9. Motor X-Smart de Denstpy-Maillefer . Imagen 10. Instrumentación con sistema mecanizado MTwo.



Imagen 11. Cubos de acrílico instrumentados con secuencia de limas MTwo.

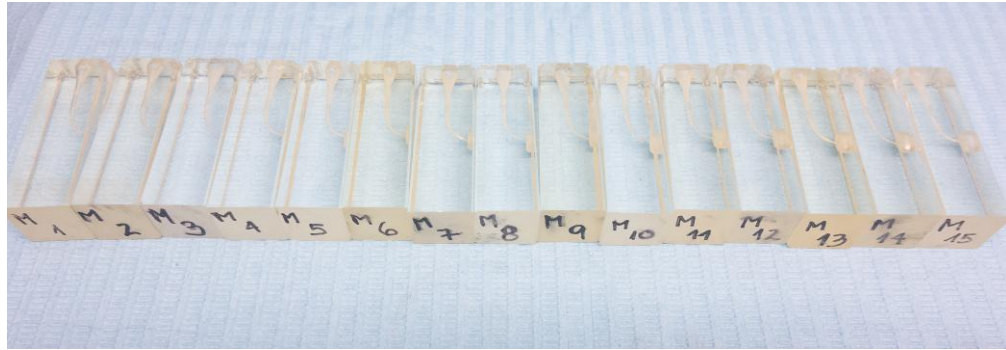


Imagen 12. Cubos de acrílico instrumentados con secuencia de limas MTwo.

El segundo grupo, correspondiente al Grupo B, presentaba una muestra de n=15, el cual fue instrumentado con el sistema mecanizado iRaCe siguiendo la secuencia de la serie básica de 3 limas, las cuales eran:

- iR 15/.06
- iR 25/.04
- iR 30/.04



Imagen 13. Serie básica de limas iRaCe.

El protocolo de uso para cada lima del Grupo B fue el determinado por los respectivos fabricantes y se describe a continuación:

- Cada cubo de acrílico de este grupo, fue instrumentado a una longitud de trabajo (LT) de 15mm, con un motor Dentsply-Maillefer X-Smart y con la secuencia de limas iRaCe que correspondía a: iR 15/.06 – iR 25/.04 e iR 30/.04.

- Según las indicaciones del fabricante, la velocidad y el torque utilizado para todas las limas fue de 600 rpm y 1.4 Ncm.
- Se insertó el instrumento en rotación dentro del canal, con una presión leve y controlada, hasta llegar a LT de 15mm. Los movimientos durante la instrumentación, fueron amplios de vaivén con mano ligera, en dirección corono/apical. La repetición de los movimientos fue de 4 veces, durante 4 segundos, es decir, un movimiento por cada segundo. Luego se retiró y se limpió cada lima con una gasa, después de haber sido utilizada. El procedimiento descrito fue el mismo para cada una de las limas, a partir de iR 15/.06 hasta llegar a iR 30/.04 por cada cubo de acrílico.
- Entre cada instrumento se irrigó el canal con 3mL de solución de NaOCl al 5%.



Imagen 14. Instrumentación con sistema mecanizado iRaCe.



Imagen 15. Cubos de acrílico instrumentados con secuencia de limas iRaCe serie básica.

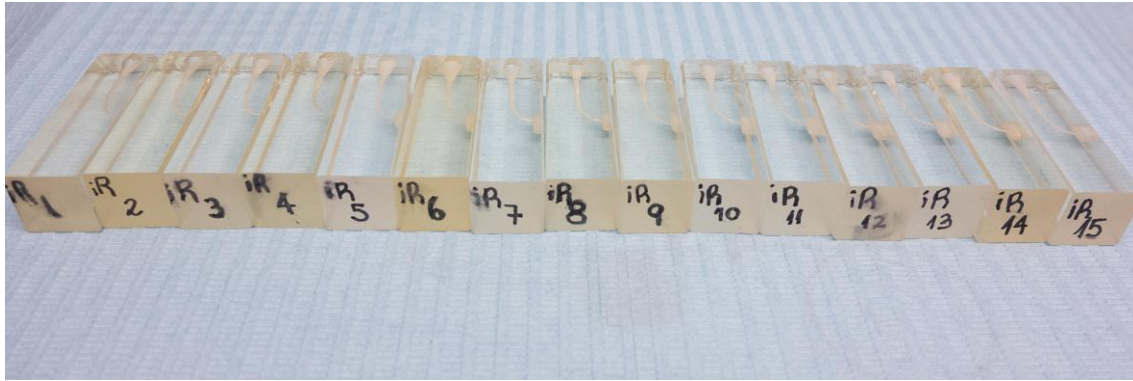


Imagen 16. Cubos de acrílico instrumentados con secuencia de limas iRaCe serie básica.

Una vez finalizada la instrumentación rotatoria, se procedió a tomar radiografías de control post instrumentación mecanizada, a cada uno de los cubos acrílicos, utilizando una lima K N°10 de Denstply-Maillefer a longitud de trabajo (LT: 15mm).

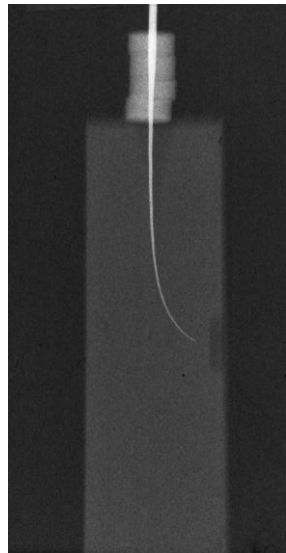


Imagen 17. Control radiográfico post-instrumentación muestra MTwo.

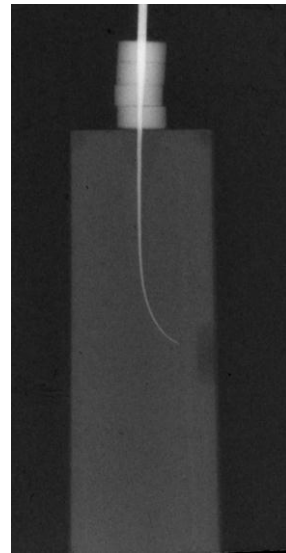


Imagen 18. Control radiográfico post-instrumentación muestra iRaCe.

Las radiografías obtenidas fueron digitalizadas a través de un scanner y almacenadas en un computador para ser mejoradas en contraste mediante la utilización del programa Photoshop Editor.

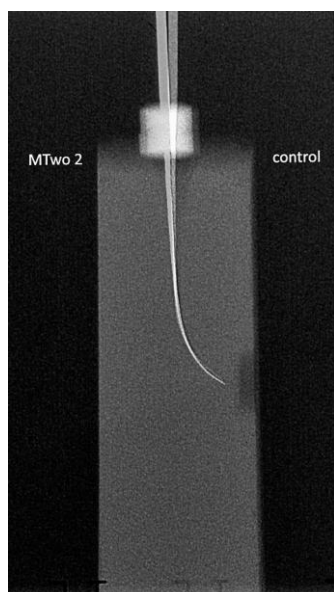


Imagen 19. Muestra N°2 MTwo con superposición de lima control mediante PhotoShop.

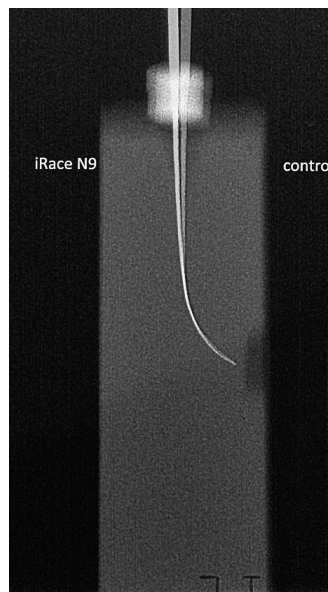


Imagen 20 Muestra N°9 iRaCe con superposición de lima control mediante PhotoShop.

Posteriormente, los controles radiográficos previos y posteriores a la instrumentación fueron superpuestos, generando la imagen definitiva para cada muestra, para el análisis con el programa AUTOCAD.

El análisis mediante AUTOCAD consistió en primera instancia en generar una imagen a escala con patrones de tamaño definidos por el programa computacional.

Posteriormente se determinó la curvatura de la lima pre y post-instrumentación, trazando una línea que pasó por el centro de la imagen de ésta. Con esto, el programa calculó el radio de curvatura de la línea trazada la que sería, para el caso de la lima pre-instrumentación el radio de curvatura del canal sin instrumentar, y para lima post-instrumentación, el radio de curvatura del canal post-instrumentación. Para el análisis a 0,5mm y a 1,0mm se tomó como referencia el ancho para poder determinar un plano x,y con vértice en el extremo del instrumento. Con esto el programa calculó la distancia entre ambas limas en los puntos seleccionados. Para analizar el ángulo de divergencia, se trazaron rectas en la zona de convergencia de las limas pre y post-instrumentación,

siguiendo la curvatura de ambas; con esto se generó un ángulo medible el cual determino la diferencia producida en la posición del extremo del instrumento, una vez finalizada la instrumentación.

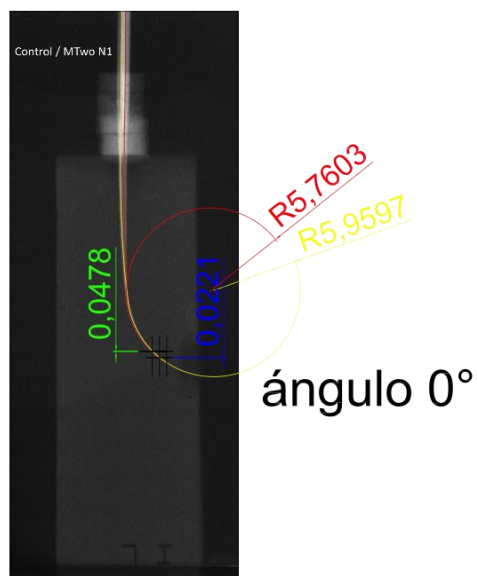


Imagen 21. Mediciones en AUTOCAD, muestra N°1 MTwo.

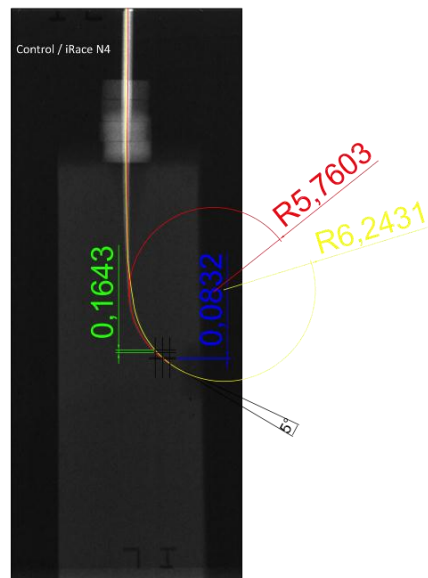


Imagen 22. Mediciones en AUTOCAD, muestra N°4 iRaCe.

Resultados

Los datos obtenidos mediante AUTOCAD se registraron en la siguiente tabla:

	R1	R2	ΔR	D 0,5mm	D 1,0mm	Ángulo entre curvaturas
A1	5,9597	5,7603	0,1994	0,0221	0,0478	0°
A2	5,7725	5,7603	0,0122	0	0	0°
A3	5,2263	5,7603	-0,5340	0,1003	0,1336	5°
A4	6,8822	5,7603	1,1219	0,2436	0,1641	12°
A5	6,4456	5,7603	0,6853	0,1957	0,1148	10°
A6	7,0353	5,7603	1,2750	0,0178	0,0878	8°
A7	5,7133	5,7603	-0,0470	0,0201	0,0475	1°
A8	5,6694	5,7603	-0,0909	0,0627	0,0492	6°
A9	7,2739	5,7603	1,5136	0,0958	0,1982	7°
A10	5,9238	5,7603	0,1635	0,0808	0,0596	6°
A11	7,0090	5,7603	1,2487	0,0955	0,2016	7°
A12	5,5946	5,7603	-0,1657	0,3136	0,2934	12°
A13	6,6108	5,7603	0,8505	0,1483	0,1374	0°
A14	6,5237	5,7603	0,7634	0,1837	0,1613	0°
A15	7,8258	5,7603	2,0655	0,1318	0,0127	8°
B1	6,5209	5,7603	0,7606	0,4543	0,3973	13°
B2	8,2501	5,7603	2,4898	0,2303	0,0154	12°
B3	5,6839	5,7603	-0,0764	0,1825	0,1799	7°
B4	6,2431	5,7603	0,4828	0,0832	0,1643	5°
B5	6,8956	5,7603	1,1353	0,4439	0,3707	13°
B6	9,7946	5,7603	4,0343	0,2489	0,0241	12°
B7	6,3065	5,7603	0,5462	0,1736	0,2411	5°
B8	6,8775	5,7603	1,1172	0,2405	0,1626	12°
B9	6,4178	5,7603	0,6575	0,1811	0,1237	8°
B10	7,0200	5,7603	1,2597	0,1525	0,0874	9°
B11	7,5751	5,7603	1,8148	0,1584	0,2623	9°
B12	6,9756	5,7603	1,2153	0,1761	0,1131	11°
B13	5,0301	5,7603	-0,7302	0,2564	0,3175	7°
B14	8,7457	5,7603	2,9854	0,0308	0,1973	12°
B15	7,6440	5,7603	1,8837	0,3967	0,2792	18°

*(Medidas en milímetros). R1: radio de la curvatura de la lima post-instrumentación. R2: radio de la curvatura de la lima pre-instrumental. ΔR : delta de R1 y R2. D 0,5mm: distancia entre las limas a 0,5mm del extremo. D1,0mm: distancia entre las limas a 1,0 mm del extremo. Ángulo entre curvaturas: ángulo de divergencia en apical entre ambas limas.

Las variables obtenidas de este estudio fueron analizadas a través del test Shapiro-Wilk, que se utiliza para saber si la variable sigue una distribución normal; además de ser el test indicado para muestras pequeñas menores o iguales a 30 observaciones, como es el caso del total de la muestra de este estudio. Las variables: ΔR , ángulo entre curvaturas, D 0,5mm y D 1,0mm, se distribuyeron normalmente. Las variables fueron descritas en términos de: N (número de muestra), promedio, mediana (p50), varianza, desviación estándar y coeficiente de variación.

A continuación para cada una de las variables de interés, se analizó si existen diferencias estadísticas significativas ente ambas marcas. Para cada una de ellas se contrastó la normalidad a través del Test de Shapiro-Wilk y gráficamente a través de la función de distribución de Kernel. Una vez testada la normalidad se aplicó el contraste de hipótesis de diferencias de medias T- Student y análisis gráficos utilizando diagramas de caja.

A continuación se agrega el análisis de las variables:

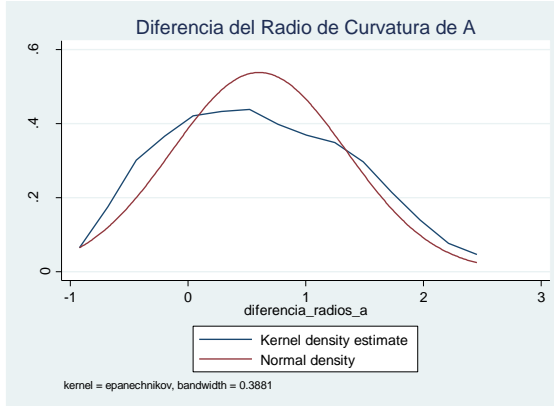
1. ΔR : diferencia del radio de la curvatura de la lima post-instrumental (R1), con el radio de la curvatura de lima pre-instrumental (R2).

A. Probar la normalidad de la diferencia de radios de la curvatura del ΔR de la muestra A (MTwo).

Test de Shapiro-Wilk

	Shapiro-Wilk W test for normal data				
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
ΔR muestra A	15	0.95706	0.833	-0.362	0.64148

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

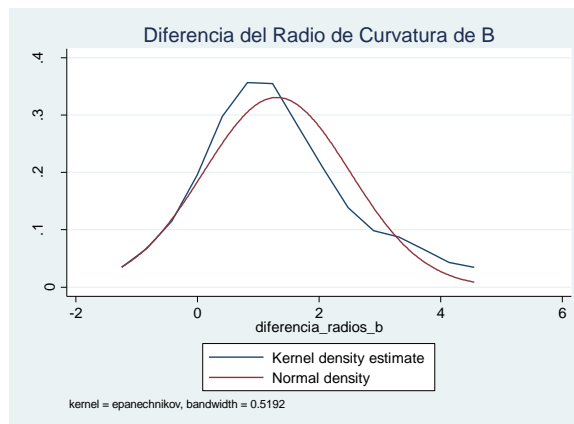


La normalidad se corroboró realizando análisis gráfico de los datos: los datos se distribuyen de forma normal.

B. Probar la normalidad de la diferencia de radios de la curvatura del ΔR de la muestra B (iRaCe).

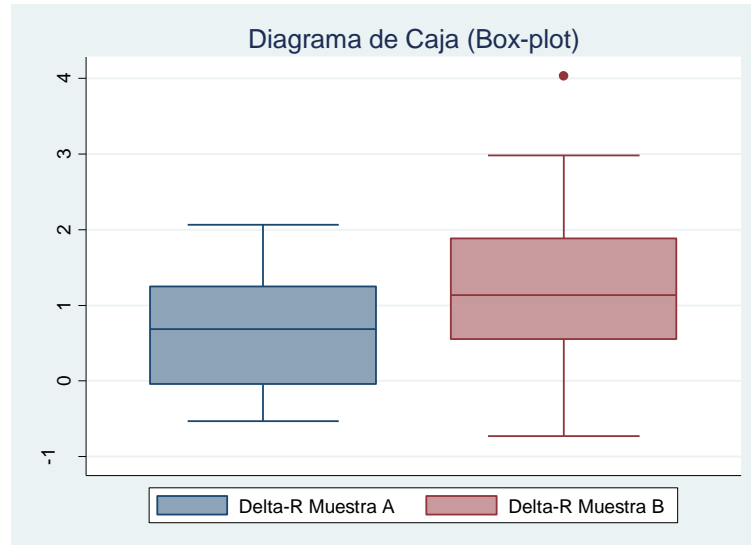
Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
ΔR muestra B	15	0.96073	0.761	-0.539	0.70510

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



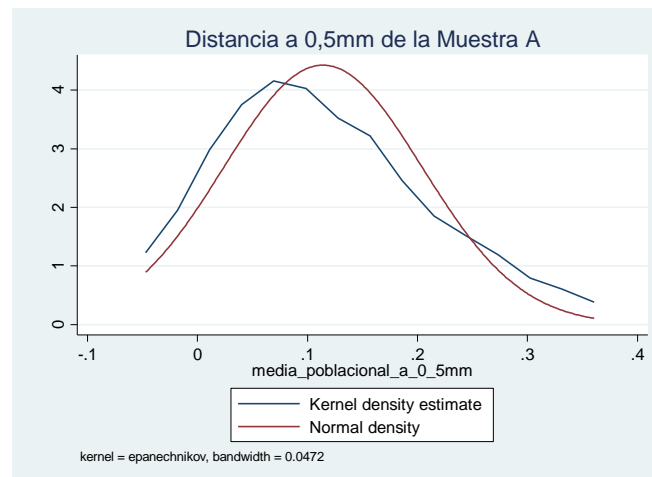
La normalidad se corroboró realizando análisis gráfico de los datos: los datos se distribuyen de forma normal.

Diagrama de Caja para los ΔR de las muestras A y B (Tabla 1 en Anexo. Diferencia de medias para el ΔR de la muestra A y la muestra B).



2. D 0,5mm: distancia entre las limas (pre y post instrumental) a 0,5mm del extremo del instrumento.
 - A. Probar la normalidad de la distancia a 0,5mm de la muestra A.

Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Media_poblacional_A_0,5m	15	0.93755	1211	0.379	0.35251



B. Probar la normalidad de la distancia a 0,5mm de la muestra B.

Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Media_poblacional_B_0,5m	15	0.90837	1777	1137	0.12785

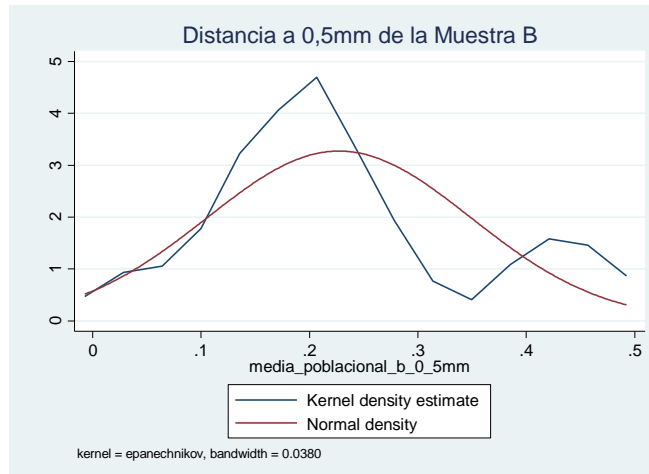
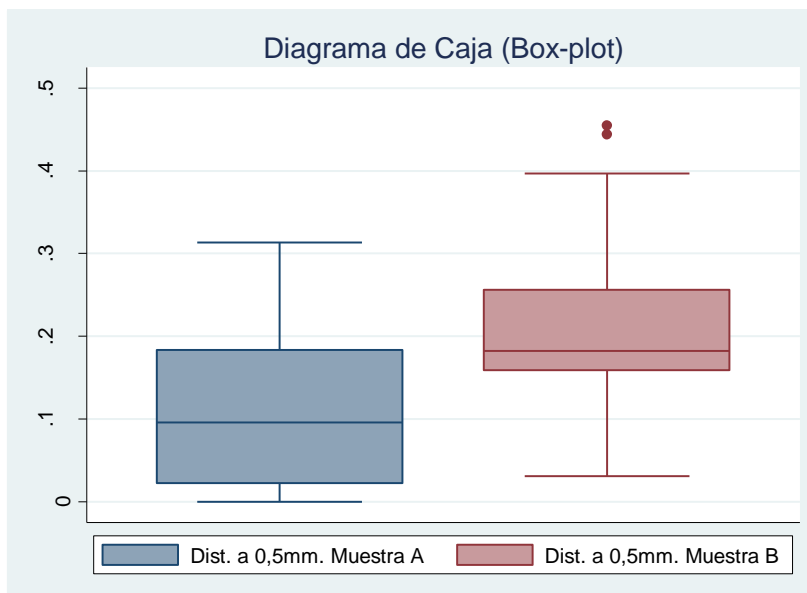


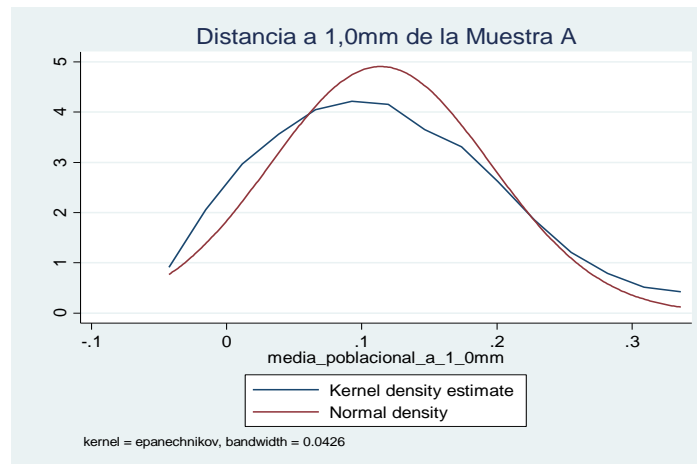
Diagrama de Caja para la distancia a 0,5mm entre ambas limas del extremo del instrumento de las muestras A y B (Tabla 2 en Anexo. Diferencia de medias para la distancia a 0,5mm de la muestra A y muestra B).



3. D 1,0mm: distancia entre las limas (pre y post instrumental) a 1,0mm del extremo del instrumento.

A. Probar la normalidad de la distancia a 1,0mm de la muestra A.

Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Media_poblacional_A_1,0m	15	0.95332	0.905	-0.197	0.57824



B. Probar la normalidad de la distancia a 1,0mm de la muestra B.

Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Media_poblacional_B_1,0m	15	0.97577	0.470	-1494	0.93245

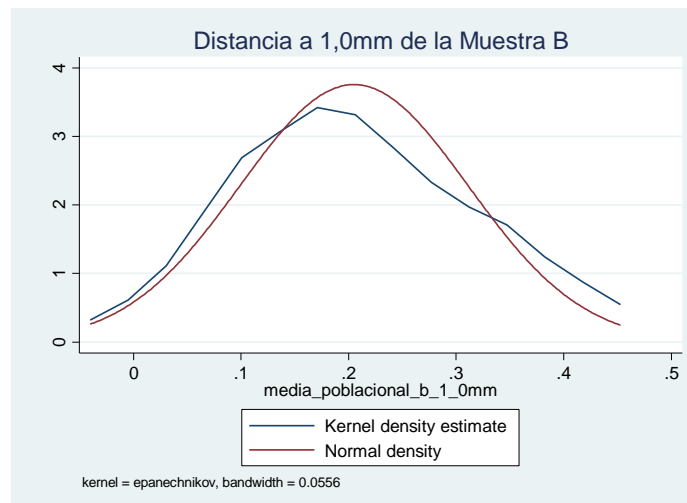
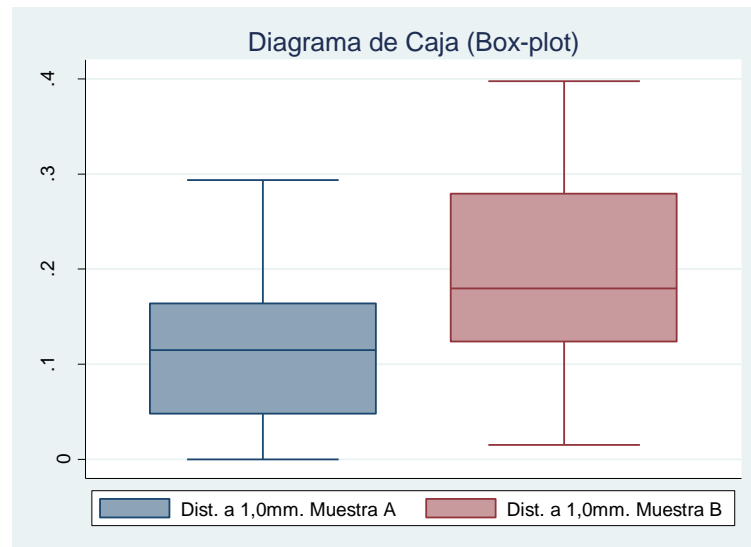


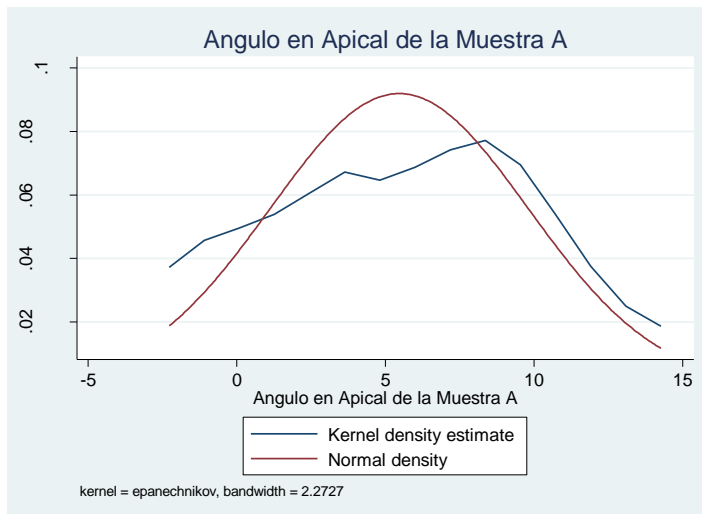
Diagrama de Caja para la distancia a 1,0mm entre ambas limas del extremo del instrumento de las muestras A y B (Tabla 3 en Anexo. Diferencia de medias para la distancia a 1,0mm de la muestra A y muestra B).



4. Ángulo entre curvaturas: ángulo de divergencia en apical entre ambas limas (pre y post instrumental).

A. Probar la normalidad del ángulo de la muestra A.

Variable	Shapiro-Wilk W test for normal data				
	Obs	W	V	z	Prob>z
Ángulo en apical de la muestra A	15	0.95363	0.899	-0.210	0.58325



B. Probar la normalidad del ángulo de la muestra B.

Shapiro-Wilk W test for normal data					
Variable	Obs	W	V	z	Prob>z
Ángulo en apical de la muestra B	15	0.94695	1029	0.056	0.47775

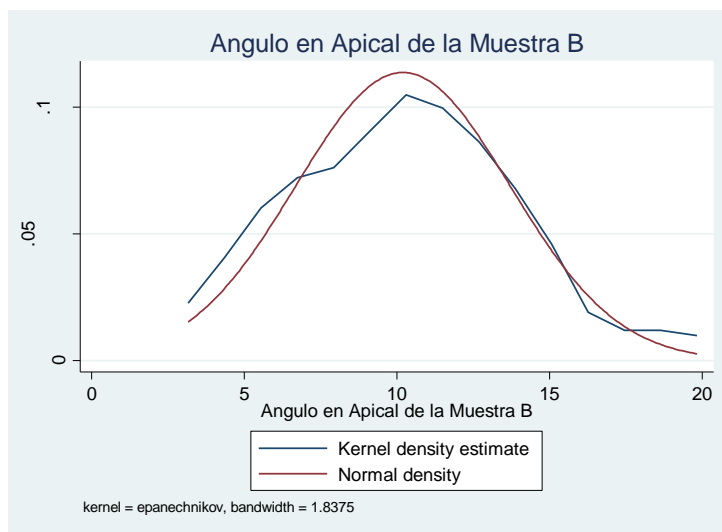
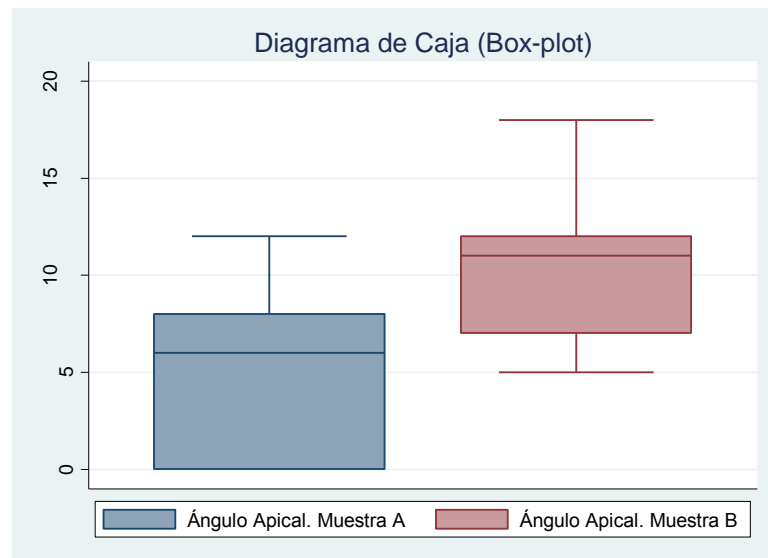


Diagrama de Caja para los ángulos entre curvaturas de las muestras A y B
(Tabla 4 en Anexo. Diferencia de medias entre curvaturas de los ángulos de muestra A y ángulos de muestra B).



A continuación se ilustra la comparación de imágenes obtenidas mediante el programa computacional AUTOCAD, las cuáles representan los resultados de las mediciones en análisis de ambos sistema de instrumentación rotatoria MTwo e iRaCe, con sus valores más cercanos y deficientes en relación a la transportación apical generada por ambas marcas. Cabe destacar, que el sistema de instrumentación mecanizada MTwo, provocó menor transportación apical en los canales curvos simulados, e incluso en algunos casos fue nula la transportación de estos, según mediciones realizadas.



Imagen 1. Muestra N°2 MTwo, en la cual no se provocó transportación apical en el canal curvo simulado.

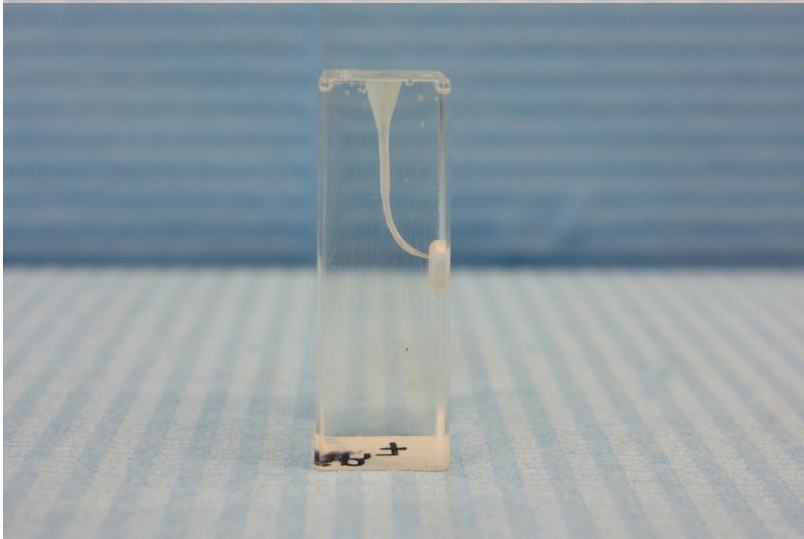


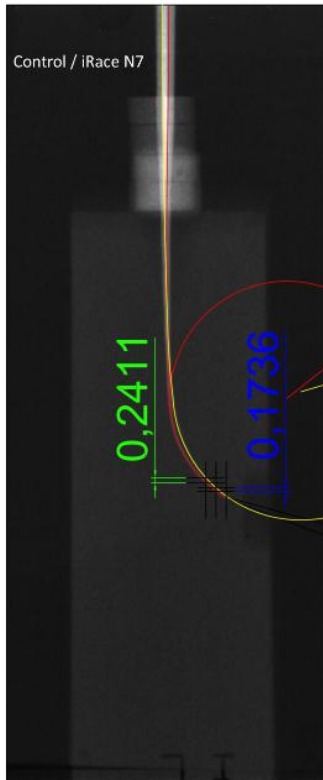
Imagen 2. Muestra N°7 iRaCe, en la cual se provocó menor transportación apical en el canal curvo simulado, que en el resto de las muestras de iRaCe.



R5,7603
R5,7725

ángulo 0°

Imagen 3. Muestra N°2 MTwo, con las mediciones realizadas en AUTOCAD, en la cual no se provocó transportación apical en el canal curvo simulado.



R5,7603
R6,3065

0,2411

0,1736

5°

Imagen 4. Muestra N°7 iRaCe, con las mediciones de AUTOCAD, en la cual se provocó menor transportación apical en el canal curvo simulado, que el resto de las muestras de iRaCe.

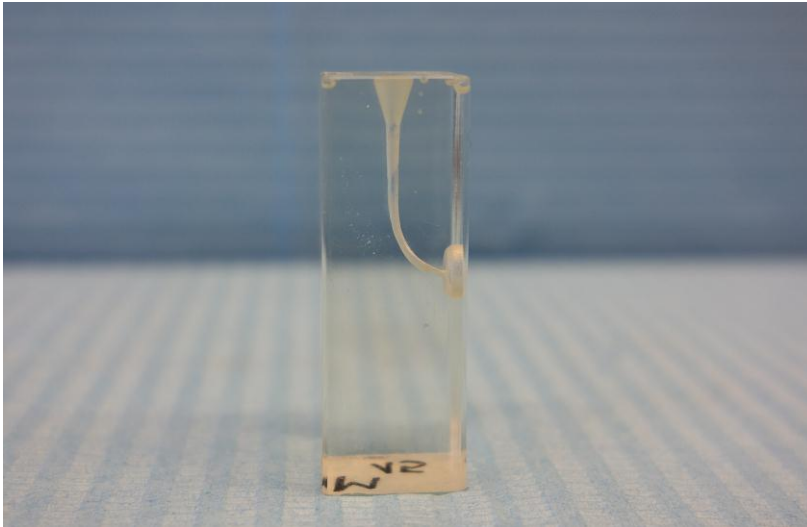


Imagen 5. Muestra N°15 MTwo, en la cual la transportación del canal, obtuvo resultados similares a la muestra N°9 de iRaCe.

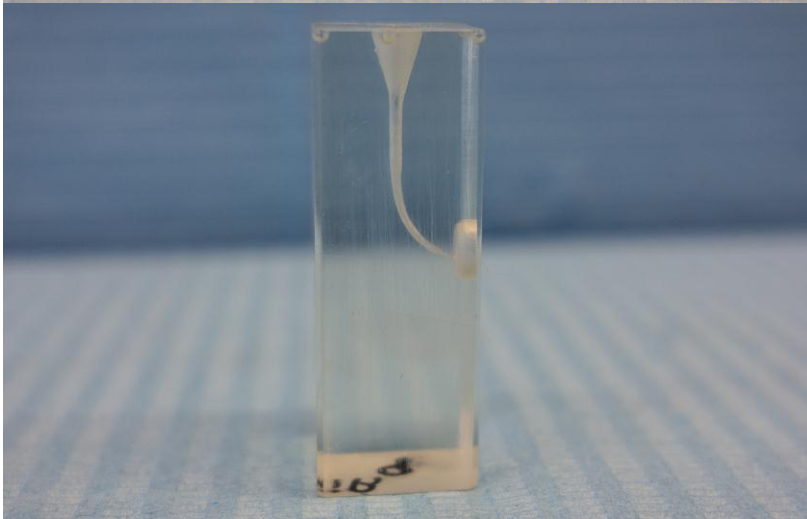


Imagen 6. Muestra N°9 iRaCe, con resultados similares a muestra N°15 de MTwo.

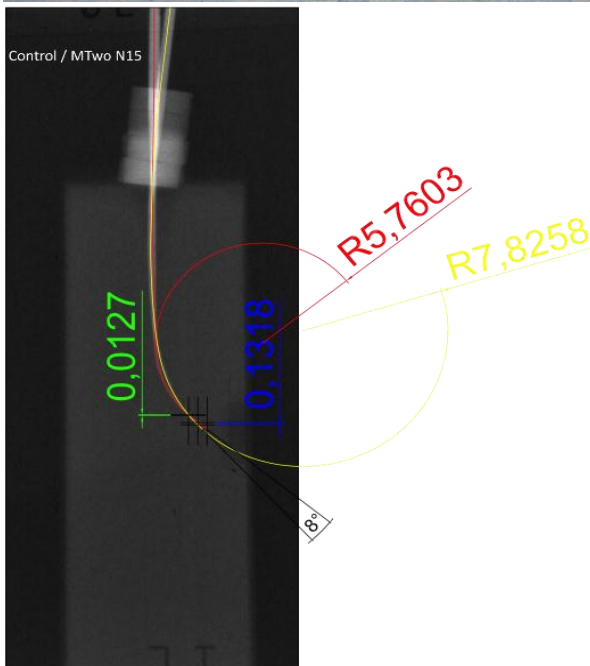


Imagen 7. Muestra N°15 MTwo, con las mediciones de AUTOCAD, que presentan valores similares a la transportación provocada en la muestra N°9 de iRaCe.

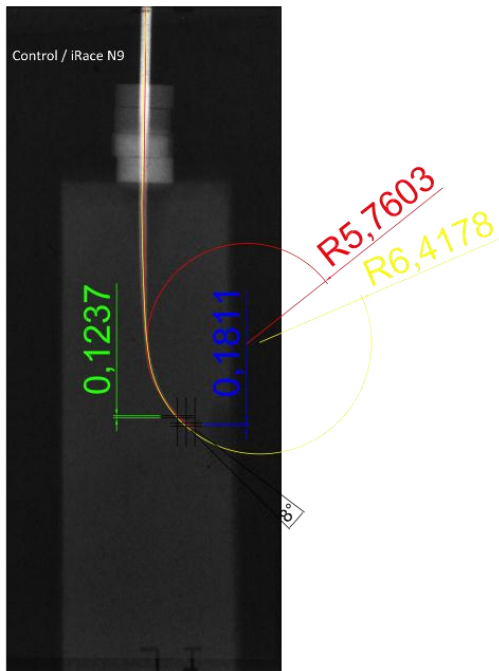


Imagen 8. Muestra N°9 iRaCe, con mediciones de AUTOCAD, que presentan valores similares a la transportación generada en la muestra N°15 MTwo.

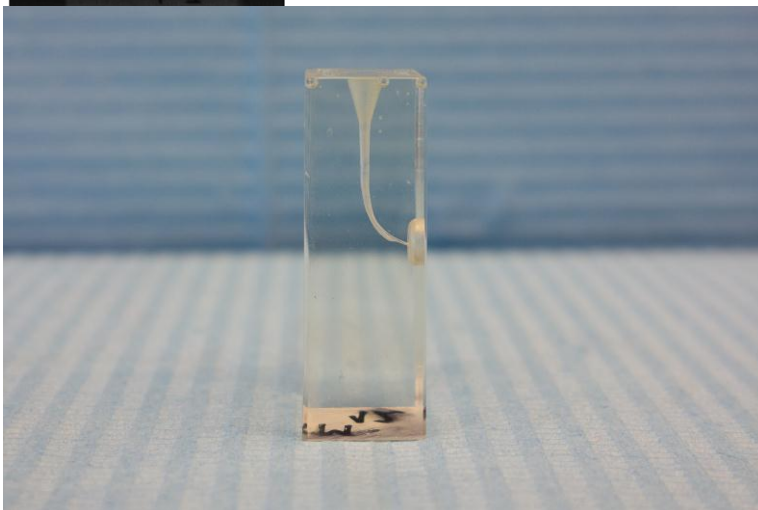


Imagen 9. Muestra N°12 MTwo, en la cual se provocó mayor transportación apical en el canal curvo simulado, que el resto de las muestras de MTwo.

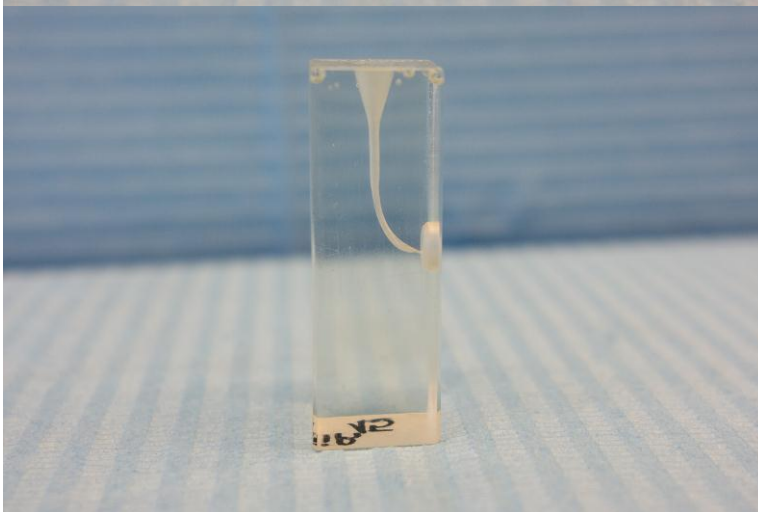


Imagen 10. Muestra N°15 iRaCe, en cual se generó mayor transportación apical que el resto de las muestras iRaCe.

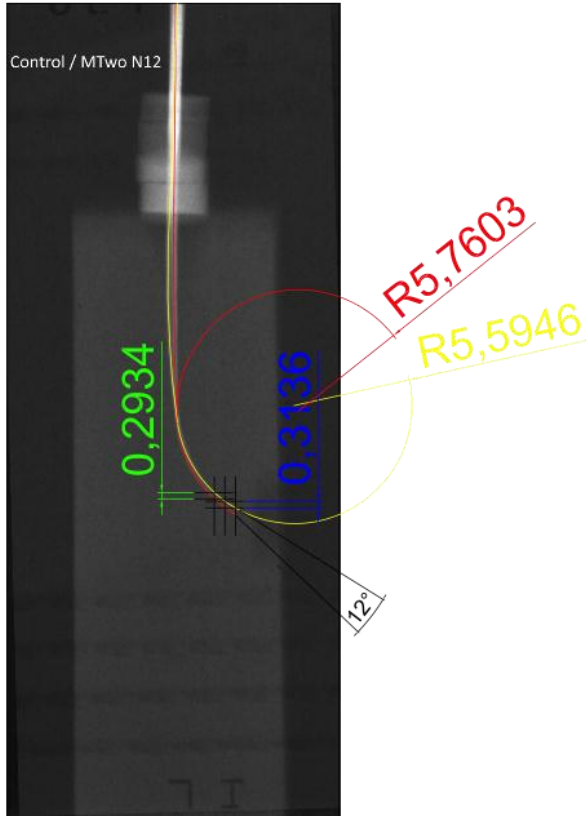


Imagen 11. Muestra N°12 MTwo, con las mediciones realizadas en AUTOCAD, en la cual se provocó mayor transportación apical en el canal curvo simulado, que en el resto de las muestras de MTwo.

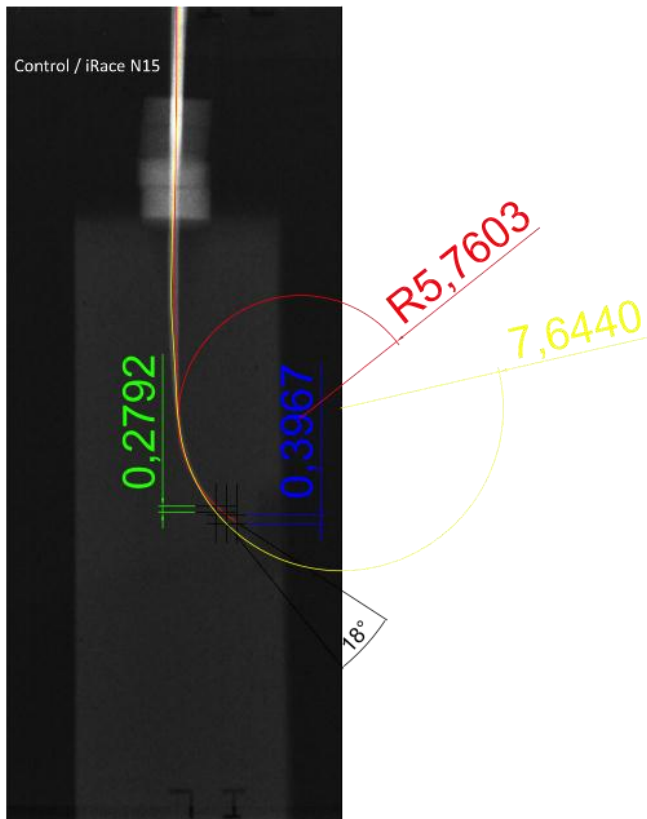


Imagen 12. Muestra N°15 iRaCe, con las mediciones de AUTOCAD, en la cual se generó mayor transportación apical en el canal curvo simulado, que el resto de las muestras de iRaCe.

Discusión

Existen numerosos estudios comparativos sobre los efectos de la instrumentación rotatoria en relación a la conformación de canales radiculares. El evidente problema que presentaban estos estudios, era el uso de dientes naturales extraídos, ya que estos poseen una variabilidad inherente respecto a la anatomía radicular y dureza dentinaria. Weine et al. fueron unos de los primeros en percibir este inconveniente; por ello decidieron utilizar bloques de resina con canales radiculares simulados, los cuales se podían elaborar de cualquier tamaño, forma o curvatura predeterminada y así, evaluar los efectos de la conformación del canal radicular con instrumentación mecanizada. Esta normalización permitió superar las diferencias impuestas por el conjunto de variables propias de los dientes extraídos, logrando obtener una evaluación precisa de algún estudio o técnica en particular a investigar. El principal problema de los bloques de resina es su baja dureza. Weine dice que la dureza en los bloques de resina, es igual a 22 kg/mm^2 , a diferencia de dientes naturales que es casi de 40 kg/mm^2 .⁽²⁹⁾

Diferentes autores han utilizado estos ejemplares en sus estudios de investigación. Ahmad ha comparado el efecto de limas ultrasónicas en dientes extraídos y bloques de resina. Los resultados de su estudio indican que los bloques de resina con canales simulados, son muestras válidas para la evaluación de la conformación de canales radiculares después de la instrumentación ultrasónica.⁽²⁹⁾

Acorde a Lim y Webber, las propiedades mecánicas como compresión, tensión y elasticidad de los bloques de resinas son más bajas que la dentina, por lo tanto, luego de la instrumentación, los transportes apicales, escalones y zip serían menos frecuentes; no obstante, cuando usamos dentina humana ésta no es homogénea y los canales radiculares no son estandarizados. Es por esto que este estudio de transportación apical ha buscado realizarse en cubos acrílicos, buscando similitud de condiciones para los sistemas mecanizados a comparar, permitiendo además, usar una muestra más pequeña.⁽²⁹⁾

La transportación apical generada en este estudio por la instrumentación mecanizada MTwo fue mínima, e incluso nula en algunas muestras, en comparación con las limas

iRaCe. Según los datos estadísticos, para la variable de la diferencia de los radios de curvatura entre las limas pre y post instrumental (ΔR), no existen diferencias estadísticas significativas. Sin embargo, para las variables de: ángulo de divergencia, distancias a 0,5mm y 1,0mm del extremo entre las limas, existen diferencias estadísticas significativas; lo que se traduce en que el grupo B, representado por la marca iRaCe, produce:

- Mayor ángulo de divergencia entre las limas pre-instrumental (lima control) y post-instrumental del grupo B (iRaCe).
- Mayor distancia a 0,5mm y 1,0mm del extremo entre las limas pre- instrumental (lima control) y post instrumental del grupo B (iRaCe).

Por lo tanto, se confirma la hipótesis de este estudio respecto a que la secuencia MTwo de VDW GmbH provoca menor transporte apical que el sistema de instrumentación mecanizada iRaCe de FKG Dentaire, al preparar canales curvos simulados y estandarizados en cubos de acrílico.

La variable de diferencia de radios de curvatura entre las limas (ΔR), fue la única que no generó diferencias estadísticas significativas; pero el nivel de significancia fue levemente superior a 0,05 (nivel de significancia); por lo que se aconsejaría ampliar el número de la muestra para eliminar sesgos, ya que el resto de la variables analizadas presentaron diferencias estadísticamente significativas. No obstante, el número de la muestra sería lo bastante representativo para dar una aproximación del comportamiento de los valores entre Mtwo e iRaCe, ya que es un estudio *in vitro*.

Se debe enfatizar, que la muestra N°2 del grupo A representado por Mtwo, no generó ninguna diferencia de las variables analizadas entre las limas pre-instrumental y post-instrumental de este grupo, lo que se traduce en que no hubo transportación apical en ninguna de las variables analizadas.

Si bien el grupo B, representado por iRaCe provocaron mayores valores en el ángulo de divergencia en apical, en la distancia a 0,5mm y 1,0mm del extremo entre las limas y, en la diferencia del radio de curvatura; es una instrumentación eficiente, rápida y segura.

Los canales simulados de ambos grupos según sus respectivas marcas, fueron instrumentados con limas de tamaños y conicidades similares. Pese a esto, el

instrumental MTwo utilizó mayor número de limas según la secuencia indicada por el fabricante; lo que colaboraría a una conformación más pausada y minuciosa, evitando crear escalones, transportaciones, Zip y perforaciones dentro del canal.⁽³⁰⁾

Cabe destacar que las limas MTwo al presentar una conicidad variable permiten ensanchar de manera adecuada los canales radiculares, ya que al pasar de una conicidad mayor a una menor, favorece a que la lima de menor taper conforme el canal sin interferencias, las cuales habrían sido eliminadas por el instrumento anterior. Esto ocurre al final de la secuencia MTwo utilizada en este estudio; en donde el penúltimo instrumento (M25/.06) conformaría el canal de manera amplia, beneficiando la instrumentación de la última lima de menor conicidad (M30/.05).

En un estudio realizado en bloques de resina con canales curvos simulados, se comparó la capacidad de conformación y eficacia de limpieza de estos canales con instrumentación rotatoria Mtwo, K3 e iRaCe. En los resultados de éste, se demostró que la instrumentación mecanizada MTwo preparó los canales curvos simulados, respetando la curvatura original del canal, de forma segura y rápida durante su uso. Además durante la preparación de canales, ninguna de las limas Mtwo se fracturó, a diferencia de los instrumentos de iRaCe y K3, que presentaron fracturas de 6 y 4 de sus limas, respectivamente.⁽³¹⁾ En la segunda parte de este estudio, se realizó la misma comparación de capacidad de conformación y eficacia de limpieza, pero a diferencia de la primera parte de este estudio; se efectuó en canales severamente curvos de dientes humanos extraídos, obteniendo nuevamente MTwo, mejores resultados en relación a la mantención de la curvatura original del canal y capacidad de limpieza con respecto a las otras marcas en comparación.⁽³²⁾

De los resultados e imágenes obtenidas con AUTOCAD, podemos inferir que las variables: D 0,5mm, D 1,0mm y ángulo entre curvaturas; reflejan de mejor forma gráfica lo que significa la transportación apical de los canales radiculares simulados. Las muestras que presentan estas variables con valores aumentados, logran exponer la desviación causada dentro del canal; en especial en su porción apical, ya que se observa la separación de las limas (divergencia) pre y post instrumental en ese área del canal.

En cuanto a la experiencia del operador con ambos sistemas mecanizados, la serie MTwo, requirió de mayor paciencia, destreza y minuciosidad, por la cantidad de instrumentos utilizados; además, de que la instrumentación de los canales con las limas M20/.06 y M25/.06, mostraron cierta tendencia al efecto de atornillamiento por su aumento de conicidad. Pese a ello, se debe tener en cuenta que el operador no manejaba con anterioridad dicha marca, y una vez familiarizado con el sistema MTwo fue controlando la presión y habilidad durante la instrumentación.

Por otra parte el sistema mecanizado iRaCe presentó mayor facilidad y dinamismo durante la instrumentación de canales radiculares, debido al menor número de limas y a la previa utilización de dicho instrumental en otras circunstancias por parte del operador.

Conclusión

En este estudio experimental la instrumentación mecanizada de MTwo, obtuvo resultados estadísticos superiores que los instrumentos de iRaCe, provocando menor transportación apical de los canales curvos simulados, ya que mantuvo de mejor forma la curvatura original del canal, sin mayores desviaciones; a diferencia de iRaCe que adquirió resultados inferiores según las variables analizadas.

Basado en la literatura, estudios realizados tanto en bloques de resina como en dientes humanos extraídos, el sistema de MTwo ha obtenido una mejor conformación de canales radiculares curvos, con una rápida preparación mecánica de estos, sin sufrir variaciones en la longitud de trabajo predeterminada por el profesional. Si bien, la instrumentación de MTwo ha conseguido destacables resultados respecto a la transportación de los canales radiculares curvos y actúa eficazmente en la instrumentación de estos; es recomendable la utilización de dichas limas para profesionales con más experiencia laboral, debido a que requiere de mayor destreza y control del instrumento. Además precisa de una superior concentración y habilidad por parte del operador, ya que posee una secuencia con mayor cantidad de instrumentos y con diferentes valores de torque entre una lima y la siguiente; lo que podría causar cierta confusión en un operador con menor experiencia.

En relación a la instrumentación mecanizada de iRaCe, a pesar que obtuvo resultados inferiores a los de MTwo, presenta una serie básica de fácil, seguro y eficaz manejo en la conformación de canales radiculares curvos, la cual podría ser recomendada para operadores que están comenzando a utilizar instrumentación rotatoria de Níquel-Titanio, ya que según otros estudios comparativos de instrumentación mecanizada entre iRaCe y otras marcas (exceptuando MTwo), esta obtiene mejores resultados, respecto a la transportación apical de canales radiculares.

Independiente de los resultados de este estudio, se debe destacar que los instrumentos de aleación de Níquel-Titanio, ya sean manuales o rotatorios, son los adecuados e indicados para la instrumentación de canales radiculares curvos. A diferencia del acero inoxidable en relación a su rigidez; la aleación de NiTi, posee propiedades de gran flexibilidad y menor módulo de elasticidad, permitiendo: la

correcta instrumentación y conformación de las curvaturas que presentan estos canales radiculares y, evitando la creación de desviaciones o deformaciones de la anatomía original del canal. Conjuntamente, si a los instrumentos de Níquel-Titanio se les complementa con un motor con control de torque (instrumentación mecanizada o rotatoria), éste acelera y simplifica el procedimiento operatorio, respecto al menor tiempo de preparación y mejor conformación del sistema de canales radiculares curvos. No obstante, la instrumentación mecanizada siempre esta antecedida por la instrumentación manual, según lo indica el fabricante.

Finamente, ampliar la muestra sería un argumento importante a considerar en el futuro, ya que serviría para corroborar los resultados de este estudio y para disminuir el sesgo provocado por la calibración del operador. De lo siguiente, también se puede inferir que la habilidad y competencia del operador es de suma importancia, ya que utilización de este tipo de instrumentación en dientes humanos, presenta mayores dificultades en cuanto a la anatomía radicular y la dureza dentinaria. En el caso de ser utilizado por alumnos de pre-grado, se recomienda la previa utilización de estos instrumentos de manera *in Vitro*, o de lo contrario, con la supervisión de un profesional con experiencia.

Bibliografía

1. Santos E. Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Trabajo de investigación bibliográfica del proceso de suficiencia profesional para obtener el título de Cirujano-Dentista, Facultad de Estomatología Roberto Beltrán, Universidad Peruana Cayetano Heredia. Marzo 2010. Citado el 23 de Julio de 2013. Disponible en:
<http://www.cop.org.pe/bib/investigacionbibliografica/EVELYNPATRICIASANTOSARIAS.pdf>
2. Berutti E, Cantatore G. Rotary Instruments in Nickel Titanium. En: Castellucci A. Endodontics vol II. 2^{da} ed. Florencia, Italia: Editorial Il Tridente; 2005. p. 518-547.
3. Soares IJ, Goldberg F. Preparación del conducto radicular: limpieza y conformación. En: Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: técnica y fundamentos. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2002. p. 77-125.
4. Cañete MT, Stacchiotti Z. Análisis de la transportación foraminal en la conformación apical con sistema RaCe. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. 2011 Sept; (24): 8-14.
5. Dirheimer M, Dirheimer K, Ludwig S, Ludwig E. Preparación de conductos curvos con instrumentos rotatorios usando la técnica corona abajo. América Latina Noticias Dentales, Reportes Especiales Endodoncia. Febrero-Abril 2008. Citado el 23 de Julio 2013. Disponible en:
<http://www1.dentalhub.net/Portals/5/Articles/LADNFeb08-Special%20Report-Endo%20Technique.pdf>
6. Canalda SC, Brau AE. Concepto de Endodoncia. En: Canalda SC, Brau AE. Endodoncia: Técnicas Clínicas y Bases Científicas. 2^a.ed. Barcelona, España: Elsevier; 2006. p. 1-3.
7. Castellucci A. A Brief History of Endodontics. En: Castellucci A. Endodontics (vol I). 2^a.ed. Florencia, Italia: Il Tridente; 2005. p. 2-5.

8. Leonardo M, De Toledo R. Perfeccionamiento y simplificación de las técnicas endodónticas. En: Leonardo M, De Toledo R. Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel-Titanio. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Latinoamérica; 2002. p. 3-30.
9. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A. Endodontic Instruments. En: Castellucci A. Endodontics vol II. 2^a.ed. Florencia, Italia: Editorial Il Tridente; 2005. p. 356-394.
10. Berutti E, Castellucci A. Cleaning and Shaping the Root Canal System. En: Castellucci A. Endodontics vol II. 2^a.ed. Florencia, Italia: Editorial Il Tridente; 2005. p. 396-431.
11. Pérez E, Burguera E, Carvallo M. Revisiones Bibliográficas: Tríada para la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares. Acta Odontológica Venezolana. 2003; 41(2) Citado el 23 de Julio de 2013. Disponible en:

http://www.actaodontologica.com/ediciones/2003/2/triada_limpieza_conformacion_conductos_radiculares.asp
12. Comunidad de Endodoncia: Endoroot. Irrigación y desinfección en endodoncia. 2008. Citado el 23 de Julio 2013. Disponible en:
<http://www.endoroot.com/modules/news/article.php?storyid=73>
13. Caviedes J. Biomecánica de la irrigación en el pronóstico de la endodoncia con sistemas de limas secuenciales rotatorias y limas únicas de movimiento alterno. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. 2012 Sept; (26): 4-13.
14. Santos A. Efectividad antibacteriana del gluconato de clorhexidina al 0,12% y el hipoclorito de sodio al 2,5% como soluciones antisépticas del conducto radicular. Facultad de Odontología, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. 2003. Citado el 23 de Julio de 2013. Disponible en:
http://www.cybertesis.edu.pe/sisbib/2003/santos_ea/pdf/santos_ea.pdf

15. Michael J. Scianamblo. A Contemporary Approach to Cleaning and Shaping of the Root Canal System Emphatizing “Early Coronal Enlargement”. En: Castellucci A. Endodontics (vol II). 2^aed. Florencia, Italia: Il Tridente; 2005. p. 483.
16. Bellera M^a. Manejo Clínico del Tercio Apical en la Terapia Endodónica Convencional. Octubre 2004. Citado el 23 de julio de 2013. Disponible en : http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_42.htm
17. Puente C, Jaime A, Zoilo L. Técnica de Stress Mínimo: Conformación Mecanizada Segura. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. 2008 Sept; (18): 4-8.
18. Gambarini G, Milana V, Pongione G, Rizzo F, Testarelli L. Como Mejorar la Instrumentación con Níquel-Titanio en Endodoncia: Consejos Clínicos e Innovación Tecnológica. . Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. 2009 Sept; (20): 16-21.
19. Alcota RM , Compán CG, Salinas CJ, Palma EA. Estudio comparativo in vitro de la transportación del canal radicular, utilizando tres sistemas rotatorios de Níquel-Titanio: HERO Shaper, ProTaper Universal y RaCe. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2011 Jul-Dic; 23(1). Citado el 23 de Julio 2013. Disponible en : http://www.sci.unal.edu.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2011000200002&lng=es&nrm=iso&tlng=es
20. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: Review of a Great challenge in Endodontics. Journal of Endodontics. 2007; 33(10):1155–1162.
21. Padrón E. Cambios en la Estructura Dentaria Producto de Tratamiento de Conductos. Diciembre 2002. Citado el 23 de Julio de 2013. Disponible en: http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_28.htm
22. Hulsmann M, Peters OA, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endodontic Topics. 2005; (10): 30–76. Citado el 24 de Julio 2013. Disponible en:

http://www.aae.org/uploadedFiles/Publications_and_Research/Endodontics_Colleagues_for_Excellence_Newsletter/HulsmannetalRotaryArticle.pdf

23. González TM. Objetivos del Tratamiento de Conducto. Noviembre 2006.

Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:

http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_51.htm

24. Zanello GD, Sousa NM, Djalma PJ. Mecanismo de Acción de los Instrumentos Rotatorios en Níquel-Titanio. Departamento de Odontología Restaurativa. Facultad de Odontología de Ribeirao Preto, Universidad de Sao Paulo. Diciembre 2005.

Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:

http://www.forp.usp.br/restauradora/temas_endo/temas_cast/mecanismo_rotatorio_niti.html

25. Miranda E. Limas MTwo: Características y Técnica de Instrumentación.

Disciplina de Endodoncia, Facultad de odontología, Universidad de San Carlos de Guatemala. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:

<http://odonto42012.files.wordpress.com/2012/01/limas-mtwo-vdw.pdf>

26. Mtwo: The Efficient NiTi System. Product Brochure VDW. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en: [http://www.vdw-](http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/en-mtwo_produk.pdf)

[dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/en-mtwo_produk.pdf](http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/en-mtwo_produk.pdf)

27. Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. The Mtwo NiTi rotary system for root canal preparation. 2006. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:

<http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/presse/en/Roots-2006-3-Malagnino.pdf>

28. FKG iRaCe brochure. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en:

http://www.fkg.ch/sites/default/files/fkg_irace_brochure_en_ve.pdf

29. Khalilak Z, Fallahdoost A, Dadresanfar B, Rezvani G. Comparison of extracted teeth and simulated resin blocks on apical canal transportation. The International Education Journal. 2008; 3(4): 109-112. Citado el 24 de Julio de 2013. Disponible en: <http://journals.sbmu.ac.ir/iej/article/download/936/839>

30. Uroz TD, González RM^a, Ferrer LC. Effectiveness of a Manual Glide Path on the Preparation of Curved Root Canals by Using Mtwo Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. 2009 May; 35(5): 699-702.
31. Schafer E, Erlen M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved Canals. *International Endodontic Journal*. 2006 March; (39): 196-202.
32. Schafer E, Erlen M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*. 2006 March; (39): 202-212.

Anexos

Anexo 1

1) Tabla 1. Diferencia de medias para el ΔR de la muestra A y la muestra B.

Two-sample t test with equal variances						
Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
diferencia_radios_a	15	.6040933	.1913905	.7412524	.1936014	1.014585
diferencia_radios_b	15	1.305667	.3113223	1.205746	.6379468	1.973386
combined	30	.95488	.1909969	1.046133	.5642475	1.345512
diff		-.7015733	.3654475		-1.450159	.047012
diff = mean(diferencia_rad~a) - mean(diferencia_rad~b)				t = -1.9198		
Ho: diff = 0				degrees of freedom = 28		
Ha: diff < 0				Ha: diff > 0		
Pr(T < t) = 0.0326				Pr(T > t) = 0.9674		
				Ha: diff != 0		
				Pr(T > t) = 0.0651		

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

Conclusión: No existen diferencias significativas para el ΔR .

2) Tabla 2. Diferencia de medias para la distancia a 0,5mm de la muestra A y muestra B.

Two-sample t test with equal variances						
Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
~a_0_5mm	15	.11412	.0232759	.090147	.0641982	.1640418
~b_0_5mm	15	.22728	.0314721	.1218909	.1597791	.2947809
combined	30	.1707	.0219145	.1200306	.1258798	.2155202
diff		-.11316	.0391441		-.193343	-.032977
diff = mean(media_po~a_0_5mm) - mean(media_po~b_0_5mm)				t = -2.8909		
Ho: diff = 0				degrees of freedom = 28		
Ha: diff < 0				Ha: diff > 0		
Pr(T < t) = 0.0037				Pr(T > t) = 0.9963		
				Ha: diff != 0		
				Pr(T > t) = 0.0073		

Dada la prueba T-Student para la diferencia de medias, se rechazó la hipótesis nula, por lo tanto existen diferencias estadísticas significativas entre ambos grupos. Las distancias a 0,5mm de los extremos del instrumento producidos por el grupo B son estadísticamente mayores a los producidos por el grupo A.

Conclusión: Existen diferencias significativas para las distancias a 0,5mm de los extremos del instrumento entre ambas marcas.

3) Tabla 3. Diferencia de medias para la distancia a 1,0mm de la muestra A y muestra B.

Two-sample t test with equal variances						
Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
~a_1_0mm	15	.1139333	.0209914	.0812995	.0689112	.1589555
~b_1_0mm	15	.2050733	.0274137	.1061728	.1462768	.2638699
combined	30	.1595033	.018957	.1038319	.1207319	.1982748
diff		-.09114	.0345279		-.1618665	-.0204135
diff = mean(media_po~a_1_0mm) - mean(media_po~b_1_0mm)				t = -2.6396		
Ho: diff = 0				degrees of freedom = 28		
Ha: diff < 0				Ha: diff > 0		
Pr(T < t) = 0.0067				Pr(T > t) = 0.0134		
				Pr(T > t) = 0.9933		

Dada la prueba T-Student para la diferencia de medias, se rechazó la hipótesis nula, por lo tanto existen diferencias estadísticas significativas entre ambos grupos. Las distancias a 1,0mm de los extremos del instrumento producidos por el grupo B son estadísticamente mayores a los producidos por el grupo A.

Conclusión: Existen diferencias significativas para las distancias a 1,0mm de los extremos del instrumento entre ambas marcas.

4) Tabla 4. Diferencia de medias entre curvaturas ángulos muestra A y ángulos muestra B.

Two-sample t test with equal variances						
Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
media_~a	15	5.466667	1.120657	4.340287	3.063096	7.870238
media_~b	15	10.2	.9060642	3.509172	8.256686	12.14331
combined	30	7.833333	.8333333	4.564355	6.128975	9.537691
diff		-4.733333	1.441119		-7.685333	-.0204135
diff = mean(media_po~a_1_0mm) - mean(media_po~b_1_0mm)				t = -2.6396		
Ho: diff = 0				degrees of freedom = 28		
Ha: diff < 0				Ha: diff > 0		
Pr(T < t) = 0.0014				Pr(T > t) = 0.0027		
				Pr(T > t) = 0.9986		

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

Conclusión: Existen diferencias significativas para los ángulos apicales entre ambas marcas.

Anexo 2

Los siguientes estudios comparan ambas marcas de instrumentación rotatoria, en relación a su efectividad en la conformación de canales radiculares y resistencia a la corrosión.

Estudio: “Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary MTwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals”. E. Schäfer, M. Erler & T. Dammaschke

Objetivo: Comparación en la habilidad de conformación y eficacia de limpieza de canales curvos simulados con instrumentos rotarios de Níquel- Titanio MTwo, K3 y RaCe.

Metodología: Se utilizaron 120 cubos de resina con canales curvos simulados, con curvaturas de 28° (n=60) y 35° (n=60); los cuales fueron separados en 3 grupos de 40 cubos para cada marca con ambas curvaturas, y posteriormente preparados con instrumentos MTwo, K3 y RaCe. Los instrumentos MTwo utilizaron una técnica de longitud única (Grupo A, n=40) y los instrumentos K3 (Grupo B, n=40) y RaCe (Grupo C, n=40), usaron la técnica corono/apical. Las imágenes de la pre y post instrumentación con la conformación de los canales curvos simulados, fueron evaluadas y registradas con un programa de análisis de imagen de computación. La incidencia de las aberraciones del canal, el tiempo de preparación, los cambios de la longitud de trabajo y las fallas de los instrumentos, también fueron registradas. Los datos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA y test de Student-New-man-Keuls.

Resultados: En promedio, los canales preparados con instrumentos MTwo se mantuvieron mejor centrados en comparación con aquellos instrumentados con K3 o RaCe. Durante de la preparación de los canales simulados, seis limas RaCe, cuatro K3 se fracturaron dentro del canal; y ninguno de los instrumentos Mtwo sufrieron fracturas ($P > 0,05$). La instrumentación con MTwo fue significativamente

más rápida ($p < 0,001$), en los dos tipos de curvaturas que presentaban los cubos de resina.

Conclusiones: Los instrumentos MTwo prepararon más rápido los canales curvos simulados, respetado la curvatura original del canal; además de ser seguros de usar.

Estudio: "Electrochemical corrosion assessment of RaCe and Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use and sterilization". Shahi S, Mokhtari H, Rahimi S, Shiezadeh V, Ashasi H, Abdolrahimi M, Foroughreyhani M.

Objetivo: El propósito de este estudio fue evaluar electroquímicamente la resistencia a la corrosión de las limas RaCe y Mtwo, después de repetidos procedimientos de preparación de canales y esterilización del instrumental.

Diseño del Estudio: Fueron utilizadas un total de 450 limas rotatorias, en donde la mitad correspondían a limas RaCe y la otra mitad a MTwo. Las limas fueron divididas aleatoriamente en 3 grupos de trabajo: Grupo 1, correspondían a 288 limas (RaCe $n=144$ y MTwo $n=144$) que debían preparar el canal mesiobucal de primeros molares mandibulares extraídos, los cuales presentaban una curvatura máxima de 20° ; utilizando como solución irrigante NaOCl al 2.5% y solución salina (se realizó una subdivisión dentro de cada marca, para utilizar ambos irrigante por separado). El grupo 2, correspondía a las limas de autoclave, con un total de 144 limas (RaCe $n=72$ y MTwo $n=72$), las cuales fueron desinfectadas y esterilizadas en autoclave sin haber realizado la preparación de canales radiculares. Grupo 3, correspondían a 18 limas control (RaCe $n=9$ y MTwo $n=9$), las cuales fueron retiradas de su paquete original, sin haber sido utilizadas, desinfectadas o esterilizadas en autoclave. Finalmente todas las limas de todos los grupos fueron sometidas a un análisis de corrosión mediante una medición Electroquímica. Mann-Whitney y Wilcoxon fueron las pruebas que se utilizaron para grupos independientes y dependientes respectivamente.

Resultados: El análisis estadístico indicó que hubo diferencias significativas en la resistencia a la corrosión entre las limas RaCe y MTwo utilizadas, tanto en los

grupos de preparación de canales (grupo 1) y las que fueron esterilizadas (grupo 2) ($p < 0,001$).

Conclusiones: La resistencia a la corrosión de las limas Mtwo N° 25, N° 30, y N° 35 fue significativamente más alta que las limas RaCe de tamaños similares.