

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE VALENCIA

SAN VICENTE MÁRTIR



**Estudio comparativo de la capacidad de
conformación y la fatiga cíclica de 10 sistemas de
instrumentación endodóncicos**

TESIS DOCTORAL

Presentada por: D. Jorge Rubio Climent

Dirigida por: Dr. D. Antonio Pallarés Sabater

2019

Agradecimientos

Agradecer al Dr. Antonio Pallarés, como director, y a D. José Ignacio Zarzosa López por toda la ayuda y paciencia para la realización de esta Tesis Doctoral.

Muchas gracias a mi familia y a mi pareja por el apoyo y la confianza para seguir creciendo tanto personal como profesionalmente.

Agradecimientos a las casas comerciales Komet Dental, VDW, Endovations-FKG Dentaire, Coltene, Dentsply Sirona, Neolix y Micro-Mega por el material aportado.

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. Resumen	13
2. Introducción	15
2.1. Avances en Endodoncia.....	17
2.2. Fases austeníticas y maretensíticas.....	19
2.3. Tratamiento termomecánico de las nuevas aleaciones.....	20
2.4. Sistemas.....	21
3. Justificación	27
4. Objetivos	29
5. Material y métodos	31
5.1. Hipótesis.....	31
5.2. Capacidad de conformación.....	31
5.3. Fatiga cíclica.....	37
5.4. Análisis estadístico.....	39
6. Resultados	41
6.1. Resultados - Sistemas.....	41
6.1.1. Áreas preinstrumentación - Área de corte.....	41
6.1.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía.....	48
6.1.3. Zonas no instrumentadas.....	49
6.1.4. Fatiga cíclica.....	50
6.1.5. Longitud de los fragmentos rotos.....	54
6.2. Resultados - Aleaciones.....	56
6.2.1. Área de corte.....	56
6.2.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía.....	60
6.2.3. Zonas no instrumentadas.....	61
6.2.4. Fatiga cíclica.....	62
6.2.5. Longitud de los fragmentos rotos.....	64
7. Discusión	65
7.1. Discusión de la metodología.....	65
7.1.1. Capacidad de conformación y AutoCAD.....	66
7.1.2. Área de corte con otros métodos.....	68
7.1.3. Fatiga cíclica.....	71

7.2	Discusión de los resultados.....	72
7.3.	Discusión con otros autores.....	74
7.3.1.	Sistemas.....	74
7.3.1.1.	Área de corte.....	74
7.3.1.2.	Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y zonas no instrumentadas.....	81
7.3.1.3.	Fatiga cíclica y longitud de los fragmentos rotos.....	84
7.3.2.	Aleaciones.....	88
7.3.2.1.	Área de corte.....	88
7.3.2.2.	Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía	89
7.3.2.3.	Zonas no instrumentadas.....	89
7.3.2.4.	Fatiga cíclica.....	90
7.3.2.5.	Longitud de los fragmentos rotos.....	90
8.	Conclusiones.....	93
9.	Bibliografía.....	95
10.	Artículos publicados.....	111

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Medias (mm ²) y estadística de las áreas preinstrumentación y del área de corte del tercio coronal (mm ²) de los 10 sistemas.	41
Tabla 2: Medias (mm ²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del tercio medio (mm ²) de los 10 sistemas.	43
Tabla 3: Medias (mm ²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del tercio apical (mm ²) de los 10 sistemas.	45
Tabla 4: Medias (mm ²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del global (mm ²) de los 10 sistemas.	47
Tabla 5: Medias (%) y estadística de la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía de los 10 sistemas.	48
Tabla 6: Medias (%) y estadística de las zonas no instrumentadas de los 10 sistemas.	49
Tabla 7: Medias (s) y estadística de la fatiga cíclica de los 10 sistemas.	50
Tabla 8: Medias y estadística de los ciclos de fatiga de los 10 sistemas.	52
Tabla 9: Medias (mm) y estadística de la longitud de los fragmentos rotos de los 10 sistemas.	54
Tabla 10: Medias del área de corte (mm ²) y estadística del tercio coronal de las 4 aleaciones.	56
Tabla 11: Medias del área de corte (mm ²) y estadística del tercio medio de las 4 aleaciones.	57
Tabla 12: Medias del área de corte (mm ²) y estadística del tercio apical de las 4 aleaciones.	58
Tabla 13: Medias del área de corte (mm ²) y estadística del global de las 4 aleaciones.	59
Tabla 14: Medias (%) y estadística de la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía de las 4 aleaciones.	60
Tabla 15: Medias (%) y estadística de las zonas no instrumentadas de las 4 aleaciones.	61
Tabla 16: Medias (s) y estadística de la fatiga cíclica de las 4 aleaciones.	62
Tabla 17: Medias y estadística de los ciclos de fatiga de las 4 aleaciones.	63

Tabla 18: Medias (mm) y estadística de la longitud de los fragmentos rotos de las 4 aleaciones.....64

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Medición de LT con lima K #10 y confirmación radiográfica.	31
Ilustración 2: Rotuladores de tinta indeleble y dientes pintados por vestibular y lingual/palatino.	32
Ilustración 3: Medición con pie de rey 532 con ajuste fino.	32
Ilustración 4: Disco diamantado, pieza de mano y diente con raíz seccionada en tercios.	33
Ilustración 5: Microscopio estereoscópico Nikon SMZ-2T con cámara Nikon D70 e iluminador Intralux 4000-1.	33
Ilustración 6: Unión de tercios radiculares con Loctite Superglue-3.	34
Ilustración 7: Análisis con AutoCAD 2015 de tercios radiculares.	36
Ilustración 8: Lima Hyflex EDM 25/~ en conducto artificial de 60°.	37
Ilustración 9: Estructura metálica sujetando el contra-ángulo del motor X-Smart Plus.	38
Ilustración 10: Medición de fragmento roto de lima Wave One Gold Primary con pie de rey digital.	38

1. Resumen

Introducción: La instrumentación de los conductos radiculares debe preservar la anatomía radicular previa, la posición del foramen apical y la curvatura original, así como evitar efectos iatrogénicos (fractura de instrumentos, transporte apical, formación de escalones o perforación dentaria. Una obturación exitosa es resultado de conservar dicha posición del foramen la curvatura previa y la anatomía de los conductos.

Objetivos: Examinar si los sistemas estudiados (F360, iRace, P.Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, O.Shape y Wave One Gold) y sus aleaciones (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire) mejoran resultados en cuanto a conformación de conductos y aportan mayor seguridad. Valorar área de corte, capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía, zonas no instrumentadas, fatiga cíclica y longitud fragmentos rotos.

Material y métodos: Conformación: Se seleccionaron 300 dientes. Se realizó la apertura endodóncica y medición de la longitud de trabajo. Se hizo un registro de los dientes. Se ejecutó una 1° sección con disco, observación al microscopio y una estadística preoperatoria para confirmar grupos equilibrados. Se reconstruyeron con lima K #10 y Loctite Superglue-3, realizando permeabilización e instrumentación. Se ejecutó una 2° separación, observación y un análisis con AutoCAD 2015. Fatiga cíclica: Se seleccionaron 300 limas nuevas, accionándolas con motor X-Smart Plus en un conducto artificial de 60°. Se midieron los fragmentos rotos con pie de rey digital. Estadística: Programa SPSS 18 utilizando Test Levene, Welch, Games-Howell y Chi-Cuadrado.

Resultados: Existieron diferencias significativas ($P < 0,05$; Welch, Games-Howell y Chi-Cuadrado) en el área de corte, en los tercios medio y apical en las zonas no instrumentadas, en la fatiga cíclica y en la longitud de los fragmentos rotos. En las aleaciones, existieron diferencias significativas en todos los factores estudiados ($P < 0,05$).

Conclusiones: Área de corte: F360 significativamente inferior en coronal, en tercio medio F360 e iRace, y F360, iRace y P.Next en apical, y F360 e iRace globalmente. M-Wire superior significativamente en coronal, CM-Wire superior a NiTi convencional y M-Wire en medio, en apical Gold-Wire y CM-Wire, y globalmente M-Wire y CM-Wire superiores a NiTi convencional. Centrado: Los sistemas fueron similares. CM-Wire superior en coronal, en tercio medio y apical similares. Zonas no instrumentadas: Los sistemas fueron similares en tercio coronal, pero en tercio medio Reciproc, Neoniti y Wave One Gold y en tercio apical P.Next, Reciproc, Hyflex, Neoniti y Wave One Gold fueron superiores. M-Wire y CM-Wire significativamente superiores a NiTi convencional en tercio coronal, y en tercio medio y apical M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire. Fatiga: Neoniti y Hyflex superiores significativamente. CM-Wire

superior a las aleaciones. Fragmentos: Reciproc obtuvo mayores valores significativamente, e iRace los menores. M-Wire obtuvo el mayor significativamente valor, y NiTi convencional obtuvo el menor excepto comparándolo con Gold-Wire. Sistemas con CM-Wire, superiores y más seguros, demostrando que la evolución de las aleaciones es favorable.

PALABRAS CLAVE

AutoCAD, conformación, fatiga cíclica, instrumentación rotatoria y reciprocante

2. Introducción

La presencia de bacterias es el principal origen de la infección periodontal y el desarrollo de la periodontitis apical (1, 2). El principal objetivo del tratamiento endodóncico es la eliminación y prevención de la infección del sistema de conductos radiculares, gracias a la correcta preparación quimio-mecánica y la obturación tridimensional de los conductos (3, 4).

La pulpa dental es un tejido conectivo laxo de baja distensibilidad, vascularizado e innervado, constituido por diferentes tipos de células, que se encuentra la cámara pulpar y los conductos radiculares, cumpliendo múltiples funciones en beneficio de los dientes, siendo la principal mantener la vitalidad de la misma. Si bien, la pulpa dental es capaz de reaccionar mediante el desarrollo de un proceso inflamatorio de intensidad leve a moderada de corta duración denominado pulpitis reversible, como un mecanismo de defensa ante la presencia de irritantes locales o estímulos externos. Sin embargo, esta capacidad defensiva se ve limitada al recibir el tejido pulpar aporte sanguíneo de tipo terminal a partir de vasos de pequeño calibre, los cuales penetran en el conducto radicular a través del foramen apical, e incluso mediante las foraminas apicales. En caso de que el paciente no reciba un tratamiento odontológico oportuno, puede progresar llegando a ser una patología de tipo irreversible, desencadenando patologías periapicales e incluso ocasionando el desarrollo de infecciones graves a nivel del macizo craneofacial e incluso a nivel sistémico (5).

Las pulpitis irreversibles son procesos inflamatorios que provienen de la pulpa, la cual no se recupera aun retirado el estímulo. Se clasifican según el tiempo de duración, la sintomatología que acompaña y los cambios histopatológicos que presentan (6). Las causas que la provocan son las caries, los traumatismos, las exposiciones químicas, y las agresiones térmicas. El proceso carioso, al penetrar en la dentina provoca una inflamación crónica que al no ser retirado causa necrosis pulpar, en la cual las áreas necróticas atraen a los leucocitos polimorfonucleares, iniciando un proceso inflamatorio agudo y posterior exudado purulento, que puede abrirse a través de una fístula, o crear un proceso granulomatoso, ulceroso o necrótico. El diagnóstico de la enfermedad se plantea por la presencia de un cuadro clínico atípico como sucede en los procesos asintomáticos, con cambios radiográficos particulares. En los procesos típicos, el dolor, el sangrado o la fetidez del exudado orientan al diagnóstico clínico al igual que las modificaciones radiográficas secundarias que en su mayor parte muestran un engrosamiento del ligamento periodontal, sin que este cambio sea el único (7).

La periodontitis apical es un trastorno multifactorial complejo que deriva de una pulpa necrótica infectada o un tratamiento endodóncico fracasado. A menudo, la periodontitis apical se desarrolla de forma asintomática, y el pronóstico es más desfavorable generalmente cuando se detecta tardíamente (8). Los estudios epidemiológicos sobre la prevalencia de la periodontitis apical en diferentes países, han revelado que la periodontitis apical es un problema de salud oral amplio que puede poner en peligro la salud sistémica (9).

La instrumentación de los conductos radiculares debe preservar la anatomía radicular previa, la posición del foramen apical y la curvatura original (10, 11), así como evitar efectos iatrogénicos, tales como la fractura de instrumentos, el transporte apical, la formación de escalones o la perforación del diente (12). Una obturación exitosa es el resultado de conservar dicha posición del foramen la curvatura previa y la anatomía de los conductos (13, 14).

En general, se deben seguir las siguientes pautas de seguridad clínica durante la instrumentación con sistemas de NiTi (15):

- No someter los instrumentos NiTi a un estrés excesivo.
- Usar los instrumentos con menos propensión a la fractura.
- Tener un seguimiento de usos de los instrumentos.
- Evaluar las curvaturas de los conductos radiculares radiográficamente.
- Realizar un acceso endodóncico adecuado.
- Hacer una correcta permeabilización de los conductos radiculares, manual y/o mecánica, para preservar la anatomía y evitar escalones y transporte apical.
- Recapitular con limas manuales finas para mantener la permeabilidad del conducto.
- No introducir ningún instrumento en el conducto radicular hasta introducir un irrigante en la cámara pulpar.
- No detener la preparación del conducto en mitad del mismo.

2.1. Avances en Endodoncia

En 1838, Maynard creó el primer instrumento endodónico, a partir de un muelle de reloj para utilizarlo con el objetivo de limpiar y ensanchar los conductos radiculares (16). En 1864 Barnum en Nueva York, aísla un diente a partir de un dique de goma, posteriormente junto con Bowman en 1873 introducen el uso de clamps o grapas para aislamiento absoluto. En 1867, Bowman utilizó por primera vez los conos de gutapercha como material obturador definitivo de canales radiculares. Primero fue Edmund Kells (17), y luego en 1900 Price escribió las lesiones periapicales como lesiones oscuras y advierte el uso de la radiografía para diagnosticar dientes libres de pulpa. Al mismo tiempo, G.V Black sugirió un método para la medición de la longitud del conducto y el diámetro apical como una forma de evitar la sobre obturación endodónica (18). En 1955, John Ingle creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodónicos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran, en décimas de milímetro, el diámetro de la punta activa de los mismos (16).

En la segunda conferencia internacional de Endodoncia realizada en la Universidad de Pensilvania (Philadelphia, EEUU), el Dr. Grossman, Dr. Ingle y Dr. Levine (19), presentaron el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodónica sugiriendo que los instrumentos y puntas de gutapercha se fabricaran según normas establecidas, con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales. Siendo el brasileño Eugenio Zerlotti Filho en 1960 el primero que publica el trabajo "Instrumentos e instrumentação" (20). En los últimos años ha sido notoria la influencia que la tecnología ha tenido en la práctica endodónica. A tal grado ha sido así que tanto las técnicas de procedimientos tan comunes como la conductometría, la preparación biomecánica como la obturación de los conductos tienen que ser reaprendidas por los endodoncistas veteranos puesto que la técnica ha introducido instrumental, aparatología y materiales novedosos (21, 22). En 1961, Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y puntas de plata (23). En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (A.A.E.) aceptó la sugerencia de Ingle y Levine, lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de la instrumentación de los conductos radiculares (24). Roane publicó en 1985 un artículo en el cual describe el concepto de las Fuerzas Balanceadas. Esta técnica se realiza rotando una lima en sentido horario de forma que la hoja del instrumento se enrosca en la pared dentinaria, siguiendo con una rotación en sentido antihorario con

presión hacia apical. El uso de la lima en sentido antihorario corta la dentina mediante las mencionadas Fuerzas Balanceadas, y con una tercera rotación en sentido horario, el instrumento recoge y remueve del conducto el barrillo dentinario (25). En 1989, Wildey y Senia introdujeron el sistema Canal Master, precursor del sistema LightSpeed (26). En 1994, el Dr. Johnson introdujo el sistema ProFile 0.04 y 0.06 y los "Orifice Shapers". Pronto aparecieron otros sistemas rotatorios, cada uno con sus supuestas ventajas, como los sistemas LightSpeed, Quantec y Greater Taper desarrollados por el Dr. Steve Buchanan. LightSpeed se introdujo como un sistema que se diferencia de todos los demás debido a su eje largo y delgado que no corta y su parte anterior de corte corto (27).

El NiTi se introdujo en Endodoncia hace 30 años cuando Walia y cols empleó un alambre de arco de níquel-titanio para fabricar una lima en 1988. Los instrumentos de NiTi han ganado una amplia popularidad debido a su superelasticidad y mayor resistencia a la torsión que las limas manuales de acero inoxidable (28, 29), por lo que se desarrollaron sistemas endodóncicos con diferentes diseños geométricos (30-32). Sin embargo, la fractura inesperada de las limas rotatorias durante la instrumentación del conducto radicular sigue siendo un serio inconveniente en la clínica diaria (33). Uno de los avances más importantes de la década de 1980 en el campo de la preparación de los conductos radiculares fue el desarrollo de la aleación de NiTi para los instrumentos endodóncicos, el cual fue un gran paso frente a las limas manuales de acero inoxidable (34, 35). Los instrumentos rotatorios de NiTi fueron introducidos para mejorar la preparación del conducto radicular, realizando una conformación más sencilla y rápida (36, 37). Durante estos años se ha ido mejorando el NiTi convencional creando diferentes aleaciones como la aleación M-Wire, por la que están compuestos los sistemas Reciproc (VDW Dental, Múnich, Alemania) (38) y Protaper Next (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) (39) entre otras, la cual hace que las limas sean más flexibles y resistentes (40). Recientemente se ha creado la aleación Gold-Wire, la cual está presente en los sistemas Wave One Gold y Protaper Gold, y la aleación CM-Wire, que compone los sistemas Hyflex CM, Neoniti y Hyflex EDM, siendo éste último un 700% más resistente a la fatiga cíclica que el primero (41).

2.2. Fases austeníticas y martensíticas

La estructura cristalina de la aleación de NiTi a rangos de temperatura elevada (100°C) es una red estable cúbica centrada en el cuerpo (fase austenítica). Cuando el NiTi se enfría a través de un rango de temperatura de transformación crítico, muestra un cambio en la estructura cristalina conocido como transformación martensítica, con cambios en rigidez y límite elástico que da lugar a la memoria de forma (42).

La fase de martensítica es una fase de baja temperatura con estructura monoclinica, que posee un módulo de Young relativamente menor (20-50 GPa) y límite elástico (138 GPa) que la austenita (40-90 GPa y 379 GPa, respectivamente) (43-45).

La fase martensítica tiene una notable resistencia a la fatiga y puede deformarse fácilmente. La deformación se puede invertir calentando la aleación por encima del rango de temperatura de transformación crítico. La aleación reanuda la estructura principal original con una condición de energía estable. La temperatura a la que comienza este fenómeno se denomina temperatura de inicio de la transformación austenítica. La transición de la fase austenítica a martensítica que también se produce como resultado de la aplicación de estrés durante la preparación del conducto radicular se denomina transformación martensítica inducida por estrés. Cuando el material está en su forma martensítica, es blando y dúctil y puede deformarse fácilmente. Además de ser más flexible que la austenita, la martensita favorece la reducción del riesgo de fractura de lima en condiciones de alto estrés porque puede deformarse plásticamente en lugar de romperse (46, 47).

La superelasticidad de la aleación de NiTi significa que no puede mantener una forma de espiral ya que la aleación experimenta una deformación no permanente. Contrariamente a esto, TF es un sistema rotatorio actual y fabricado con un método de torsión. Se fabrica transformando el alambre de NiTi de austenita en la fase R a través de un proceso térmico. Una vez que se identifica la fase R, el alambre puede retorcerse. Después de procedimientos térmicos adicionales para mantener su nueva forma, el instrumento se convierte de nuevo a la fase de austenita. Esta tecnología patentada se utilizó para optimizar los componentes de fase y las propiedades de las limas del sistema TF. La transformación de 2 pasos a través de una aparente fase R se puede observar en las curvas de una calorimetría diferencial de barrido (48-50).

2.3. Tratamiento termomecánico de las nuevas aleaciones

M-Wire

Es una modificación de la aleación superelástica NiTi 508 utilizada para instrumentos endodóncicos desarrollados por Dentsply. La aleación M-Wire, introducida en 2007, se genera aplicando una serie de tratamientos térmicos al alambre en bruto de NiTi. Otros sistemas con tecnología M-Wire son ProTaper Next, ProFile Vortex, Wave One y Reciproc (51, 52).

CM-Wire

La aleación CM-Wire es una novedosa aleación de NiTi con propiedades flexibles que se introdujo en 2010. La fabricación de los instrumentos es a través de un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, lo que hace que las limas sean extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma. Los instrumentos fabricados con CM-Wire son entre 300%-800% más resistentes a la fatiga que los instrumentos fabricados con NiTi convencional (53, 54).

Mediante las aleaciones CM-Wire y M-Wire, se han aumentado las temperaturas de transformación de la austenita. Dicha temperatura de CM-Wire, M-Wire, Fase R y el NiTi convencional son aproximadamente 55°C, 50°C, 17°C y 16-31°C, respectivamente. La tensión máxima de las limas de CM-Wire antes de la fractura es mucho más alta que la de los instrumentos de NiTi convencional, lo cual muestra la flexibilidad superior de CM-Wire en frente al NiTi convencional (55-59).

Fase R

En 2008, SybronEndo desarrolló un proceso de fabricación para crear los instrumentos del sistema Twisted Files (TF). Según el fabricante, los instrumentos de TF se desarrollaron transformando un alambre de NiTi en bruto en la fase de austenita a través de un proceso térmico en la fase R.

La fase R es una fase intermedia con una estructura romboédrica que puede formarse durante la transformación directa de martensita a austenita durante el calentamiento y la transformación inversa de austenita a martensita al enfriarse. Exhibe las características de la transformación termoelástica martensítica, es decir, la memoria de forma y los efectos de superelasticidad, con un módulo de Young más bajo que la austenita (60, 61).

2.4. Sistemas

Instrumentos de primera generación

El primer instrumento NiTi rotatorio con conicidad del 2% (Dr. John McSpadden, 1992) tuvo problemas asociados con la fractura de limas. Más tarde, el sistema ProFile 0.04 fue presentado por el Dr. Johnson en 1994, seguido de ProFile 0.06 y las "Orifice Shapers". Otros sistemas rotatorios fueron LightSpeed, Quantec y Greater Taper. Los sistemas de primera generación tenían un corte pasivo, conicidad fija, requerían un número considerable de instrumentos para alcanzar los objetivos de preparación, y tenían ángulos de corte neutros o ligeramente negativos (62).

Sistemas de segunda generación

Poseían bordes de corte activos, requiriendo menos instrumentos para preparar completamente los conductos radiculares, y el ángulo entre la zona de corte y el eje longitudinal del instrumento más bajo que en los sistemas de primera generación, reduciendo la tendencia a un efecto de atornillamiento.

Varios sistemas de segunda generación tenían ángulos de inclinación positivos, que les daban una mayor eficacia de corte. Los sistemas rotatorios incluidos son ProTaper, K3, Mtwo, Hero Shaper, EndoSequence y BioRaCe (47, 62).

Sistemas de tercera generación

Las mejoras en la metalurgia de NiTi es la característica de los sistemas de tercera generación desde 2007. El tratamiento térmico ajusta las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi y afecta en la resistencia a la fatiga de los instrumentos. En este apartado se incluyen HyFlex CM, K3XF, ProFile GT Series X, ProFile Vortex y Vortex Blue, Typhoon Infinite Flex NiTi y TF (63-66).

El tratamiento termomecánico del sistema Hyflex CM lo hace más resistente a la fatiga cíclica; reduciendo la incidencia de fractura de limas rotatorias. Los instrumentos de Hyflex EDM se generan mediante mecanizado por descarga eléctrica, de lo que resulta ser extremadamente flexible y resistente a las fracturas. Los instrumentos de K3XF poseen características básicas de las limas K3 originales, teniendo más flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica debido a la tecnología patentada de fase R. Los instrumentos K3XF tienen una resistencia a la fatiga cíclica superior en comparación con los sistemas de NiTi convencional (62, 67-69).

Sistemas de cuarta generación

El movimiento recíprocante se utiliza clínicamente para mover discos de acero inoxidable desde 1958. Inicialmente, todos los motores recíprocantes y piezas de mano relacionadas giraban los instrumentos en ángulos iguales de rotación de 90°. Con el tiempo, prácticamente todos los sistemas recíprocos comenzaron a utilizar ángulos más pequeños, pero iguales de 30° de rotación. Sin embargo, los sistemas recíprocos actuales se basan en ángulos desiguales.

El sistema Wave One representa las características de diseño de los sistemas de segunda y tercera generación, junto con un motor recíprocante que acciona cualquier instrumento en ángulos bidireccionales desiguales. El ángulo en sentido antihorario es de 170°, mientras que el ángulo en sentido horario es de 50° con una velocidad de 350 rpm. Después de tres ciclos de corte, la lima rota 360°.

Las limas del sistema Reciproc son tratadas térmicamente (M-Wire), utilizándolas a una velocidad de 300rpm, con un ángulo en sentido horario de 150° y un ángulo en sentido antihorario de 30°.

El sistema SAF está diseñado como un cilindro de pared fina y delicada de NiTi con una superficie ligeramente abrasiva, capaz de adaptarse a la forma del conducto radicular tridimensionalmente. El sistema SAF utiliza un instrumento hueco que permite el riego simultáneo durante toda la conformación mecánica (54, 70).

Sistemas de quinta generación

La quinta generación de instrumentos de conformación está diseñada de tal manera que el centro de masa y/o el centro de rotación están desplazados. En rotación, estas limas producen una onda mecánica de movimiento que viaja a lo largo de la longitud activa del instrumento. Este efecto sirve para minimizar el compromiso entre el instrumento y la dentina en comparación con la acción de un instrumento con conicidad fija y una masa de rotación centrada. Un diseño de limas con el centro de rotación desplazado también puede disminuir la probabilidad de compactar lateralmente los detritus y realizar tapones apicales en el interior de los conductos radiculares. En este último apartado se incluyen Revo-S, One Shape y Protaper Next (71).

Actualmente, se pueden utilizar sistemas rotatorios y recíprocantes en conductos curvos que antes se consideraban inaccesibles, pero se ha reportado que los instrumentos de dichos sistemas sufren episodios

de tensión y compresión que a través de los cuales se puede producir la fractura del instrumento por fatiga cíclica o torsional (72, 73).

En cuanto a los sistemas estudiados en esta investigación:

- El sistema F360 (Komet Dental, Lemgo, Alemania) está compuesto por cuatro limas, de calibres 25/0.04, 35/0.04, 45/0.04 y 55/0.04. La utilización de la primera lima debería bastar para la instrumentación de conductos muy estrechos, pero en los casos de conductos muy anchos se pueden requerir las limas extras de calibres #45 y #55 (74). Son limas flexibles compuestas de NiTi, tienen una sección transversal en forma de doble S que aporta mayor flexibilidad, espacios grandes para la retirada de detritus y cortes con torsión dinámica (75). Al ser limas de un único uso presentan varias ventajas: se reduce el riesgo de fractura por fatiga cíclica, no existe riesgo de contaminación cruzada y no es necesario limpiar, desinfectar y esterilizar los instrumentos, ni informar la cantidad de usos de cada lima. La velocidad recomendada para su utilización está entre 250 y 350rpm y el torque es de 1,8Ncm (76).
- F6 SkyTaper (Komet Dental, Lemgo, Alemania) es un sistema de lima única compuesto por 5 instrumentos de diferentes calibres: #20, #25, #30, #35 y #40. Son limas de uso único, de conicidad del 6% y con la misma sección que el sistema F360 (77), siendo la evolución de dicho sistema. Su velocidad y torque recomendados son 300rpm y 2,2Ncm.
- En cuanto al sistema Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Francia), está compuesto por 3 instrumentos de NiTi convencional: SC1 (25/0.04), SC2 (25/0.04) y SU (25/0.06) (78). Su sección transversal asimétrica aporta mayor flexibilidad, menos tensión en la lima y aumenta el volumen disponible para la eliminación de detritus hacia coronal (79). Su velocidad y torque recomendados son 300-400rpm y 0,8Ncm.
- La secuencia del sistema iRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) se compone de 3 limas: R1 (15/0.06), R2 (25/0.04) y R3 (30/0.04). Tienen sección triangular con bordes ondulados y helicoidales, que permite girar dentro del conducto sin tener contacto continuo con

las paredes (80). Las limas han sido sometidas a un pulido electroquímico que elimina imperfecciones superficiales (81). Su diseño exclusivo evita el efecto de atornillamiento y permite un mejor control de la progresión del instrumento, y tienen una punta redonda de seguridad (82). Su velocidad recomendada es 600rpm y el torque es 1,5Ncm (83).

- El sistema Hyflex EDM (Coltene, Altstätten, Suiza) está constituido por una secuencia básica de las limas 25/0.12, 10/0.05 y 25/~ pudiendo utilizar las limas extras 40/0.04, 50/0.03 y 60/0.02. La aleación de las limas es CM-Wire y son producidas por un método de descarga de electrones. El diseño de la sección transversal es cuadrática en apical, trapezoidal en tercio medio y triangular en coronal (84). El fabricante afirma que estos instrumentos son hasta un 700% más resistentes a la fatiga cíclica que las Hyflex CM (41). La velocidad recomendada para su utilización es de 400rpm y el torque es de 2,5Ncm.

- El sistema de instrumentación One Shape (Micro-Mega, Besançon, Francia) realiza, al igual que los sistemas reciprocantes Wave One (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) y Reciproc, el tratamiento de conductos con una sola lima, pero con movimiento continuo en vez de reciprocante. La lima de este sistema es de 25/0.06 (85) y está compuesta de NiTi. El diseño transversal de la lima varía a lo largo de su longitud, existiendo 3 zonas de corte en la parte apical y 2 en la parte media de la lima, la cual es parecida a la sección transversal de las limas de los sistemas Reciproc y F360 (86). La velocidad recomendada para su uso es de 400rpm y torque es de 4Ncm (87).

- El sistema Protaper Next está formado por 5 limas rotatorias: X1 (17/0.04), X2 (25/0.06), X3 (30/0.07), X4 (40/0.06) y X5 (50/0.06) (39). Son limas compuestas de M-Wire, que aporta mayor flexibilidad a las limas (88, 89). Tienen una sección rectangular descentrada que produce un movimiento serpenteante en el interior del conducto radicular (90, 91). La velocidad recomendada para su uso es de 300rpm y el torque es de 2-5,2Ncm (39).

- El sistema Neoniti (Neolix, Chatres-La-Foret, Francia) lo forman 2 instrumentos: lima C1 (25/0.12) de apertura y lima A1, de conicidad 8% y calibres #20, #25 o #40. Tienen una sección rectangular no homotética, y la misma aleación y mis proceso de fabricación que las Hyflex EDM. Se velocidad y torque recomendados son 400rpm y 1,5Ncm (92, 93).

- El sistema Reciproc, es un sistema reciprocante de lima única. Se compone de 3 limas con una sección transversal en S, y cada cual se usa dependiendo la anchura del conducto radicular (94). Los calibres y la conicidad de las limas son los siguientes: R25 con conicidad del 8% en los 3 primeros milímetros, R40 con conicidad del 6% en los 3 primeros milímetros, y R50 con conicidad del 5% en los 3 primeros milímetros (95, 96). Al igual que el sistema Protaper Next, sus limas están compuestas por M-Wire, aportando mayor elasticidad que la aleación de NiTi convencional. El movimiento reciprocante de las limas en sentido antihorario es de 150° y en sentido horario es de 50° (97).

- El sistema Wave One Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) es una evolución del sistema Wave One, que usa el mismo movimiento reciprocante pero con sección transversal rectangular y con aleación Gold-Wire, gracias a un tratamiento térmico de la aleación M-Wire (98). En comparación con Wave One, este sistema presenta un aumento de la flexibilidad y de la fatiga cíclica, y una reducción del transporte apical (99, 100). Está compuesto por 4 limas: Small (20/0.07), Primary (25/0.07), Medium (35/0.06) y Large (45/0.05). Su velocidad y torque recomendados son 350rpm y 2Ncm (101).

3. Justificación

La aleación utilizada en los diferentes sistemas rotatorios de los que actualmente disponemos condicionan su comportamiento por las propiedades que confiere a la lima. Es por ello, que en el presente estudio se investigan 10 de los sistemas endodóncicos más actuales, y también se agrupan dichos sistemas según la aleación por la cual están fabricados con el fin de valorar su rendimiento a la hora de realizar un tratamiento de conductos radiculares, lo cual realizando un análisis de la literatura científica no hay publicado ningún estudio en el que se comparen juntos los 10 sistemas que se han investigado en este estudio. Dicho rendimiento se valora según el área de corte, la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía, las zonas no instrumentadas, la resistencia a la fractura por fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos.

En al área de corte, se consideraron mejor aquel sistema y aquella aleación con capacidad para eliminar mayor cantidad de dentina del perímetro del conducto, medida en milímetros cuadrados (mm^2), que resulta de la diferencia entre el área preoperatoria y el área postoperatoria.

En cuanto a la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía, el sistema y la aleación que tenían mayor porcentaje de dientes (%) en los cuales se mantenía la anatomía original del conducto radicular se consideraron mejores.

Respecto a las zonas no instrumentadas, aquel sistema y aleación cuyo comportamiento permitiese que quedara menor porcentaje de dientes (%) con zonas no instrumentadas, se consideraron que tenían mejor rendimiento.

En la resistencia a la fatiga por fatiga cíclica, se determinó que aquel sistema y aleación que tardara más tiempo en ser fracturado, medido en segundos (s), sería más seguro a la hora de realizar un tratamiento de conductos radiculares.

En relación a la valoración de la longitud de los fragmentos rotos, es deseable que cuando ocurre un accidente de procedimiento como la fractura de una lima que esta quede con el fragmento más largo con el fin de que su remoción sea más fácil, por lo que se midieron los fragmentos rotos en milímetros (mm) y se consideraron mejor aquel sistema y aquella aleación cuya longitud de fragmento roto fuera superior.

Así mismo, este estudio de investigación se realizó para determinar qué sistema o sistemas eran más eficientes y más seguros, y si la aleación que compone el sistema o sistemas de instrumentación de los 10 estudiados (F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold), influía en la realización de una mejor conformación de conductos y resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

4. Objetivos

Objetivo general

Comparar cuál o cuáles de los actuales sistemas rotatorios y reciprocantes estudiados (F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold), así como sus aleaciones (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire) son más eficientes y aportan mayor seguridad a la hora de realizar un tratamiento endodóncico.

Objetivos específicos

1. Valorar qué sistema/s y aleación o aleaciones alcanzan el valor más alto de área de corte entre los sistemas de instrumentación endodóncicos F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold, así como de sus aleaciones (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire).
2. Examinar qué sistema/s y aleación o aleaciones consiguen el porcentaje de dientes más alto en la capacidad de centrado o mantenimiento de la anatomía de los conductos radiculares tanto de los sistemas F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold, como de sus aleaciones (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire).
3. Determinar qué sistema/s y aleación o aleaciones obtienen el porcentaje de dientes más bajo de zonas no instrumentadas entre los sistemas F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold, y de las aleaciones por las cuales están compuestos (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire).
4. Estudiar qué sistema/s y aleación o aleaciones consiguen la mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica tanto de los sistemas F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold, como de las aleaciones por las que se componen (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire).
5. Valorar qué sistema/s y aleación o aleaciones obtienen el valor más alto en la longitud de los fragmentos rotos en la fatiga cíclica entre los sistemas F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold, así como de sus aleaciones (NiTi convencional, M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire).

5. Material y métodos

5.1. Hipótesis

El diseño y la aleación de los instrumentos influyen en el área de corte del perímetro del conducto, en la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía del instrumento, en las zonas no instrumentadas, en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica y en la longitud de los fragmentos rotos cuando se fracturan.

5.2. Capacidad de conformación

Se seleccionaron 300 dientes humanos permanentes extraídos, los cuales se distribuyeron aleatoriamente en 10 grupos ($n = 30$). Durante el tiempo de realización del trabajo, los dientes se conservaron en un bote con agua, habiéndolos sumergido 10 minutos previamente en NaClO 5,25%. Los criterios de inclusión fueron dientes permanentes unirradiculares, con un conducto y la raíz recta. Por otra parte, los criterios de exclusión fueron dientes permanentes unirradiculares con más de un conducto o la raíz recta, dientes multirradiculares, dientes deciduos, dientes endodonciados y dientes con fractura coronal y/o radicular.

Inicialmente, se realizó la apertura endodóncica con turbina y una fresa redonda diamantada (Komet Dental, Lemgo, Alemania). Seguidamente, se calculó la longitud de trabajo (LT) con limas manuales (Ilustración 1), confirmándola radiográficamente.

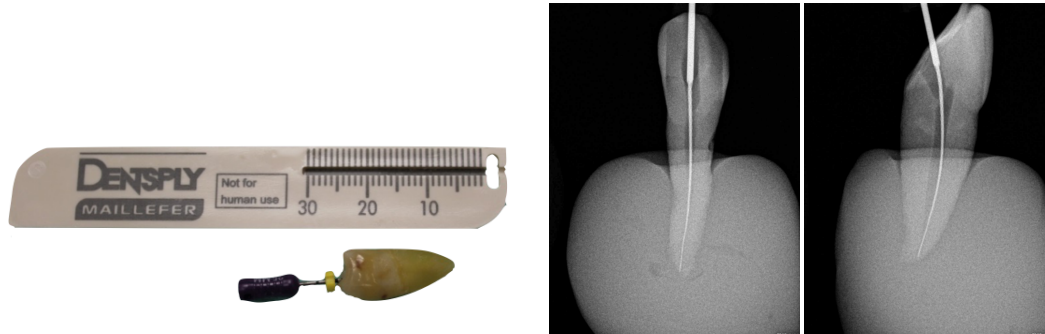


Ilustración 1: Medición de LT con lima K #10 y confirmación radiográfica.

Se pintó con un rotulador grueso negro de tinta indeleble (Paper Mate, Atlanta, Estados Unidos) una línea por vestibular, con otro rojo grueso una línea por palatino/lingual, y con otro negro fino se escribió el número de cada diente en la corona para tener un orden (Ilustración 2).



Ilustración 2: Rotuladores de tinta indeleble y dientes pintados por vestibular y lingual/palatino.

Posteriormente, se calculó la longitud de la raíz de cada diente y los puntos por donde realizar las secciones según su extensión con un pie de rey 532 con precisión de 0,1mm (Mitutoyo America Corporation, Illinois, Estados Unidos) (Ilustración 3).



Ilustración 3: Medición con pie de rey 532 con ajuste fino.

Luego, con un disco de diamante de 0,17mm de grosor (Horico, Berlín, Alemania) y una pieza de mano se seccionaron las raíces en tercio coronal, medio y apical (Ilustración 4). Después, se observaron y fotografiaron al microscopio estereoscópico Nikon SMZ-2T (Nikon, Tokio, Japón) con una cámara Nikon D70 (Nikon, Tokio, Japón) acoplada y con un iluminador Intralux 4000-1 (Volpi, Schlieren, Suiza) (Ilustración 5) a x15 las superficies coronales de los tercios coronal, medio y apical de la raíz de cada diente.



Ilustración 4: Disco diamantado, pieza de mano y diente con raíz seccionada en tercios.



Ilustración 5: Microscopio estereoscópico Nikon SMZ-2T con cámara Nikon D70 e iluminador Intralux 4000-1.

Se comprobó si todos los grupos estaban equilibrados en cuanto al área preoperatoria. Se calculó el ancho mesiodistal del tercio coronal del diente N° 3 con el pie de rey anteriormente utilizado que midió 5 mm, y se trasladó dicha medida al sistema AutoCAD 2015 para escalar y calcular el área del conducto de los tercios radiculares de los dientes antes de la preparación biomecánica. La escala se realizó cargando la imagen en el AutoCAD 2015, pintando después una línea de 5 mm de mesial a distal, y cuadrando los bordes mesial y distal del tercio coronal del diente N°3, validando el tamaño de la imagen para las demás.

Se utilizó el programa informático SPSS 18 con un nivel de confianza del 95%, y se consideraron estadísticamente significativos aquellos resultados de comparación para los cuales el p-valor obtenido fue menor de 0,05. Se utilizaron pruebas paramétricas de contraste, ya que el tamaño de los grupos era lo

suficientemente grande (≥ 30), en concreto se utilizaron el Test de Levene para comparación de varianzas y el Test de Welch para comparar las medias. Se pretendió estudiar si existían diferencias estadísticamente significativas entre las medias de las áreas de los conductos de los dientes de cada grupo antes de instrumentar, para comprobar que los grupos estaban equilibrados, lo cual se confirmó (Tablas 1, 2, 3 y 4).

Entonces, se reconstruyeron los dientes insertando una lima manual K #10 por la cavidad coronal y por el conducto de cada tercio radicular de los dientes. Se cuadraron las secciones ayudándonos de las líneas pintadas, y se pegaron con Loctite Superglue-3 (Henkel Ibérica, Barcelona, España) (Ilustración 6), no teniendo problemas con ningún diente.



Ilustración 6: Unión de tercios radiculares con Loctite Superglue-3.

Para la permeabilización de conductos se utilizó una lima manual K #10. La permeabilización se realizó con limas manuales K #10 y #15. Entre limas se irrigó con NaClO 5,25% y se recapituló con una lima K #10. Las secuencias de instrumentación fueron:

- Grupo 1 (F360): lima F360 25/0.04 a 300rpm y 1,8Ncm,
- Grupo 2 (iRace): limas R1 (15/0.06) y R2 (25/0.04) a 600rpm y 1,5Ncm.
- Grupo 3 (Protaper Next): limas X1 (17/0.04) y X2 (25/0.06) a 300rpm y 2,5Ncm.
- Grupo 4 (Reciproc): lima R25 (25/0.08) a 300rpm y 2Ncm.
- Grupo 5 (F6 SkyTaper): lima F6 SkyTaper 25/0.06 a 300rpm y 2,2Ncm.
- Grupo 6 (Hyflex EDM): lima Hyflex EDM 25/~ a 500rpm y 2,5Ncm.

- Grupo 7 (Neoniti): lima A1 (25/0.08) a 500rpm y 1,5Ncm.
- Grupo 8 (Revo-S): limas SC1 (25/0.06), SC2 (25/0.04) y SU (25/0.06) a 350rpm y 0,8Ncm.
- Grupo 9 (One Shape): lima One Shape 25/0.06 a 400rpm y 4Ncm.
- Grupo 10 (Wave One Gold): lima Primary (25/0.07) a 350rpm y 2Ncm.

El protocolo de irrigación final para todos los grupos utilizando una jeringa Monoject de salida lateral fue el siguiente:

1. 2 mL de EDTA 17%.
2. 2 mL de NaClO 5,25%.
3. 2 mL de EDTA 17%.

Después, se separaron los tercios radiculares, y se observaron y fotografiaron de nuevo con el microscopio las superficies coronales de cada uno de los tercios. Posteriormente, se utilizó el sistema informático AutoCAD 2015 con la escala utilizada anteriormente, para calcular el área del conducto de los tercios radiculares de los dientes después de la preparación biomecánica. Realizando la diferencia entre el área preoperatoria y el área postoperatoria, se averiguó la cantidad de dentina eliminada por cada sistema, considerando en todos los apartados mejores los sistemas que obtuvieron mayor área de corte. Además, se observó la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y las zonas no instrumentadas de los conductos radiculares superponiendo las áreas preoperatorias y postoperatorias (Ilustración 7). La media del área global de todos los sistemas se determinó realizando la media de las medias de los 3 tercios. Se analizaron un total de 1800 imágenes.

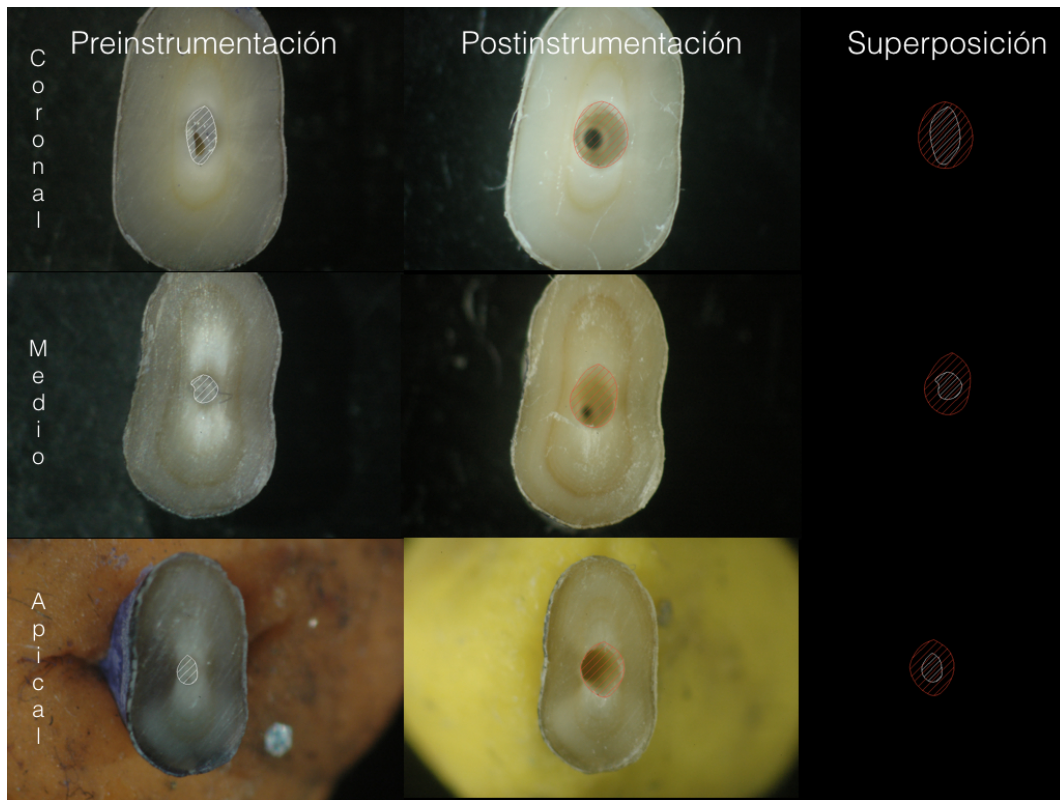


Ilustración 7: Análisis con AutoCAD 2015 de tercios radicales.

La capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía en porcentajes de dientes se estudió realizando la superposición de las áreas preoperatorias (área blanca) y postoperatorias (área roja) (Ilustración 1). Para que existiera dicho mantenimiento, el área roja debía ser semejante al área blanca pero aumentada, por lo que si existían desviaciones en dicha área, no existía mantenimiento. Las zonas no instrumentadas en porcentajes de dientes se observaron al microscopio estereoscópico SMZ-2T, y posteriormente se refutaron utilizando el sistema AutoCAD 2015. Tanto la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía como las zonas no instrumentadas fueron evaluadas por el investigador.

5.3. Fatiga cíclica

Se seleccionaron 300 limas nuevas (n=30) de los sistemas F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, One Shape, Revo-S y Wave One Gold, que fueron accionadas con un motor X-Smart Plus a la velocidad y torque recomendados por los fabricantes, colocándolas con ajuste pasivo y sin presión en un bloque de acero inoxidable (Ilustración 8 y 9), cuyo conducto artificial tenía las siguientes características:

- Curvatura: 60°.
- Radio de curvatura: 3,5mm.
- Longitud: 21mm.
- Anchura: 2mm.
- Profundidad: 3mm.

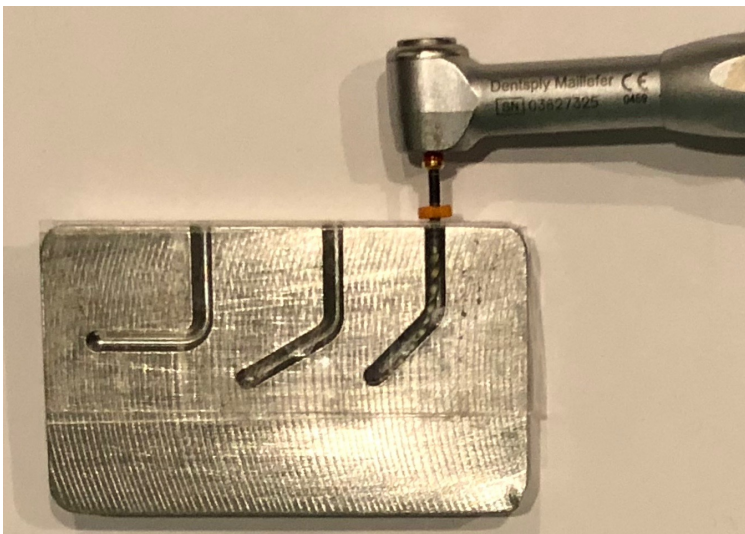


Ilustración 8: Lima Hyflex EDM 25/~ en conducto artificial de 60°.

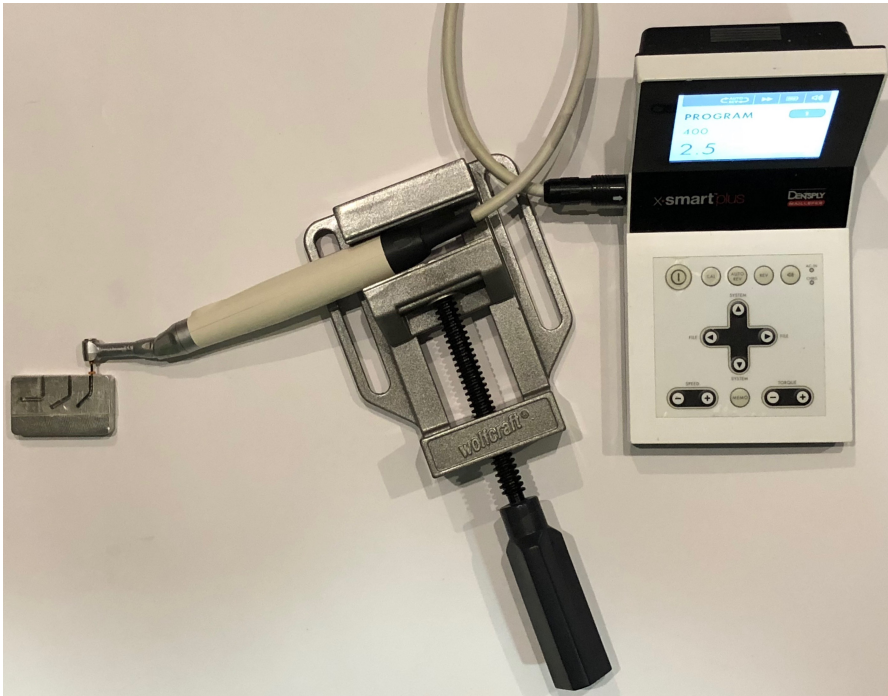


Ilustración 9: Estructura metálica sujetando el contra-ángulo del motor X-Smart Plus.

El tiempo fue calculado en segundos (s) hasta la fractura. Los ciclos de fatiga se calcularon con la siguiente fórmula: $(\text{Resistencia (s)} \times \text{Velocidad})/60$, tomando dicha fórmula para todos los sistemas. La longitud de los fragmentos (mm) fue medida con un pie de rey digital con precisión de 0,01mm (Ilustración 10).

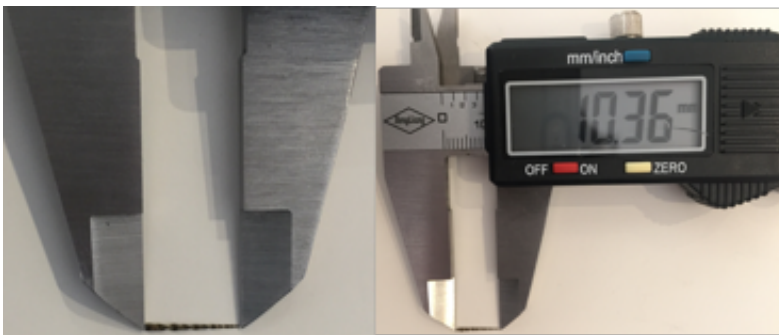


Ilustración 10: Medición de fragmento roto de lima Wave One Gold Primary con pie de rey digital.

5.4. Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el programa informático SPSS 18 con un nivel de confianza del 95% y se consideraron estadísticamente significativos aquellos resultados de comparación con un valor de $p < 0,05$.

En cuanto al área de corte, la fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos, se utilizó el Test de Levene para comparar varianzas. En el caso de haber asumido varianzas iguales (Test de Levene, $P > 0,05$) se utilizaría el Test ANOVA, y de no haber asumido varianzas iguales (Test de Levene, $P < 0,05$) se utilizaría el Test de Welch para comparar medias. Posteriormente para estudiar diferencias entre grupos, se realizaría el Test de Tukey en caso de utilizar el Test ANOVA, y el Test de Games-Howell si se utilizara el Test de Welch.

Para la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y las zonas no instrumentadas, se utilizó el Test Chi-Cuadrado de Pearson, estudiando porcentajes de dientes, y una prueba de comparaciones múltiples por columnas en caso de que con dicho test estadístico se observaran diferencias estadísticamente significativas.

6. Resultados

6.1. Resultados – Sistemas

6.1.1. Áreas preinstrumentación – Área de corte

Tercio coronal

En la siguiente tabla se pueden observar las áreas preinstrumentación y áreas de corte (mm²) y su estadística del *tercio coronal*:

		Área preinstrumentación			Área de corte		
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test	Media	Mín-Máx	Test
Coronal	F360	1,066±0,106	0,960-1,172	Levene 0,002	0,576±0,102	0,474-0,678	Levene 0,000
	F6	0,961±0,122	0,839-1,083		1,208±0,171	1,036-1,379	
	Hyflex	1,003±0,098	0,904-1,101		1,083±0,177	0,906-1,261	
	iRace	0,997±0,101	0,896-1,098		0,824±0,099	0,724-0,923	
	Neoniti	0,976±0,152	0,823-1,128		1,153±0,126	1,026-1,279	
	O.Shape	0,995±0,116	0,878-1,112	Welch 0,089	0,938±0,095	0,843-1,033	Welch 0,000
	P.Next	1,073±0,103	0,969-1,176	1,586±0,301	1,285-1,887		
	Reciproc	1,059±0,183	0,876-1,243	1,510±0,275	1,234-1,785		
	Revo-S	1,038±0,142	0,896-1,181	1,137±0,193	0,944-1,331		
	WOG	1,000±0,121	0,878-1,121	1,047±0,193	0,854-1,240		
Test de Games-Howell – Área de corte							
P.Next-F360 0,000		Reciproc-F360 0,000		F6-F360 0,000		Hyflex-F360 0,000	
Neoniti-F360 0,000		O.Shape-F360 0,000		Revo-S-F360 0,000		WOG-F360 0,004	
iRace-F360 0,024		P.Next-iRace 0,001		Reciproc-iRace 0,001		F6-iRace 0,009	
Neoniti-iRace 0,004		P.Next-O.Shape 0,006		Reciproc-O.Shape 0,010			

Tabla 1: Medias (mm²) y estadística de las áreas preinstrumentación y del área de corte del tercio coronal (mm²) de los 10 sistemas.

En las áreas preinstrumentación, al realizar el Test de Levene, no se asumieron varianzas iguales, ya que el p-valor fue $< 0,05$ (0,002). Por lo tanto, se utilizó el Test de Welch para comparación de medias, observando que no existían diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,05$) (Tabla 1).

Al igual que en las áreas preinstrumentación, en el área de corte tampoco se asumieron varianzas iguales al realizar el Test de Levene ($P = 0,000$). Posteriormente, se llevó a cabo el Test de Welch, determinando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Por esta razón, se realizó el Test de Games-Howell encontrando los siguientes resultados (Tabla 1):

- F360 fue significativamente peor que el resto de sistemas.
- iRace fue significativamente peor que Protaper Next ($P = 0,001$), Reciproc ($P = 0,001$) F6 SkyTaper ($P = 0,009$) y Neoniti ($P = 0,004$).

- Protaper Next fue superior a One Shape ($P = 0,006$).
- Reciproc fue significativamente superior a One Shape ($P = 0,010$).

Tercio medio

En la tabla que aparece a continuación se pueden observar las áreas preinstrumentación y de corte (mm²) y su estadística del *tercio medio*:

Tercio	Sistema	Área preinstrumentación			Área de corte		
		Media	Mín-Máx	Test	Media	Mín-Máx	Test
Medio	F360	0,520±0,108	0,412-0,629	<u>Levene</u> 0,005	0,278±0,058	0,219-0,336	<u>Levene</u> 0,019
	F6	0,551±0,090	0,461-0,641		0,522±0,084	0,437-0,606	
	Hyflex	0,532±0,134	0,397-0,667		0,707±0,109	0,597-0,816	
	iRace	0,532±0,107	0,424-0,640		0,325±0,048	0,277-0,373	
	Neoniti	0,517±0,086	0,431-0,603		0,789±0,112	0,676-0,901	
	O.Shape	0,505±0,093	0,411-0,598	<u>Welch</u> 0,095	0,521±0,081	0,440-0,603	<u>Welch</u> 0,000
	P.Next	0,503±0,156	0,346-0,659		0,477±0,053	0,424-0,530	
	Reciproc	0,547±0,099	0,448-0,647		0,538±0,065	0,472-0,603	
	Revo-S	0,542±0,151	0,391-0,693		0,676±0,085	0,590-0,762	
	WOG	0,517±0,094	0,423-0,612		0,610±0,126	0,483-0,737	
Test de Games-Howell – Área de corte							
P.Next-F360 0,000		Reciproc-F360 0,000		F6-F360 0,000		Hyflex-F360 0,000	
Neoniti-F360 0,000		O.Shape-F360 0,000		Revo-S-F360 0,000		WOG-F360 0,001	
P.Next-iRace 0,002		Reciproc-iRace 0,000		F6-iRace 0,005		Hyflex-iRace 0,000	
Neoniti-iRace 0,000		O.Shape-iRace 0,004		Revo-S-iRace 0,000		WOG-iRace 0,005	
Hyflex-P.Next 0,013		Revo-S-P.Next 0,007		Neoniti-P.Next 0,000		Neoniti-Reciproc	
0,009							
Neoniti-F6 0,010		Neoniti-O.Shape 0,008					

Tabla 2: Medias (mm²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del tercio medio (mm²) de los 10 sistemas.

En cuanto a las áreas preinstrumentación, no se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,005). Al igual que anteriormente, se utilizó el Test de Welch, observando que no existían diferencias estadísticamente significativas (P > 0,05) (Tabla 2).

Respecto a las áreas de corte, tampoco se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,002), utilizando seguidamente el Test de Welch, determinando diferencias estadísticamente significativas (P = 0,000). Posteriormente, se realizó el Test de Games-Howell pudiendo observar los siguientes resultados (Tabla 2):

- F360 fue significativamente peor que Protaper Next (P = 0,000), Reciproc (P = 0,000), F6 SkyTaper (P = 0,000), Hyflex EDM (P = 0,000), Neoniti (p = 0,000), One Shape (P = 0,000), Revo-S (P = 0,000) y Wave One Gold (P = 0,001).

- iRace fue significativamente peor que Protaper Next ($P = 0,002$), Reciproc ($P = 0,000$), F6 SkyTaper ($P = 0,005$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,004$), Revo-S ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,005$).
- Protaper Next fue superior a Hyflex EDM ($P = 0,013$), Neoniti ($P = 0,000$) y Revo-S ($P = 0,007$).
- F6 SkyTaper fue significativamente superior a Neoniti ($P = 0,010$).
- Neoniti fue superior a Reciproc ($P = 0,009$) y One Shape ($P = 0,008$).

Tercio apical

En la siguiente tabla se pueden observar las áreas preinstrumentación y de corte (mm²) y la estadística correspondiente del *tercio apical*:

		Área preinstrumentación			Área de corte		
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test	Media	Mín-Máx	Test
Apical	F360	0,217±0,045	0,171-0,262	Levene 0,003	0,176±0,030	0,146-0,207	Levene 0,006
	F6	0,222±0,038	0,184-0,260		0,352±0,053	0,298-0,405	
	Hyflex	0,269±0,082	0,187-0,351		0,538±0,071	0,466-0,610	
	iRace	0,188±0,057	0,131-0,245		0,176±0,028	0,147-0,204	
	Neoniti	0,273±0,032	0,241-0,305		0,475±0,059	0,416-0,535	
	O.Shape	0,294±0,075	0,219-0,370	Welch 0,099	0,354±0,035	0,318-0,390	Welch 0,000
	P.Next	0,224±0,024	0,199-0,248		0,240±0,030	0,209-0,270	
	Reciproc	0,234±0,051	0,183-0,286		0,355±0,043	0,311-0,398	
	Revo-S	0,252±0,043	0,208-0,295		0,456±0,051	0,405-0,507	
	WOG	0,289±0,061	0,228-0,350		0,431±0,047	0,384-0,478	
Test de Games-Howell – Área de corte							
Reciproc-F360 0,000		F6-F360 0,000		Hyflex-F360 0,000		Neoniti-F360 0,000	
O.Shape-F360 0,000		Revo-S-F360 0,000		WOG-F360 0,000		Reciproc-iRace 0,000	
F6-iRace 0,000		Hyflex-iRace 0,000		Neoniti-iRace 0,000		O.Shape-iRace 0,000	
Revo-S-iRace 0,000		WOG-iRace 0,000		Reciproc-P.Next 0,002		F6-P.Next 0,019	
Hyflex-P.Next 0,000		Neoniti-P.Next 0,000		O.Shape-P.Next 0,000		Revo-S-P.Next 0,000	
WOG-P.Next 0,000		Hyflex-Reciproc 0,002		Hyflex-F6 0,003		Hyflex-O.Shape 0,001	
O.Shape-Neoniti 0,027		O.Shape-Revo-S 0,045					

Tabla 3: Medias (mm²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del tercio apical (mm²) de los 10 sistemas.

En relación a las áreas preinstrumentación, no se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,003), realizando posteriormente el Test de Welch, a través del cual se observaron que no existían diferencias estadísticamente significativas (P > 0,05) (Tabla 3).

En el área de corte, tampoco se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,001), por lo que se realizó el Test de Welch, determinando diferencias estadísticamente significativas (P = 0,000). Se volvió a realizar el Test de Games-Howell encontrando las siguientes diferencias (Tabla 3):

- F360 fue significativamente peor que Reciproc (P = 0,000), F6 SkyTaper (P = 0,000), Hyflex EDM (P = 0,000), Neoniti (p = 0,000), One Shape (P = 0,000), Revo-S (P = 0,000) y Wave One Gold (P = 0,000).
- iRace fue significativamente peor que Reciproc (P = 0,000), F6 SkyTaper (P = 0,000), Hyflex EDM (P = 0,000), Neoniti (P = 0,000), One Shape (p = 0,000), Revo-S (P = 0,000) y Wave One Gold (P = 0,000).

- Protaper Next fue significativamente peor a Reciproc ($P = 0,002$), F6 SkyTaper ($P = 0,019$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,000$), Revo-S ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,000$).
- Hyflex EDM fue superior a F6 SkyTaper ($P = 0,003$).
- One Shape fue significativamente peor que Hyflex EDM ($P = 0,001$), Neoniti ($P = 0,027$) y Revo-S ($P = 0,045$).

Global

En la siguiente tabla se pueden observar las áreas preinstrumentación y de corte (mm²) junto con su estadística del *global*:

Tercio	Sistema	Área preinstrumentación			Área de corte		
		Media	Mín-Máx	Test	Media	Mín-Máx	Test
Global	F360	0,601±0,064	0,536-0,665	Levene 0,019	0,343±0,052	0,290-0,396	Levene 0,000
	F6	0,578±0,081	0,496-0,659		0,694±0,100	0,593-0,794	
	Hyflex	0,601±0,092	0,509-0,694		0,776±0,085	0,690-0,861	
	iRace	0,572±0,072	0,499-0,644		0,441±0,068	0,373-0,510	
	Neoniti	0,588±0,064	0,524-0,653		0,805±0,081	0,724-0,887	
	O.Shape	0,598±0,082	0,516-0,680	Welch 0,063	0,604±0,066	0,538-0,671	Welch 0,000
	P.Next	0,600±0,102	0,497-0,702	0,768±0,157	0,610-0,926		
	Reciproc	0,613±0,122	0,491-0,735	0,801±0,140	0,660-0,941		
	Revo-S	0,610±0,099	0,510-0,709	0,756±0,091	0,665-0,848		
	WOG	0,602±0,082	0,520-0,684	0,696±0,095	0,601-0,791		
Test de Games-Howell – Área de corte							
P.Next-F360 0,000		Reciproc-F360 0,000		F6-F360 0,000		Hyflex-F360 0,000	
Neoniti-F360 0,000		O.Shape-F360 0,000		Revo-S-F360 0,000		WOG-F360 0,000	
P.Next-iRace 0,009		Reciproc-iRace 0,000		F6-iRace 0,002		Hyflex-iRace 0,000	
Neoniti-iRace 0,000		O.Shape-iRace 0,029		Revo-S-iRace 0,000		WOG-iRace 0,001	
Neoniti-O.Shape 0,008							

Tabla 4: Medias (mm²) y estadística de las áreas preinstrumentación y medias del área de corte del global (mm²) de los 10 sistemas.

Al realizar el Test de Levene, no se asumieron varianzas iguales globalmente, ya que el p-valor fue < 0,05 (0,019). Se realizó el Test de Welch, observando que no existían diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,05$) (Tabla 4).

Al realizar el Test de Levene, no se asumieron varianzas iguales, ya que el p-valor fue < 0,05 (0,000). Por lo tanto, se utilizó el Test de Welch, observando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Por esta razón, se realizó de nuevo el Test de Games-Howell encontrando los siguientes resultados (Tabla 5):

- F360 fue significativamente peor que Protaper Next ($P = 0,000$), Reciproc ($P = 0,000$), F6 SkyTaper ($P = 0,000$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,000$), Revo-S ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,000$).
- iRace fue significativamente peor que Protaper Next ($P = 0,009$), Reciproc ($P = 0,000$), F6 SkyTaper ($P = 0,002$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,029$), Revo-S ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,001$).
- Neoniti fue superior a One Shape ($P = 0,008$).

6.1.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía

En la siguiente tabla se pueden observar los porcentajes de dientes (%) y la estadística de la capacidad de centrado de los *tercios coronal, medio y apical*:

	Sistema	Coronal	Medio	Apical
Capacidad de centrado/ mantenimiento de anatomía	F360	90	96,67	100
	F6 SkyTaper	86,67	90	90
	Hyflex EDM	100	96,67	96,67
	iRace	80	90	96,67
	Neoniti	100	93,33	100
	One Shape	93,33	90	93,33
	Protaper Next	93,33	93,33	96,67
	Reciproc	93,33	100	100
	Revo-S	93,33	96,67	93,33
	Wave One Gold	86,67	100	93,33
	Chi-Cuadrado de Pearson	0,149	0,515	0,522

Tabla 5: Medias (%) y estadística de la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía de los 10 sistemas.

Tercio coronal

En el tercio coronal, Neoniti y Hyflex EDM fueron mejores que los demás sistemas (100%), aunque no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 5), ya que al realizar el Test Chi-Cuadrado de Pearson, el p-valor fue 0,149.

Tercio medio

En el tercio medio, Reciproc y Wave One Gold obtuvieron los mejores resultados (100%) (Tabla 5). En este tercio también se realizó el Test Chi-Cuadrado de Pearson, cuyo p-valor fue 0,515, por lo que tampoco se obtuvieron diferencias significativas.

Tercio apical

En el tercio apical, F360, Reciproc y Neoniti fueron los más respetuosos (100%) (Tabla 5). Se volvió a realizar el Test Chi-Cuadrado de Pearson, y su p-valor fue 0,522, por lo que tampoco se determinaron diferencias significativas.

6.1.3. Zonas no instrumentadas

En la siguiente tabla se pueden observar los porcentajes de dientes (%) y la estadística de las zonas no instrumentadas de los tercios coronal, medio y apical:

	Sistema	Coronal	Medio	Apical
Zonas no instrumentadas	F360	33,33	23,33	13,33
	F6 SkyTaper	20	16,67	6,67
	Hyflex EDM	10	10	0
	iRace	23,33	16,67	13,33
	Neoniti	13,33	3,33	0
	One Shape	23,33	23,33	6,67
	Protaper Next	10	6,67	0
	Reciproc	10	3,33	0
	Revo-S	30	20	23,33
	Wave One Gold	20	3,33	0
	Chi-Cuadrado de Pearson	0,196	0,033	0,000

Tabla 6: Medias (%) y estadística de las zonas no instrumentadas de los 10 sistemas.

Tercio coronal

En el tercio coronal, Protaper Next, Reciproc y Hyflex EDM obtuvieron los menores porcentajes (10%) (Tabla 6). En este apartado, también se realizó el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,196$), observando que no existían diferencias significativas.

Tercio medio

En el tercio medio, Reciproc y Neoniti produjeron menor porcentaje de dientes con zonas sin instrumentar (3,33%) (Tabla 6). Al igual que anteriormente, se realizó el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,033$), determinando diferencias estadísticamente significativas, y siendo F360, One Shape y Revo-S significativamente peor que Reciproc, Neoniti y Wave One Gold al realizar una prueba de comparaciones múltiples por columnas.

Tercio apical

En el tercio apical, Protaper Next, Reciproc, Hyflex EDM, Neoniti y Wave One Gold fueron mejores (0%) (Tabla 6). En el tercio apical, al realizar el Test Chi-Cuadrado de Pearson también se obtuvieron diferencias significativas ($P = 0,000$), realizando una prueba de comparaciones múltiples por columnas para así observar que Protaper Next, Reciproc, Hyflex EDM, Neoniti y Wave One Gold significativamente superiores a F360, iRace, F6 SkyTaper, One Shape y Revo-S.

6.1.4. Fatiga cíclica

Resistencia a la fractura (s)

En la siguiente tabla se presentan los valores descriptivos y la estadística de la resistencia a la fractura por fatiga cíclica (s):

	<u>F360</u>	<u>F6</u>	<u>Hyflex</u>	<u>iRace</u>	<u>Neoniti</u>	<u>O.Shape</u>	<u>P.Next</u>	<u>Reciproc</u>	<u>R-S</u>	<u>WOG</u>
	152,43± 11,25	190,83± 16,61	331,07± 25,22	27,37± 2,65	414,83± 25,66	56,23± 8,39	70,43± 5,19	168,67± 15,34	33,53± 5,45	188,00± 11,39
	<u>F360</u>	<u>F6</u>	<u>Hyflex</u>	<u>iRace</u>	<u>Neoniti</u>	<u>O.Shape</u>	<u>P.Next</u>	<u>Reciproc</u>	<u>R-S</u>	<u>WOG</u>
<u>F360</u>	-	0,009	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,765	0,000	0,001
<u>F6</u>	0,009	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,599	0,000	1,000
<u>Hyflex</u>	0,000	0,000	-	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<u>iRace</u>	0,000	0,000	0,000	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,550	0,000
<u>Neoniti</u>	0,000	0,000	0,001	0,000	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<u>O.Shape</u>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-	0,121	0,000	0,001	0,000
<u>P.Next</u>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,121	-	0,000	0,000	0,000
<u>Reciproc</u>	0,765	0,599	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-	0,000	0,556
<u>R-S</u>	0,000	0,000	0,000	0,550	0,000	0,001	0,000	0,000	-	0,000
<u>WOG</u>	0,001	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,556	0,000	-

Tabla 7: Medias (s) y estadística de la fatiga cíclica de los 10 sistemas.

Al realizar el Test de Levene, no se asumieron varianzas iguales ($P = 0,000$), por lo que se realizó el Test de Welch, determinando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Por esta razón, se realizó el Test de Games-Howell observando los siguientes resultados (Tabla 7):

- F360 fue significativamente mejor que iRace ($P = 0,000$), Protaper Next ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,000$) y Revo-S ($P = 0,000$), y significativamente peor que F6 SkyTaper ($P = 0,009$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,001$).
- El sistema iRace fue significativamente peor que todos los sistemas a excepción de Revo-S.
- Protaper Next fue superior a iRace ($P = 0,000$) y Revo-S ($P = 0,000$); y peor que F360 ($P = 0,000$), Reciproc ($P = 0,000$), F6 SkyTaper, ($P = 0,000$) Hyflex EDM ($p = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,000$).

- Reciproc fue superior a iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000), y significativamente peor que Hyflex EDM (P = 0,000) y Neoniti (P = 0,000).
- El sistema F6 SkyTaper fue significativamente mejor que F360 (P = 0,009), iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000), pero peor que Hyflex EDM (P = 0,000) y Neoniti (P = 0,000).
- Hyflex EDM obtuvo una resistencia media a la fractura por fatiga cíclica significativamente mayor que la de todos los sistemas a excepción de Neoniti (P = 0,001), respecto del cual fue significativamente peor.
- El sistema Neoniti presentó una resistencia significativamente mayor que la de todos los sistemas.
- One Shape fue significativamente peor que todos los sistemas a excepción de iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,121) y Revo-S (P = 0,001).
- Revo-S fue significativamente peor que todos los sistemas excepto que iRace (p = 0,550).
- Wave One Gold presentó una resistencia media a la fractura por fatiga cíclica significativamente mayor que F360 (P = 0,001), iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000), siendo significativamente peor que Hyflex EDM (P = 0,000) y Neoniti (P = 0,000).

Número de ciclos de fatiga

En la siguiente tabla se presentan los valores y la estadística del número de ciclos de fatiga:

	F360	F6	Hyflex	iRace	Neoniti	O.Shape	P.Next	Reciproc	R-S	WOG
	762,17± 56,25	954,16 ±83,06	2758,88 ±210,14	273,67 ±26,54	2765,55 ±171,07	374,88 ±55,90	352,16 ±25,97	843,33 ±76,68	195,61 ±31,77	1096,66 ±66,42
	F360	F6	Hyflex	iRace	Neoniti	O.Shape	P.Next	Reciproc	R-S	WOG
F360	-	0,009	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,765	0,000	0,000
F6	0,009	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,599	0,000	0,183
Hyflex	0,000	0,000	-	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
iRace	0,000	0,000	0,000	-	0,000	0,049	0,002	0,000	0,010	0,000
Neoniti	0,000	0,000	1,000	0,000	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
O.Shape	0,000	0,000	0,000	0,049	0,000	-	0,999	0,000	0,000	0,000
P.Next	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,999	-	0,000	0,000	0,000
Reciproc	0,765	0,599	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-	0,000	0,000
R-S	0,000	0,000	0,000	0,010	0,000	0,000	0,000	0,000	-	0,000
WOG	0,000	0,183	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-

Tabla 8: Medias y estadística de los ciclos de fatiga de los 10 sistemas.

Al igual que en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica (s), no se asumieron varianzas (Test de Levene, $P = 0,000$) y se observaron también diferencias estadísticamente significativas (Test de Welch, $P = 0,000$), realizando el Test de Games-Howell y observando las siguientes diferencias significativas (Tabla 8):

- El número medio de ciclos de fatiga del sistema F360 fue significativamente mayor que el de los sistemas iRace ($P = 0,000$), Protaper Next ($P = 0,000$), One Shape ($P = 0,000$) y Revo-S ($P = 0,000$). Además, fue significativamente menor que el de F6 SkyTaper ($P = 0,009$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,000$).
- iRace fue significativamente mejor que Revo-S ($P = 0,010$) y significativamente menor que los demás sistemas.
- Protaper Next fue significativamente mayor que iRace ($P = 0,002$) y Revo-S ($P = 0,000$). Además, fue significativamente peor que F360 ($P = 0,000$), Reciproc ($P = 0,000$), F6 SkyTaper ($P = 0,000$), Hyflex EDM ($P = 0,000$), Neoniti ($P = 0,000$) y Wave One Gold ($P = 0,000$).

- El sistema Reciproc fue significativamente superior que iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000), siendo significativamente peor que Hyflex EDM (P = 0,000), Neoniti (P = 0,000) y Wave One Gold (P = 0,000).
- F6 SkyTaper fue mejor que F360 (P = 0,009), iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000). Igualmente, fue significativamente peor que Hyflex EDM (P = 0,000) y Neoniti (P = 0,000).
- El número medio de ciclos de fatiga del sistema Hyflex fue significativamente mayor que los de todos los sistemas (P = 0,000) a excepción de Neoniti (P = 1,000), con el que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.
- Neoniti fue significativamente mayor que todos los sistemas (P = 0,000), a excepción del sistema Hyflex EDM con el que no encontramos diferencias estadísticamente significativas.
- El número medio de ciclos de fatiga de One Shape fue superior que el de iRace (P = 0,049) y Revo-S (P = 0,000). Además, fue significativamente menor que F360 (P = 0,000), Reciproc (P = 0,000), F6 SkyTaper (P = 0,000), Hyflex EDM (P = 0,000), Neoniti (P = 0,000) y Wave One Gold (P = 0,000).
- El número medio de ciclos de fatiga del sistema Revo-S es significativamente menor que el del resto de los sistemas.
- Wave One Gold fue superior que F360 (P = 0,000), iRace (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,000), Reciproc (P = 0,000), One Shape (P = 0,000) y Revo-S (P = 0,000); siendo significativamente peor que Hyflex EDM (P = 0,000) y Neoniti (P = 0,000).

6.1.5. Longitud de los fragmentos rotos

En la tabla que aparece a continuación se pueden observar la longitud de los fragmentos rotos (mm) con la estadística correspondiente:

	F360	F6	Hyflex	iRace	Neoniti	O.Shape	P.Next	Reciproc	R-S	WOG
	10,48± 0,19	9,45± 0,34	9,86± 0,42	8,06± 0,07	10,27± 0,30	9,09± 0,12	9,90± 0,39	11,44± 0,21	10,05± 0,55	9,85± 0,39
	F360	F6	Hyflex	iRace	Neoniti	O.Shape	P.Next	Reciproc	R-S	WOG
F360	-	0,000	0,183	0,000	0,968	0,000	0,191	0,000	0,880	0,103
F6	0,000	-	0,853	0,000	0,017	0,596	0,745	0,000	0,669	0,849
Hyflex	0,183	0,853	-	0,000	0,834	0,027	1,000	0,000	1,000	1,000
iRace	0,000	0,000	0,000	-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Neoniti	0,968	0,017	0,834	0,000	-	0,000	0,874	0,000	0,999	0,752
O.Shape	0,000	0,596	0,027	0,000	0,000	-	0,010	0,000	0,042	0,016
P.Next	0,191	0,745	1,000	0,000	0,874	0,010	-	0,000	1,000	1,000
Reciproc	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-	0,001	0,000
R-S	0,880	0,669	1,000	0,000	0,999	0,042	1,000	0,001	-	1,000
WOG	0,103	0,849	1,000	0,000	0,752	0,016	1,000	0,000	1,000	-

Tabla 9: Medias (mm) y estadística de la longitud de los fragmentos rotos de los 10 sistemas.

En este apartado tampoco se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, $P = 0,000$), realizando el Test de Welch y observando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Posteriormente, se realizó el Test de Games-Howell observando los siguientes resultados (Tabla 9):

- La longitud media de los fragmentos de las limas para F360 fue significativamente mayor que la de los sistemas iRace ($P = 0,000$), F6 SkyTaper ($P = 0,000$) y One Shape ($P = 0,000$), siendo significativamente menor que la de Reciproc ($P = 0,000$).
- El sistema iRace fue significativamente menor que los demás sistemas ($P = 0,000$).
- La longitud la longitud media de los fragmentos de las limas para Protaper Next fue significativamente mayor que la de iRace ($P = 0,000$), y One Shape ($P = 0,000$), siendo significativamente menor que la de Reciproc ($P = 0,000$).
- Reciproc fue significativamente mayor que los demás sistemas.
- F6 SkyTaper fue significativamente mayor que iRace ($P = 0,000$), siendo significativamente menor que F360 ($P = 0,000$), Reciproc ($P = 0,000$) y Neoniti ($P = 0,017$).

- La longitud la longitud media de los fragmentos para Hyflex EDM fue significativamente mayor que la de iRace (P = 0,000) y One Shape (P = 0,027). Además, fue significativamente menor que la de Reciproc (P = 0,000).
- Neoniti fue significativamente mayor que F6 SkyTaper (P = 0,017), iRace (P = 0,000) y One Shape (P = 0,000), siendo significativamente menor que Reciproc (P = 0,000).
- La longitud la longitud media de los fragmentos para One Shape fue significativamente mayor que la de iRace (P = 0,000). También, fue significativamente menor que la de F360 (P = 0,000), Protaper Next (P = 0,010), Reciproc (P = 0,000), Hyflex EDM (P = 0,027), Neoniti (P = 0,000), Revo-S (P = 0,042) y Wave One Gold (P = 0,016).
- Revo-S fue significativamente mayor que iRace (P = 0,000) y One Shape (P = 0,042), siendo significativamente menor que Reciproc (P = 0,001).
- La longitud la longitud media de los fragmentos para Wave One Gold fue significativamente mayor que la de One Shape (P = 0,016). Además, fue significativamente menor que la de iRace (P = 0,000) y Reciproc (P = 0,000).

6.2. Resultados – Aleaciones

En cuanto a los resultados de las 4 aleaciones, se tuvo en cuenta que los 4 grupos de aleaciones tenían número diferente de muestras, estando de la siguiente manera:

- NiTi convencional: 150 muestras (F360, F6 SkyTaper, iRace, One Shape y Revo-S).
- M-Wire: 60 muestras (Protaper Next y Reciproc).
- CM-Wire: 60 muestras (Hyflex EDM y Neoniti).
- Gold-Wire: 30 muestras (Wave One Gold).

6.2.1. Área de corte

Tercio coronal

En la siguiente tabla aparecen los valores de las áreas de corte (mm²) junto con su estadística del *tercio coronal*:

Área de corte				
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test
Coronal	NiTi	0,937±0,069	0,867-1,006	<u>Levene</u>
	M-Wire	1,548±0,198	1,349-1,746	0,000
	Gold-Wire	1,118±0,201	0,917-1,319	<u>Welch</u>
	CM-Wire	1,106 ± 0,106	1,000-1,212	0,000
Test de Games Howell				
NiTi - M-Wire 0,000		NiTi - Gold-Wire 0,716		NiTi - CM-Wire 0,026
M-Wire - Gold-Wire 0,003		M-Wire - CM-Wire 0,001		Gold-Wire- CM-Wire 0,920

Tabla 10: Medias del área de corte (mm²) y estadística del tercio coronal de las 4 aleaciones.

Después de realizar el Test de Levene ($P = 0,000$), se determinó utilizar el Test de Welch, con el cual se observaron diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Se continuó utilizando el Test de Games-Howell, encontrando los siguientes resultados (Tabla 10):

- NiTi convencional fue significativamente inferior a las demás aleaciones ($P < 0,05$).
- M-Wire fue significativamente superior a las otras aleaciones estudiadas ($P < 0,05$).
- Gold-Wire fue significativamente inferior a M-Wire ($P = 0,003$).

- CM-Wire fue significativamente superior a NiTi convencional ($P = 0,026$) y significativamente inferior a M-Wire ($P = 0,001$).

Tercio medio

En la siguiente tabla se pueden observar los valores de las áreas de corte (mm^2) junto con su estadística del *tercio medio*:

Área de corte				
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test
Medio	NiTi	0,464±0,039	0,425-0,503	<u>Levene</u>
	M-Wire	0,507±0,041	0,466-0,549	0,007
	Gold-Wire	0,610±0,129	0,480-0,740	<u>Welch</u>
	CM-Wire	0,545±0,077	0,468-0,622	0,000
Test de Games Howell				
NiTi - M-Wire 0,437		NiTi - Gold-Wire 0,145		NiTi - CM-Wire 0,000
M-Wire - Gold-Wire 0,428		M-Wire - CM-Wire 0,000		Gold-Wire- CM-Wire 0,251

Tabla 11: Medias del área de corte (mm^2) y estadística del tercio medio de las 4 aleaciones.

Al realizar el Test de Levene, no se asumieron varianzas iguales, ya que el p-valor fue $< 0,05$ (0,007). Posteriormente, se determinaron diferencias estadísticamente significativas (Test de Welch, $P = 0,000$). Seguidamente, se realizó el Test de Games-Howell observando los siguientes resultados (Tabla 11):

- NiTi convencional fue significativamente inferior a CM-Wire ($P = 0,000$).
- M-Wire fue significativamente inferior a CM-Wire ($P = 0,000$).
- Gold-Wire obtuvo resultados similares a las demás aleaciones ($P > 0,05$).

Tercio apical

En la tabla que aparece a continuación, se pueden observar los valores de las áreas de corte (mm²) junto con su estadística del *tercio apical*:

Área de corte				
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test
Apical	NiTi	0,303±0,025	0,278-0,328	<u>Levene</u>
	M-Wire	0,297±0,029	0,267-0,327	0,006
	Gold-Wire	0,431±0,047	0,384-0,478	<u>Welch</u>
	CM-Wire	0,506±0,046	0,460-0,552	0,000
Test de Games Howell				
NiTi - M-Wire 0,992		NiTi - Gold-Wire 0,000		NiTi - CM-Wire 0,000
M-Wire - Gold-Wire 0,000		M-Wire - CM-Wire 0,000		Gold-Wire- CM-Wire 0,102

Tabla 12: Medias del área de corte (mm²) y estadística del tercio apical de las 4 aleaciones.

En el tercio apical, se volvió a no asumir varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,006) y a determinar diferencias estadísticamente significativas (Test de Welch, P = 0,000). De nuevo, se realizó el Test de Games-Howell para observar las diferencias entre grupos (Tabla 12):

- NiTi convencional fue significativamente inferior a Gold-Wire y CM-Wire (P = 0,000).
- M-Wire fue significativamente inferior a Gold-Wire y CM-Wire (P = 0,000).
- Gold-Wire y CM-Wire fueron significativamente superior a NiTi convencional y M-Wire (P = 0,000).

Global

En la siguiente tabla se pueden observar los valores de las áreas de corte (mm²) junto con su estadística del *global*:

Área de corte				
Tercio	Sistema	Media	Mín-Máx	Test
Global	NiTi	0,568±0,037	0,531-0,605	<u>Levene</u>
	M-Wire	0,784±0,104	0,679-0,889	0,000
	Gold-Wire	0,696±0,095	0,601-0,791	<u>Welch</u>
	CM-Wire	0,791±0,058	0,732-0,849	0,000
Test de Games Howell				
NiTi - M-Wire 0,001		NiTi - Gold-Wire 0,067	NiTi - CM-Wire 0,000	
M-Wire - Gold-Wire 0,607		M-Wire - CM-Wire 1,000	Gold-Wire- CM-Wire 0,339	

Tabla 13: Medias del área de corte (mm²) y estadística del global de las 4 aleaciones.

Al igual que en los tercios coronal, medio y apical, no se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, P = 0,000), permitiendo realizar el Test de Welch, con el cual se observaron diferencias estadísticamente significativas (P = 0,000). Seguidamente, se realizó el Test de Games-Howell para observar las siguientes diferencias entre grupos (Tabla 13):

- NiTi convencional fue significativamente inferior a M-Wire (P = 0,001) y CM-Wire (P = 0,000).

6.2.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía

En la siguiente tabla se pueden observar los porcentajes de dientes (%) y la estadística de la capacidad de centrado de los *tercios coronal, medio y apical*:

Capacidad de centrado/ mantenimiento de anatomía	Aleación	Coronal	Medio	Apical
	NiTi	88,67	92,67	94,67
M-Wire	93,33	96,67	98,33	
Gold-Wire	86,67	100	93,33	
CM-Wire	100	95	96,67	
Chi-Cuadrado de Pearson	0,038	0,338	0,587	

Tabla 14: Medias (%) y estadística de la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía de las 4 aleaciones.

Tercio coronal

CM-Wire obtuvo los mejores valores (100%). Al realizar el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,038$), se observaron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 14). Seguidamente, se realizó una prueba de comparaciones múltiples por columnas, determinando que CM-Wire fue significativamente superior a las demás aleaciones.

Tercio medio

Gold-Wire obtuvo mejores valores (100%). En este apartado, se realizó de nuevo el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,338$), pero en este caso no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 14).

Tercio apical

M-Wire consiguió el porcentaje más alto (98,33%). Posteriormente, se utilizó el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,587$), observando también que no existían diferencias estadísticamente significativas (Tabla 14).

6.2.3. Zonas no instrumentadas

En la tabla que aparece a continuación, se pueden observar los porcentajes de dientes (%) y la estadística de las zonas no instrumentadas de los tercios coronal, medio y apical:

Zonas no instrumentadas	Aleación	Coronal	Medio	Apical
	NiTi	26	20	12,67
M-Wire	10	5	0	
Gold-Wire	20	3,33	0	
CM-Wire	11,67	6,67	0	
Chi-Cuadrado de Pearson		0,019	0,002	0,000

Tabla 15: Medias (%) y estadística de las zonas no instrumentadas de las 4 aleaciones.

Tercio coronal

M-Wire obtuvo el menor porcentaje (10%). En este apartado, se observaron diferencias estadísticamente significativas (Test Chi-Cuadrado de Pearson, $P = 0,019$) (Tabla 15). Posteriormente, se realizó una prueba de comparaciones múltiples por columnas, observando que M-Wire y CM-Wire fueron significativamente mejor que NiTi convencional.

Tercio medio

Gold-Wire produjo menor porcentaje de dientes con zonas sin instrumentar (5%). Al realizar el Test Chi-Cuadrado de Pearson ($P = 0,002$) (Tabla 15), se determinaron diferencias estadísticamente significativas, siendo NiTi convencional significativamente peor que el resto de aleaciones al realizar una prueba de comparaciones múltiples por columnas.

Tercio apical

M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire fueron mejores (0%). En este tercio, también se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas (Test Chi-Cuadrado de Pearson, $P = 0,000$) (Tabla 15), y determinando al realizar una prueba de comparaciones múltiples por columnas que M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire fueron significativamente mejores que NiTi convencional.

6.2.4. Fatiga cíclica

Resistencia a la fractura (s)

En la siguiente tabla se pueden observar los valores de la resistencia a la fractura por fatiga cíclica (s) junto con su estadística:

	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
	92,08±11,63	119,55±15,01	188±11,39	372,95±20,58
	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
<u>NiTi</u>	-	0,024	0,000	0,000
<u>M-Wire</u>	0,024	-	0,000	0,000
<u>Gold-Wire</u>	0,000	0,000	-	0,000
<u>CM-Wire</u>	0,000	0,000	0,000	-

Tabla 16: Medias (s) y estadística de la fatiga cíclica de las 4 aleaciones.

No se asumieron varianzas iguales ($P = 0,000$), por lo que se realizó el Test de Welch, determinando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Después, se realizó el Test de Games-Howell para observar las diferencias entre grupos (Tabla 16):

- NiTi convencional fue significativamente peor que M-Wire ($P = 0,024$), Gold-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,000$).
- M-Wire fue significativamente superior a NiTi convencional ($P = 0,024$) y significativamente inferior a Gold-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,000$).
- Gold-Wire fue significativamente peor que CM-Wire ($P = 0,000$) y significativamente mejor que NiTi convencional ($P = 0,000$) y M-Wire ($P = 0,000$).
- CM-Wire fue significativamente superior a las demás aleaciones ($P = 0,000$).

Número de ciclos de fatiga

En la tabla que aparece a continuación, se muestran los números de ciclos de fatiga y su estadística:

	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
	512,10±53,06	597,85±75,06	1096,67±66,42	2762,22±131,43
	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
<u>NiTi</u>	-	0,252	0,000	0,000
<u>M-Wire</u>	0,252	-	0,000	0,000
<u>Gold-Wire</u>	0,000	0,000	-	0,000
<u>CM-Wire</u>	0,000	0,000	0,000	-

Tabla 17: Medias y estadística de los ciclos de fatiga de las 4 aleaciones.

Al igual que en la resistencia a la fractura (s), no se asumieron varianzas iguales (Test de Levene, $P = 0,000$), lo que permitió realizar el Test de Welch, determinando así diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Por lo cual, se utilizó el Test de Games-Howell observando los siguientes resultados (Tabla 17):

- NiTi convencional fue significativamente peor que Gold-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,000$).
- M-Wire fue significativamente inferior a Gold-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,000$).
- Gold-Wire fue significativamente peor que CM-Wire ($P = 0,000$) y significativamente mejor que NiTi convencional ($P = 0,000$) y M-Wire ($P = 0,000$).
- CM-Wire fue significativamente superior a las demás aleaciones ($P = 0,000$).

6.2.5. Longitud de los fragmentos rotos

En la siguiente tabla se pueden observar los valores de la longitud de los fragmentos rotos (mm) y su estadística).

	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
	9,43±0,19	10,67±0,29	8,95±0,39	10,07±0,26
	<u>NiTi</u>	<u>M-Wire</u>	<u>Gold-Wire</u>	<u>CM-Wire</u>
<u>NiTi</u>	-	0,000	0,207	0,001
<u>M-Wire</u>	0,000	-	0,006	0,014
<u>Gold-Wire</u>	0,207	0,006	-	0,768
<u>CM-Wire</u>	0,001	0,014	0,768	-

Tabla 18: Medias (mm) y estadística de la longitud de los fragmentos rotos de las 4 aleaciones.

Al realizar el Test de Levene, tampoco se asumieron varianzas iguales ($P = 0,009$). Por ello, se decidió utilizar de nuevo el Test de Welch, observando diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,000$). Posteriormente, se realizó el Test de Games-Howell para observar las diferencias entre grupos (Tabla 18):

- La longitud media de los fragmentos rotos de NiTi convencional fue significativamente menor que la de M-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,001$).
- La longitud media de los fragmentos de M-Wire fue significativamente mayor que la de NiTi convencional ($P = 0,000$), Gold-Wire ($P = 0,006$) y CM-Wire ($P = 0,014$).
- La longitud media de los fragmentos rotos de Gold-Wire fue significativamente menor que la de M-Wire ($P = 0,006$).
- La longitud media de los fragmentos rotos de CM-Wire fue significativamente mayor que la de NiTi convencional ($P = 0,001$) y significativamente menor que la de M-Wire ($P = 0,014$).

7. Discusión

7.1. Discusión de la metodología

En los últimos años, diversos estudios de investigación se han realizado con el objetivo de analizar diferentes resultados producidos por los sistemas de instrumentación, se pretende con ello analizar el rendimiento de diferentes aspectos de 10 sistemas de instrumentación. **Zarrabi y cols.** (102) examinaron en 2006 la cantidad de detritus extruidos al periápice producida por los sistemas de instrumentación Profile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) y FlexMaster (VDW, Múnich, Alemania). En 2007, **Zand y cols.** (103) compararon la habilidad de remoción del barrillo dentinario usando instrumentación manual y rotatoria. **Saad y cols.** (104) compararon el mismo año la eficacia de los sistemas de instrumentación Protaper Universal y K3 para remover gutapercha al realizar el retratamiento de conductos radiculares. **Necchi y cols.** (105) realizaron una investigación en 2008 en la cual estudiaron el comportamiento mecánico del sistema Protaper Universal en bloques de resina con raíces curvas simuladas. En 2009, **Seeman y cols.** (106) publicaron una revisión bibliográfica en la cual mostraron una evolución de los sistemas de instrumentación rotatorios, exponiendo las características individuales de cada uno, la técnica de conformación, el mecanismo de acción, las ventajas y desventajas de cada sistema y las correcciones de fallos. **Larsen y cols.** (107) compararon el mismo año la fatiga cíclica de los sistemas TF y GTX (Dentsply-Tulsa Dental, Oklahoma, Estados Unidos) con los sistemas Endosequence (Brasseler, Savannah, Estados Unidos) y Profile. En 2010, **De Mello Vanzin y cols.** (108) compararon en un grupo de estudiantes de Odontología el tiempo de preparación de conductos radiculares y la cantidad de dentina eliminada con instrumentación manual y rotatoria. **Hilú y cols.** (109), examinaron en un estudio el mismo año el área de corte de los sistemas Mtwo y Protaper Universal. En 2012, **Burroughs y cols.** (110) realizaron una comparación del transporte apical producido al realizar el tratamiento de conductos con los sistemas rotatorios Self-Adjusting File (SAF) (ReDent-Nova, Ra'anana, Israel), Typhoon (DS Dental, Johnson City, TN) y Vortex (Dentsply-Tulsa Dental, Oklahoma, Estados Unidos). En 2013, **Stavileci y cols.** (111) realizaron un estudio en el cual estudiaron las zonas no instrumentadas producidas por el sistema Protaper Universal y las limas manuales de acero inoxidable. En esta investigación, se evaluó el área de corte, la capacidad de centrado de los conductos, las zonas no instrumentadas, la fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos de F360, iRace, Protaper Next, Reciproc, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, Neoniti, Revo-S, One Shape y Wave One Gold.

7.1.1. Capacidad de conformación y AutoCAD

Para poder evaluar la instrumentación de los diferentes sistemas rotatorios, se pueden utilizar dientes humanos extraídos o bloques de resina. Sin embargo, los conductos artificiales en bloques de resina no plasman la acción de los sistemas de instrumentación de la misma manera que en dientes humanos extraídos. Un inconveniente de los bloques artificiales de resina, es que el calor generado por los instrumentos rotatorios puede reblandecer la resina (112, 113). Por este motivo, en este estudio se utilizaron dientes humanos permanentes extraídos.

A lo largo del tiempo, los investigadores han usado distintos métodos para valorar la capacidad de la instrumentación de los conductos radiculares de los sistemas rotatorios, ya sea la tomografía microcomputerizada, TC, radiografías, fotografías con microscopio estereoscópico de luz o microscopio electrónico, entre otros métodos (112, 114). Sin embargo, en esta investigación se decidió utilizar el microscopio estereoscópico Nikon SMZ-2T para observar los cortes transversales de los tercios radiculares de todos los dientes permanentes antes y después de instrumentar, y el sistema AutoCAD 2015 para evaluar una a una las áreas preoperatorias y postoperatorias y la superposición de las mismas, ya que es un programa de alta precisión. El hecho de poder superponer lo que ocurre en la sección de un conducto después de haberlo instrumentado, teniendo registrada su forma inicial, nos aporta ventajas sobre otros métodos, dado que la observación es directa y la obtención de datos objetiva, permitiendo todo ello un análisis del rendimiento de cada sistema y una comparación detallada entre ellos.

En años anteriores, diferentes investigadores han utilizado el AutoCAD en Endodoncia para estudiar diferentes parámetros a los examinados en este estudio. En 2005, **Günday y cols.** (115) calcularon la torsión y la fatiga cíclica con AutoCAD. En 2012, **Kim y cols.** (116) utilizaron el AutoCAD para calcular la curvatura radicular. En una investigación de **Durán-Sindreu y cols.** (117), el AutoCAD se utilizó para examinar el transporte apical, al igual que en otro estudio de **Silva e Souza y cols.** (118) en 2014. Un año después, **Faus-Llácer y cols.** (119) examinaron el porcentaje de obturación de conductos de conductos ovalados con Thermafil y Beefill 2in1. En 2016, **Özyürek y cols.** (120) compararon la eficacia de la remoción de gutapercha durante el retratamiento de conductos de Protaper Next, TF Adaptive, Reciproc y Protaper Universal. En cambio, en este trabajo se utilizó para calcular el área de corte, la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y las zonas no instrumentadas.

En los últimos años se han publicado varios artículos en los cuales se han utilizado el sistema informático AutoCAD, examinando diferentes sistemas de instrumentación. **Grande y cols.** (121), en 2007

compararon EndoEZE AET (Ultradent, South Jordan, Estados Unidos) y Protaper Universal con AutoCAD 2000, concluyendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas en los tercios coronal y medio ($P < 0,05$), pero no en el tercio apical ($P > 0,05$). **Constante y cols.** (122) realizaron una comparación el mismo año de 3 sistemas de instrumentación endodóncicos con AutoCAD 2004. En 2008, **Tu y cols.** (123) examinaron la capacidad de tratar los conductos de Protaper Universal con AutoCAD 2004 en un grupo de estudiantes. **Ounsi y cols.** (124), calcularon en 2011 el área de corte de Protaper Universal midiendo los anchos mesiodistal y bucolingual de los conductos. En 2013, **Talati y cols.** (125) compararon Mtwo y Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) en dientes con raíces curvas, y determinaron que Mtwo realizaba una mejor limpieza de los conductos ($P < 0,05$). **Al-Manei y cols.** (126), examinaron TF y Profile GTX (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) en conductos curvos, y concluyeron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas ($P > 0,05$). **Cabanillas y cols.** (127) compararon la instrumentación manual (Step-Back), Protaper Universal, Protaper Next y Wave One, concluyendo que no existían diferencias significativas en tercio medio y apical ($P > 0,05$), pero en coronal Wave One fue significativamente peor que los demás sistemas ($P < 0,05$), entre los que no hubo diferencias significativas ($P > 0,05$). Sin embargo, en este estudio se evaluó el área de corte, la capacidad de centrado y las zonas no instrumentadas de 10 sistemas de instrumentación con AutoCAD 2015, al igual que en un estudio publicado en 2015 por nosotros pero utilizando AutoCAD 2013, con el cual obtuvimos en 2015 la Beca UBK-ANEO de investigación de la Federación Española de Estudiantes de Odontología (128).

7.1.2. Área de corte con otros métodos

2010

Oliveira Gonçalves y cols. (129), evaluaron en un análisis morfométrico la efectividad de la instrumentación de Protaper Universal y de la técnica híbrida realizando técnica Crown-Down con limas K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) en los tercios medio y apical, tratando el tercio coronal con las fresas Gates Glidden #1 y #2 y finalizando con las limas F2 y F3 de Protaper Universal, tiñendo las secciones con hematoxilina y eosina y observándolas a x100, y concluyeron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($P < 0,05$), aunque ninguno limpió completamente los conductos radiculares.

Yin y cols. (130), realizaron una comparación tomográfica microcomputerizada entre la instrumentación tradicional, formada por limas K y fresas Gates Glidden (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), y Protaper Universal en conductos radiculares con forma de C, examinando la cantidad de dentina eliminada, las zonas no instrumentadas y el tiempo de instrumentación, y determinaron que la instrumentación tradicional obtuvo resultados más favorables en cuanto a la cantidad de dentina eliminada y a las zonas no instrumentadas ($P < 0,01$). En cambio, Protaper Universal necesitó menos tiempo a la hora de realizar la instrumentación de conductos ($P < 0,05$).

En un estudio publicado por **Peters y cols.** (131), estudiaron la eficacia de SAF para la remoción de dentina, utilizando tomografía microcomputerizada a $20\mu\text{m}$ de resolución. Estudiaron los cambios en el volumen del conducto radicular y las zonas no instrumentadas. Determinaron pocas zonas no instrumentadas, y que el tiempo de aplicación clínica dependerá de la cantidad deseada de dentina eliminada y del sistema SAF seleccionado sobre la base de la medición apical.

Paqué y cols. (132), compararon Protaper Universal de 3 formas diferentes y las limas H con tomografía microcomputerizada a $34\mu\text{m}$ en 48 molares mandibulares con el conducto distal elíptico distribuidos en 4 grupos aleatoriamente ($n = 12$). El primer grupo se instrumentó con éstas últimas hasta calibre #40, el segundo con Protaper Universal terminando con la lima F4, el tercero con Protaper Universal hasta F4 considerando los aspectos orales y bucales del conducto distal como 2 conductos individuales, y el cuarto grupo también con Protaper Universal realizando una limado circunferencial. Respecto a los resultados, preoperatoriamente no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la anatomía de los conductos radiculares ($P > 0,05$), el rango de áreas no instrumentadas en la longitud total de los

conductos radiculares estuvo entre 59,6% y 79,9%, y en el tercio apical varió entre 65,2% y 74,7%. Por último, determinaron mayor cantidad de zonas no tratadas en el grupo 2 que en los grupos 3 y 4 ($P < 0,05$) en la longitud total de los conductos radiculares, pero no en el tercio apical ($P > 0,05$).

Taha y cols. (133), contrastaron la capacidad de limpieza de EndoEZE AET, limas manuales y EndoWave (Morita, Osaka, Japan). Al realizar el tratamiento de conductos radiculares, seccionaron los dientes en tercio coronal, medio y apical y realizaron fotografías. También estudiaron histológicamente las paredes del conducto radicular de cada diente y la presencia de detritus. En cuanto a la evaluación de la instrumentación, ninguna de las técnicas instrumentaba por completo los conductos. Concluyeron que EndoEZE AET realizaba peor conformación que EndoWave y las limas manuales.

Franco y cols. (134), investigaron la capacidad de conformación de FlexMaster en bloques de resina realizando movimiento continuo y movimiento recíprocante, 60° en sentido horario y 40° en sentido antihorario. Se combinaron las imágenes preoperatorias y postoperatorias y se determinó la cantidad de resina removida por las zonas externa e interna de la curvatura en 10 puntos diferentes. Encontraron diferencias estadísticamente significativas en el tercio apical, realizando mayor ensanchamiento las limas con movimiento continuo ($P < 0,05$). Concluyeron que el movimiento recíprocante conformaba los conductos de forma más centrada pero se necesitaba más tiempo.

En este estudio se analizaron 10 sistemas de instrumentación, en 300 dientes unirradiculares con un conducto y la raíz recta agrupados aleatoriamente en 4 grupos ($n = 30$), utilizando un microscopio estereoscópico SMZ-2T y el sistema AutoCAD 2015 en vez de tomografía microcomputerizada.

2011

En un estudio publicado por **Yang y cols.** (135), examinaron los efectos de la instrumentación de Mtwo y Protaper Universal usando tomografía microcomputerizada. En la preparación se produjeron cambios en el área, el volumen, el SMI, el grosor y la curvatura de los conductos radiculares, pero no existieron diferencias significativas entre ambos sistemas respecto a estos parámetros y a las zonas no instrumentadas ($P > 0,05$). Los conductos radiculares tratados con Protaper Universal mostraron mayor transporte apical en el tercio apical ($P < 0,05$). Determinaron que ambos sistemas realizaban una

conformación de conductos adecuada, y que Protaper Universal produjo mayor transporte apical en el tercio apical.

You y cols. (136), estudiaron la capacidad de limpieza de Protaper Universal utilizando movimiento continuo y recíprocante, 140° en sentido horario y 45° en sentido antihorario, usando tomografía microcomputarizada. Los cambios en la curvatura, el volumen de los conductos, su área y el SMI no fueron significativos estadísticamente ($P > 0,05$). Tampoco hubo diferencias significativas respecto a los grados y direcciones del transporte apical ($P > 0,05$). Concluyeron que el movimiento recíprocante no aumentaba el transporte apical comparándolo con el movimiento continuo, incluso en el tercio apical; y que el movimiento recíprocante podría ser una alternativa correcta para evitar errores de procedimiento durante la conformación de conductos radiculares.

En un estudio publicado por **Fayyad y cols.** (137), realizaron una investigación tomográfica para contrastar la capacidad de corte de TF y Protaper Universal. En cuanto a los resultados, Protaper Universal removió significativamente más dentina en las direcciones bucolingual y mesiodistal de los conductos radiculares que TF ($P < 0,05$), pero no existieron diferencias significativas en el cambio del volumen de los conductos radiculares ($P > 0,05$), concluyendo que TF eliminaba la dentina de manera eficiente con un corte más uniforme que Protaper Universal.

Sadeghi (138), evaluó los resultados in vitro de la instrumentación producida por Mtwo y FlexMaster y las limas K-F (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) en bloques de resina. Usó imágenes preoperatorias y postoperatorias en ordenador para analizar el enderezamiento de la curvatura radicular, la remoción de resina en 5 puntos a 1, 3, 5, 7 y 9 mm del ápice y los cambios en la LT. Los resultados que obtuvo fueron que en la pared interior de los conductos existían diferencias significativas en la remoción de resina respecto a la pared exterior en todos los puntos de medición ($P < 0,05$), excepto FlexMaster a 5 y 9 mm ($P > 0,05$). Encontró una pérdida media en la LT de 0,02 mm para Mtwo y 0,01 mm para FlexMaster y las limas K-F, aunque no habían diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,05$). Concluyó que a 1 y 3 mm del ápice no habían diferencias significativas entre los 3 grupos ($P > 0,05$), en cambio, a 5 mm del ápice las limas K-F obtuvieron mejores resultados, y Mtwo y FlexMaster a 7 y 9 mm ($P < 0,05$).

En una investigación publicada por **Gera y cols.** (139), examinaron la preparación de conductos radiculares realizada por Profile (grupo 1) y Endoflash (KaVo, Biberach, Alemania) (grupo 2) junto con fresas Gates Glidden con silicona fluida, clasificándola como buena o mala preparación, medida mediante radiografías periapicales. En cuanto a los resultados, en el grupo 1 se realizó una buena preparación en el 88,89% de los dientes, y en el grupo 2 en el 55,56%. Determinaron que Profile realizaba mejor tratamiento de conductos radiculares.

En este estudio se analizaron 10 sistemas de instrumentación, en 300 dientes unirradiculares con un conducto y la raíz recta agrupados aleatoriamente en 4 grupos (n = 30), utilizando un microscopio estereoscópico SMZ-2T y el sistema AutoCAD 2015 en vez de tomografía microcomputerizada.

En cuanto a la muestra de dientes, se utilizaron 300 dientes unirradiculares con la raíz recta por imposibilidad de acceso a dientes con raíces curvas.

7.1.3. Fatiga cíclica

En cuanto al estudio de la fatiga cíclica, las características del conducto artificial de nuestra investigación fueron: 60° de curvatura, radio de curvatura de 3,5mm, 21mm de longitud, 2mm de anchura y 3mm de profundidad. Respecto a los conductos artificiales de otros autores, en 2014 **Dagna y cols.** (140) utilizaron un bloque con 4 conductos artificiales de diversos radios de curvatura y grados. Un año después, **Elsaka y cols.** (141) estudiaron la fatiga cíclica de instrumentos en 3 conductos de diferente curvatura, al igual que **Aminsobhani y cols.** (142), aunque en el bloque de éste último los 3 conductos tenían mismo ancho, longitud y profundidad. En 2016, **Pedullà y cols.** (143) y **Pedullà y cols.** (144) utilizaron otros bloques con la misma curvatura que el nuestro pero con un radio de curvatura diferente, de 5mm y 3mm respectivamente. En el mismo año y un año después, **Topçuoğlu y cols.** (145) y **Topçuoğlu y cols.** (146) incorporaron una clara diferencia frente a los bloques de los otros autores, la cual es la doble curvatura del conducto artificial. El hecho de haber completado las características obtenidas respecto a la conformación de conductos radiculares, con los resultados obtenidos de la resistencia a la fatiga cíclica, tiene por objetivo conocer mejor no sólo el rendimiento y comportamiento sino también la seguridad de los instrumentos analizados.

7.2. Discusión de los resultados

En cuanto al área de corte, Protaper Next ($1,586 \pm 0,301 \text{ mm}^2$) y Reciproc ($1,510 \pm 0,275 \text{ mm}^2$) obtuvieron las medias de área de corte más altas en el tercio coronal, siendo significativamente superiores a F360, iRace y One Shape. En el tercio medio, Neoniti ($0,789 \pm 0,112 \text{ mm}^2$) y Hyflex EDM ($0,707 \pm 0,109 \text{ mm}^2$) eliminaron la mayor cantidad de dentina, siendo ambos sistemas superiores de manera significativa a F360, iRace y Protaper Next, y además Neoniti superior a Reciproc, F6 SkyTaper y One Shape. En el tercio apical, también consiguieron los mejores resultados Neoniti ($0,475 \pm 0,059 \text{ mm}^2$) y Hyflex EDM ($0,538 \pm 0,071 \text{ mm}^2$), siendo ambos mejores significativamente que F360, iRace, Protaper Next y One Shape. Además, Hyflex fue superior a Reciproc y F6 SkyTaper. Globalmente, Neoniti ($0.805 \pm 0.081 \text{ mm}^2$) y Reciproc ($0.801 \pm 0.140 \text{ mm}^2$) obtuvieron mejores resultados que los demás sistemas, los cuales fueron superiores de forma significativa F360 e iRace, mientras que también Neoniti a One Shape. En relación a las aleaciones, M-Wire ($1,548 \pm 0,198 \text{ mm}^2$) obtuvo la media de área de corte más alta en el tercio coronal, siendo superior a las otras 3 aleaciones estudiadas; Gold-Wire ($0,610 \pm 0,129 \text{ mm}^2$) en el tercio medio, pero sin llegar a obtener diferencias significativas entre las demás aleaciones; CM-Wire ($0,506 \pm 0,046 \text{ mm}^2$) en el tercio apical, siendo junto a Gold-Wire ($0,431 \pm 0,047 \text{ mm}^2$) superiores al NiTi convencional y a M-Wire; y CM-Wire ($0,791 \pm 0,058 \text{ mm}^2$) y M-Wire ($0,784 \pm 0,104 \text{ mm}^2$) globalmente, obteniendo ambas diferencias significativas frente al NiTi convencional. Por todo esto, se pudo observar que el diseño y la aleación de los sistemas estudiados sí tuvieron influencia.

Respecto al mantenimiento de la anatomía, Neoniti y Hyflex EDM obtuvieron los porcentajes más altos en el tercio coronal (100%), Reciproc y Wave One Gold en tercio medio (100%), y F360, Reciproc y Neoniti en el tercio apical. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los tercios radiculares. En cuanto a las aleaciones, CM-Wire (100%) obtuvo el porcentaje más alto en el tercio coronal, Gold Wire (100%) en el tercio medio, y M-Wire (98,33%) en el tercio apical; pero sólo fue superior en el tercio coronal la aleación CM-Wire a las demás. Por lo cual, el diseño de los sistemas no tuvo influencia, pero sí la aleación en el tercio coronal.

En relación a las zonas no instrumentadas, Protaper Next, Reciproc y Hyflex EDM dejaron zonas sin instrumentar en un 10% de los dientes en el tercio coronal, aunque no existieron diferencias significativas entre ninguno de los 10 sistemas estudiados. En los tercios medio y apical sí que existieron diferencias significativas, siendo en el primero Reciproc, Neoniti y Wave One Gold (3,33%) significativamente superiores, y Protaper Next, Reciproc, Hyflex EDM, Neoniti y Wave One Gold en el otro (0%). Respecto

a las aleaciones, M-Wire (10%) obtuvo el menor valor de zonas no instrumentadas, que junto a CM-Wire (11,67%) fueron superiores al NiTi convencional en el tercio coronal; Gold-Wire (3,33%) lo consiguió en el tercio medio; y M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire (0%) en el tercio apical, siendo en estos dos últimos tercios el NiTi convencional significativamente peor que M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire. Por todo esto, el diseño de los sistemas investigados no influyó en el tercio coronal, pero sí la aleación.

El diseño de la sección transversal, la composición de la aleación y el tratamiento termomecánico usados durante la fabricación de la aleación influyen en la fatiga cíclica (147, 148). En nuestro estudio, F6 SkyTaper ($190,83 \pm 16,61s - 954,16 \pm 83,06NCF$), con una sección transversal en S, obtuvo mayor resistencia a la fatiga cíclica que sistemas de NiTi convencional como iRace, One Shape y Revo-S, mostrando que la sección transversal en forma de S aportó más flexibilidad y resistencia. Lo mismo ocurrió al comparar Reciproc y Protaper Next, sistemas con aleación M-Wire, observando que Reciproc ($168,67 \pm 15,34s - 843,33 \pm 76,68NCF$), con sección transversal en S, fue significativamente superior a Protaper Next. Por otro lado, Los sistemas Hyflex EDM ($331,07 \pm 25,22s - 2758,88 \pm 210,04NCF$) y Neoniti ($414,83 \pm 25,66s - 2765,55 \pm 171,07NCF$) y su aleación CM-Wire ($372,95 \pm 20,58s - 2762,22 \pm 131,43NCF$) obtuvieron los mejores resultados en comparación con los otros sistemas estudiados, lo que demuestra que dicha aleación con control de memoria es más resistente que las otras aleaciones, como ya publicaron en un estudio Pedullà y cols. (144), en el cual compararon Hyflex EDM, Reciproc y Wave One. Por lo que se pudo observar que tanto el diseño como la aleación de los instrumentos tuvieron influencia en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

En cuanto a la longitud de los fragmentos rotos, F360 ($10,48 \pm 0,19mm$) y Reciproc ($11,44 \pm 0,21mm$) obtuvieron los valores más altos, mientras que iRace ($8,06 \pm 0,07mm$) y One Shape ($9,09 \pm 0,12mm$) presentaron los más bajos, existiendo múltiples diferencias significativas entre los 10 sistemas endodóncicos investigados. En relación a las aleaciones, M-Wire ($10,67 \pm 0,29mm$) consiguió el valor más alto significativamente frente al NiTi convencional, Gold-Wire y CM-Wire. Por todo esto, la longitud de los fragmentos rotos sí fue influida por el diseño y la aleación de los instrumentos.

7.3. Discusión de los resultados con los de otros autores

7.3.1. Sistemas

7.3.1.1. Área de corte

2012

Bürklein y cols. (149), realizaron un estudio SEM para comparar la capacidad de conformación de Wave One y Reciproc con calibre #25 frente a Protaper Universal llegando hasta la lima F3 y Mtwo hasta calibre #35. Concluyeron que en los tercios coronal y medio no existían diferencias significativas entre Wave One, Reciproc y Mtwo ($P > 0,05$), mientras que Protaper Universal sí que mostraba diferencias significativas ($P < 0,05$). Y en el tercio apical, determinaron mejores resultados para Reciproc y Mtwo ($P < 0,05$).

En un estudio publicado por **Herrero Moraes y cols.** (150), realizaron una comparación sobre la capacidad de corte de Protaper Universal, Mtwo y K3 mediante una balanza analítica (Bioprecisa, São Paulo, Brasil), que calculó la masa en gramos de los dientes antes y después de instrumentarlos. Los resultados indicaron diferencias significativas entre los 3 sistemas ($P < 0,05$). Concluyeron que Protaper Universal fue el más eficaz, y el sistema K3 el que menos.

Young-Sil y cols. (151), estudiaron los sistemas Reciproc y Wave One con Protaper Universal y Profile y las limas K-F, superponiendo imágenes preoperatorias y postoperatorias realizadas con microscopio. En los resultados, observaron que no existían diferencias significativas en cuanto a la eficacia de corte para Reciproc y Wave One en el tercio apical, para Protaper Universal y Profile en el tercio medio, y para las limas K-F en el tercio coronal ($P > 0,05$). Tampoco encontraron diferencias en el cambio de la LT y el mantenimiento de la curvatura radicular ($P > 0,05$). Por último, observaron que las limas de NiTi realizaron una conformación de conductos superior a las limas manuales K-F. Concluyeron que Reciproc y Wave One mantenían mejor la curvatura radicular que Protaper Universal y Profile.

Al igual que Bürklein y cols. y al contrario que Young-Sil y cols., en esta investigación se encontraron diferencias significativas en el tercio apical entre Reciproc y F360, iRace y Protaper Next ($P < 0,05$). A diferencias de Herrero Moraes y cols. que utilizaron una abalanza analítica para las mediciones, se utilizó el sistema AutoCAD 2015. Al igual que Young-Sil y cols., Reciproc fue mejor en el mantenimiento de la anatomía pero sin diferencias significativas ($P > 0,05$).

2013

Moura-Netto y cols. (152), evaluaron al μ -CT SkyScan 1172 (SkyScan, Kontich, Bélgica) los sistemas EndoEZE AET y Protaper Universal realizando cortes axiales. Al calcular el área del conducto de los dientes antes y después de la instrumentación, observaron diferencias significativas ($P < 0,05$). Concluyeron que EndoEZE AET eliminaba más dentina que Protaper Universal.

Versiani y cols. (153) compararon mediante el μ -CT SkyScan 1174v2 (SkyScan, Kontich, Bélgica), con el cual se realizaron 14 cortes transversales a los dientes, el área de corte de SAF, Reciproc, Wave One y Protaper Universal, las cuales fueron calculadas mediante el software CTAn v.1.12 (SkyScan, Kontich, Bélgica). La media de las áreas de corte de los 14 cortes transversales de SAF fue $17 \times 10^{-2} \text{mm}^2$, de Reciproc fue $30 \times 10^{-2} \text{mm}^2$, de Wave One fue $38 \times 10^{-2} \text{mm}^2$ y de Protaper Universal fue $35 \times 10^{-2} \text{mm}^2$.

Da Frota y cols. (154), estudiaron mediante análisis histológico la capacidad de limpieza del tercio apical de Protaper Universal, realizando instrumentación rotatoria e instrumentación manual hasta la lima F2, y concluyeron que existían diferencias significativas ($P < 0,05$), siendo mayor la capacidad de limpieza de la instrumentación rotatoria.

Zhao y cols. (155), examinaron la preparación de conductos radiculares de Hyflex, TF y K3 con tomografía microcomputerizada. Respecto a los resultados, TF fue el que más dentina removió en cuanto a volumen ($P < 0,05$), mientras que no existieron diferencias significativas entre Hyflex y K3 ($P > 0,05$). No existieron diferencias significativas entre los 3 sistemas en el área de corte ($P > 0,05$). Estadísticamente, TF produjo menos transporte apical que K3 en el tercio apical ($P < 0,05$), pero no hubo diferencias entre Hyflex y TF ($P > 0,05$). Determinaron que Hyflex y TF realizaron una instrumentación sin errores significativos de conformación.

En una investigación publicado por **Maitin y cols.** (156), evaluaron el tratamiento de conductos radiculares realizado por Protaper Universal, K3, Race y Mtwo con TC. Con un software de análisis realizaron el estudio del transporte apical y la capacidad de centrado de los conductos. En los resultados, observaron que no había diferencias significativas en el transporte apical ($P > 0,05$), al igual que en la capacidad de centrado en los tercios coronal y medio ($P > 0,05$), pero sí en el tercio apical ($P < 0,05$). Concluyeron que el sistema Protaper Universal realizaba mayor transporte apical pero sin diferencias

significativas ($P > 0,05$), y que Race tenía una buena capacidad de centrado de los conductos radiculares en el tercio apical.

A diferencia de Moura-Netto y cols., Versiani y cols., Zhao y cols., y Maitin y cols., en lugar de utilizar μ -CT y TC para realizar las mediciones, en este trabajo se utilizó el sistema AutoCAD 2015. Al igual que Versiani y cols., globalmente Reciproc fue superior en el área de corte a todos los sistemas excepto a Neoniti. En este estudio, como Maitin y cols., el sistema iRace también obtuvo buenos resultados en el mantenimiento de la anatomía en el tercio apical.

2014

Bürklein y cols. (157), compararon la capacidad de conformación de Hyflex, Mtwo y Revo-S con calibre #35. Los grupos se equilibraron basándose en las radiografías preoperatorias midiendo el ángulo y el radio de la curvatura del conducto radicular. Los resultados que obtuvieron fueron que Mtwo y Hyflex CM mantenían la curvatura original de los conductos significativamente mejor que Revo-S ($P < 0,05$), al igual que en el tiempo de preparación y en la pérdida de LT ($P < 0,05$), pero sin diferencias significativas entre Hyflex CM y Mtwo ($P > 0,05$). Determinaron que Hyflex CM y Mtwo respetaban más la curvatura original de los conductos y eran más seguros de usar, y que Revo-S requería más tiempo a la hora de realizar el tratamiento de conductos curvos y realizaba mayor enderezamiento ($P < 0,05$).

En un estudio publicado por **Marceliano-Alves y cols.** (158), examinaron la capacidad de conformación de Reciproc, Wave One, TF y Hyflex CM basándose en la morfología, evaluada previamente usando tomografía microcomputerizada. En los resultados, Reciproc produjo significativamente mayores cambios en el área, perímetro y diámetro de los conductos radiculares en el tercio apical ($P < 0,05$). TF y Hyflex CM realizaron menor transporte apical significativamente que Reciproc y Wave One ($P < 0,05$). Concluyeron que Reciproc realizó significativamente mayores cambios en el tercio apical, y que Hyflex CM y TF mantenían la anatomía original de los conductos radiculares con un menor transporte apical que Reciproc y Wave One, aunque era poco probable que estas diferencias fueran de importancia clínica.

Bürklein y cols. (159), estudiaron Protaper Next, Mtwo, Protaper Universal y BT-Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) hasta el calibre #40. Se realizaron radiografías preinstrumentación y postinstrumentación para evaluar los cambios producidos. BT-Race realizó significativamente mayor

enderezamiento de la curvatura radicular que Mtwo ($P < 0,05$), mientras que no encontraron diferencias significativas en comparación con los otros sistemas ($p > 0,05$). Tampoco encontraron diferencias significativas entre todos los sistemas en el transporte apical ($P > 0,05$). Protaper Next fue significativamente más rápido que los demás sistemas ($P < 0,05$). Durante la instrumentación, se fracturó una lima del sistema BT-Race pero no de los otros sistemas. Determinaron que todos los sistemas mantenían la curvatura original de los conductos, pero que había que tener cuidado al utilizar BT-Race por su diseño cilíndrico.

Arora y cols. (160), evaluaron Profile GTX, Revo-S, TF y Mtwo mediante CBCT a calibre #30 y conicidad del 6%. TF mostró significativamente menos transporte apical y mayor capacidad de centrado que Profile GTX, Revo-S y Mtwo ($P < 0,05$). Concluyeron que TF realizaba mejor conformación que los demás sistemas, con el menor transporte apical y la mayor capacidad de centrado.

En un artículo publicado por **Zeng y cols.** (161), se examinó el área de corte de los sistemas Reciproc, One Shape, Mtwo y Revo-S a calibre #25 con tomografía microcomputerizada en el tercio apical de molares. Los autores observaron resultados superiores para Reciproc ($P < 0,05$), concluyendo que el movimiento recíprocante obtenía mejores resultados que el movimiento continuo.

En tercio medio y apical, Revo-S obtuvo de los peores resultados, pero a diferencia de Bürklein y cols., no existieron diferencias significativas ($P > 0,05$), sí coincidiendo con Arora y cols. A diferencia de Marceliano-Alves y cols., Reciproc sí que obtuvo buenos resultados en el mantenimiento de la anatomía de los conductos, coincidiendo en los resultados del área de corte de dicho sistema. Al igual que Bürklein y cols., no existieron diferencias significativas entre los diferentes sistemas. A diferencia de Zeng y cols., Revo-S obtuvo mejores resultados en el tercio apical aunque sin diferencias significativas ($P > 0,05$).

2015

Saber y cols. (162), compararon Wave One, Reciproc y One Shape, realizando radiografías preoperatorias y postoperatorias para el análisis de la instrumentación. No se registraron limas fracturadas de ninguno de los sistemas. En relación a los resultados, One Shape produjo mayor enderezamiento de los conductos y transporte apical que Wave One y Reciproc ($P < 0,05$), pero sin diferencias entre los dos

últimos ($P > 0,05$). One Shape fue significativamente más rápido que Reciproc y Wave One ($P < 0,05$), al igual que al comparar Reciproc con Wave One ($P < 0,05$). Concluyeron que todos los sistemas son seguros de usar, que Reciproc y Wave One tienen mayor respeto por la curvatura original que One Shape, y que dicho sistema es más rápido que Reciproc y Wave One.

En una investigación nuestra publicada en la revista científica de la Asociación Española de Endodencia (AEDE) (163), la cual fue premiada con la Beca Pregrado AEDE 2014 por el mejor trabajo de investigación de Grado de España presentado a AEDE, se examinaron los sistemas F360, iRace, Protaper Next y Reciproc a calibre #25 con similar metodología pero con el sistema AutoCAD 2013. Respecto a los resultados, en el área de corte se obtuvieron diferencias significativas en todos los apartados. En cuanto al mantenimiento de la anatomía de los conductos, Protaper Next obtuvo mayor porcentaje de dientes en tercio coronal (90%), Reciproc y Protaper Next en tercios medio y apical (93,33% y 96,67%). En tercio coronal, se observaron diferencias significativas entre Protaper Next y Reciproc vs iRace, siendo el porcentaje de Protaper Next y Reciproc significativamente mayor al de iRace. Además, en el mismo tercio se determinaron diferencias significativas entre Protaper Next vs F360 e iRace, siendo el porcentaje del primero significativamente mayor al de F360 e iRace. En relación a las zonas no instrumentadas, Protaper Next obtuvo menor porcentaje de dientes en todos los tercios, 10%, 3,33% y 0% respectivamente. No obstante, no se encontraron diferencias significativas entre los sistemas estudiados. Se concluyó que Reciproc fue superior a los demás sistemas en el área de corte. En cuanto al mantenimiento de la anatomía de los conductos radiculares, Protaper Next y Reciproc fueron más eficaces que F360 e i-Race. Respecto a las zonas no instrumentadas, no existieron diferencias significativas.

En otra investigación publicada por **Ahmetoglu y cols.** (164), se estudiaron los sistemas Reciproc, Revo-S y Self-Adjusting File (SAF) realizando un análisis microtomográfico antes y después de la instrumentación en primeros molares maxilares. En los resultados, los autores no obtuvieron diferencias significativas en el conducto bucal entre los 3 sistemas ($P > 0,05$) pero sí en el conducto palatino ($P < 0,05$), concluyendo resultados similares para Reciproc, Revo-S y SAF en el conducto bucal, y que Revo-S y SAF fueron superiores a Reciproc en el conducto palatino.

Saleh y cols. (165), compararon la capacidad de conformación de 4 sistemas de lima única, Reciproc, Wave One, One Shape y F360, a calibre #25 en bloques de resina con conducto artificial, realizando

fotografías preoperatorias y postoperatorias a la instrumentación de conductos, para superponerlas posteriormente, y así medir la cantidad de resina eliminada mediante una plantilla digital y un software de análisis de imágenes. Los autores observaron diferencias estadísticamente significativas a favor de Reciproc y Wave One frente a One Shape y F360, determinando que los sistemas con movimiento recíprocante fueron superiores a los de movimiento continuo.

Al igual que Saber y cols., Reciproc mantuvo mejor la anatomía de los conductos radiculares que One Shape, pero sin diferencias significativas ($P > 0,05$). Al comparar nuestro estudio publicado en 2015 y la presente investigación, los resultados en área de corte fueron similares, pero en este trabajo no se obtuvieron diferencias significativas en el mantenimiento de la anatomía de los conductos radiculares, y sí en las zonas no instrumentadas, concretamente en los tercios medio y apical. Al igual que Ahmetoglu y cols. en el conducto bucal, Reciproc y Revo-S fueron similares en el área de corte en esta investigación. También se coincidió con los resultados de Saleh y cols., siendo Reciproc estadísticamente superior a F360 en todos los tercios y globalmente, pero sólo en tercio coronal frente a One Shape.

2016-2017

Amoroso-Silva y cols. (166) estudiaron el área de corte de Reciproc y SAF analizando las muestras con tomografía computarizada, analizando el área de corte mediante el software CTAn (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). Los autores observaron diferencias significativas entre ambos sistemas ($P < 0,05$), concluyendo que Reciproc fue superior.

Zuolo y cols. (167) compararon la capacidad de conformación de Reciproc, BioRace, SAF y TRUShape realizando un análisis con microtomografía computarizada en incisivos mandibulares. En los resultados observaron que Reciproc removió significativamente más dentina que BioRace y SAF ($P < 0,05$), determinando que Reciproc fue superior a los demás sistemas.

Özyürek y cols. (168) analizaron la preparación de conductos de Reciproc, Hyflex EDM y Wave One Gold en bloques de resina con conducto simulado, superponiendo las imágenes preoperatorias y postoperatorias, utilizando una plantilla digital y un software de análisis de imágenes para medir la cantidad de resina eliminada. En cuanto a los resultados, no existieron diferencias significativas entre Hyflex EDM y Wave One Gold en ningún tercio ($P > 0,05$). En cambio, Reciproc eliminó mayor cantidad de resina significativamente que los demás sistemas en todos los tercios ($P < 0,05$).

Al igual que Amoroso-Silva y cols. y Zuolo y cols., en esta investigación Reciproc fue superior a los demás sistemas globalmente junto a Neoniti. Existen similitudes entre este estudio y el de Özyürek y cols, como por ejemplo la metodología similar a la hora de analizar el área de corte y que no existieron diferencias significativas entre Hyflex EDM y Wave One Gold en ningún tercio, aunque en este estudio Reciproc no fue superior en todos los tercios a los demás sistemas como en el artículo de Özyürek y cols.

7.3.1.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y zonas no instrumentadas

2009-2014

Moradi y cols. (169) investigaron la capacidad de centrado de Race, Mtwo y Medin, realizando secciones transversales para obtener imágenes antes y después de instrumentar los conductos radiculares. En cuanto a los resultados, Race y Medin fue significativamente peor que Mtwo, concluyendo los autores que Mtwo era más conservador que Race y Medin.

Paqué y cols. (170), estudiaron las zonas no instrumentadas de FlexMaster, GT-Rotary (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), Lightspeed (SybronEndo, Orange, United States), ProFile, PTU y limas K en tercio apical mediante μ -CT. En los resultados, se consiguieron áreas no instrumentadas entre el 4% y el 100%. Estadísticamente, GT-Rotary obtuvo mayor porcentaje de áreas no instrumentadas ($P < 0,05$).

Yoo y cols. (171) publicaron un estudio en el que examinaban el mantenimiento de la anatomía de Reciproc, Wave One, PTU y las limas K, superponiendo imágenes sagitales preoperatorias y postoperatorias realizadas con microscopio, concluyendo que no existían diferencias significativas ($P > 0,05$).

Hashem y cols. (172) realizaron un estudio de la capacidad de conformación de Revo-S, Protaper, TF y ProFile GT, en el cual observaron la capacidad de centrado de dichos sistemas a través de un CBCT. Respecto a los resultados, en los últimos 3mm no se obtuvieron diferencias significativas ($P > 0,05$), pero en los demás niveles TF fue significativamente superior a los demás sistemas ($P < 0,05$).

En cuanto a la metodología, a diferencia de Yoo y cols., Paqué y cols. y Hashem y cols., en este estudio de investigación la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y las zonas no instrumentadas se observaron en secciones transversales de dientes humanos permanentes extraídos, coincidiendo con Moradi y cols. a la hora de realizar las secciones transversales pero con metodología diferente. Al igual que Yoo y cols., Reciproc no obtuvo diferencias significativas en el mantenimiento de la anatomía de los conductos frente a los demás sistemas estudiados ($P > 0,05$). Al contrario que Paqué y cols., en este estudio no se obtuvieron porcentajes de zonas no instrumentadas tan altos. A diferencia de Moradi y cols.

y Hashem y cols., con Race y Revo-S respectivamente, en este estudio de investigación los resultados fueron similares en la capacidad de centrado ($P > 0,05$).

2015-2018

Deepak y cols. (173) publicaron un estudio sobre la capacidad de conformación de One Shape, Protaper Next, Revo-S a calibre #25, en el cual examinaron la capacidad de centrado utilizando un CBCT. En los resultados, One Shape mantenía mejor el centrado de los conductos radiculares en comparación con Revo-S y Protaper Next ($P < 0,05$), concluyendo un rendimiento superior de One Shape.

Gergi y cols. (174), compararon el mantenimiento de la anatomía y las zonas no instrumentadas de Reciproc, Wave One y TF a calibre #25 con tomografía microcomputerizada. Observaron que no existían diferencias significativas en cuanto a las zonas no instrumentadas ($P > 0,05$), y que TF produjo una deformación menor significativamente que Reciproc y Wave One ($P < 0,05$). Concluyeron que ninguno de los sistemas fue capaz de limpiar totalmente los conductos, y TF mantuvo mejor la anatomía de los conductos radiculares.

De-Deus y cols. (175) examinaron el porcentaje de zonas no instrumentadas de los conductos radiculares a calibres #25 y #40 de Reciproc, Wave One y BioRace con microtomografía computerizada. Estadísticamente, no se encontraron diferencias significativas entre los 3 sistemas ($P > 0,05$), no influyendo la utilización de un sistema u otro. Los autores concluyeron que ninguno de los sistemas fue capaz de preparar toda la superficie de los conductos radiculares, y que el aumento de calibre fue positivo en la capacidad de conformación del tercio apical.

Zanesco y cols. (176) compararon la capacidad de centrado de Protaper Next, Reciproc e instrumentación manual con limas K, mediante el uso de microtomografía computerizada. En los resultados, la capacidad de centrado fue semejante en a 1, 4 y 7mm. Los autores concluyeron que la capacidad de centrado de todos los grupos fue similar.

Mamede-Neto y cols. (177) publicaron una investigación en la cual compararon la capacidad de centrado entre otros factores de Wave One, Wave One Gold, Reciproc, Protaper Next, Protaper Gold, Mtwo, BioRace y Race, utilizando un CBCT. En cuanto a los resultados, Protaper Gold obtuvo los valores más altos y BioRace los más bajos, pero sin diferencias significativas entre todos los sistemas ($P > 0,05$), concluyendo que todos los instrumentos utilizados fueron similares.

Mittal y cols. (178) examinaron la capacidad de centrado mediante CBCT de los sistemas One Shape y Reciproc, a la hora de realizar un tratamiento de conductos radiculares. Respecto a los resultados, los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas ($P > 0,05$), concluyendo que ambos sistemas eran similares.

Mamede-Neto y cols. (179) estudiaron la capacidad de centrado de Protaper Next, Protaper Gold, Mtwo, BioRace, Wave One Gold y Reciproc utilizando un CBCT, realizando escaneos antes y después de instrumentar los conductos. En los resultados, BioRace obtuvo mejores resultados en la capacidad de centrado mesiodistal, y en la bucolingual BioRace y Mtwo ($P < 0,05$). Los autores concluyeron que BioRace fue superior en la capacidad de centrado mesiodistal y en la bucolingual BioRace y Mtwo frente a los demás sistemas.

En relación a la metodología, a diferencia de todos los autores citados anteriormente entre 2015 y 2018, en nuestro estudio la capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía y las zonas no instrumentadas se observaron en secciones transversales de dientes humanos permanentes extraídos, y no usando CBCT ni μ -CT. Al contrario que en el estudio de Deepak y cols., One Shape obtuvo resultados similares a Protaper Next y Revo-S ($P > 0,05$) en nuestra investigación, coincidiendo con Zanesco y cols. a la hora de comparar Protaper Next y Reciproc ($P > 0,05$), con Mamede-Neto y cols. al examinar Wave One Gold, Reciproc, Protaper Next y Race ($P > 0,05$), y con Mittal y cols. al comparar One Shape y Reciproc ($P > 0,05$). A diferencia de Gergi y cols., en las zonas no instrumentadas Reciproc fue significativamente superior en tercio medio a F360, One Shape y Revo-S, y en el tercio apical a F360, iRace, F6 SkyTaper, One Shape y Revo-S. De-Deus y cols., no encontraron diferencias significativas entre Reciproc y otros sistemas al comparar las zonas no instrumentadas, ocurriendo lo mismo en nuestro estudio en el tercio coronal ($P > 0,05$) pero no en tercio medio y apical ($P < 0,05$). Respecto al estudio de Mamede-Neto y cols., no se coincidió con ellos en los resultados, ya que en nuestra investigación no se obtuvieron diferencias significativas en la capacidad de centrado entre Protaper Next, Wave One Gold y Reciproc ($P > 0,05$).

7.3.1.3. Fatiga cíclica y longitud de los fragmentos rotos

2014

Dagna y cols. (140), estudiaron la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de One Shape, Reciproc, Wave One y Protaper Universal a calibre #25 en 4 conductos artificiales, con diferentes grados y radio de curvatura. En los resultados, Reciproc consiguió la mayor resistencia a la fatiga cíclica ($P < 0,05$), y One Shape y Wave One fueron similares ($P > 0,05$), siendo superiores a Protaper Universal ($P < 0,05$). Los autores determinaron que Reciproc obtuvo la mayor resistencia a la fatiga, y que One Shape buena resistencia mecánica, similar a los instrumentos con movimiento recíprocante.

2015

Elsaka y cols. (141) examinaron One Shape y Wave One en 3 conductos artificiales, de 45°, 60° y 90° a calibre #25. Respecto a los resultados, Wave One obtuvo mayor número de ciclos significativamente que One Shape en todos los conductos ($P < 0,05$). Los autores concluyeron que Wave One fue más resistente usando movimiento recíprocante que One Shape con movimiento continuo.

Aminsobhani y cols. (142) compararon la fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos de Neoniti, Race, Mtwo, TF y Protaper Next a calibre #25 en 3 conductos simulados diferentes de 1,5mm de ancho, 20mm de longitud y 2,5mm de profundidad y con diferente curvatura, fabricados en un bloque de acero inoxidable. En los resultados, en los 3 conductos Neoniti obtuvo mejores resultados que los demás sistemas, entre 400 y 1600 ciclos de fatiga. Estadísticamente, Neoniti fue superior a los demás sistemas ($P < 0,05$). En cuanto a la longitud de los fragmentos rotos, en el grupo 1 Race obtuvo la menor media y TF la mayor; en el grupo 2, Neoniti consiguió la media más baja y Race la mayor; y en el grupo 3, Neoniti obtuvo la menor media y TF la mayor.

En un artículo publicado por **Capar y cols.** (180), se compararon Protaper Next, Hyflex CM, One Shape y Revo-S en un conducto simulado de 60° y 3mm de radio de curvatura a calibre #25. En los resultados, Hyflex CM fue superior estadísticamente a los demás sistemas ($P < 0,05$). Concluyeron que Hyflex CM era el sistema más resistente y Revo-S el que menos resistencia poseía a la fatiga cíclica.

Al contrario que Dagna y cols., Reciproc no fue el sistema más resistente en nuestro estudio, pero fue significativamente superior a iRace, Protaper Next, One Shape y Revo-S ($P < 0,05$). En cuanto a la investigación de Aminsobhani y cols., se coincidió en que Neoniti era más resistente a la fatiga cíclica

que los demás sistemas, y en su grupo 1 iRace también obtuvo la menor media de longitud de los fragmentos rotos. En los ciclos de fatiga, también se coincidió con Capar y cols. en que el peor sistema fue Revo-S.

2016

Pedullà y cols. (143) estudiaron la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de Protaper Next X1 y X2, y Mtwo 10/0.04, 15/0.05, 20/0.06 y 25/0.06, en un conducto artificial de 60° y 5mm de radio de curvatura. Estadísticamente, Protaper Next X2 y Mtwo 25/0.06 fueron peores significativamente, concluyendo que dichas limas tenían una resistencia a la fractura por fatiga cíclica reducida.

En otro estudio de **Pedullà y cols.** (144), se compararon los sistemas Hyflex EDM, Reciproc y Wave One a calibre #25 en un conducto artificial de 60° y 3mm de radio de curvatura. En cuanto a los resultados, Hyflex EDM fue significativamente superior a Reciproc y Wave One ($P < 0,05$), pero no entre estos dos últimos ($P > 0,05$). Determinaron que el sistema Hyflex EDM era más resistente significativamente que los otros sistemas.

Topçuoğlu y cols. (145) investigaron la fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos de Protaper Next, Protaper Universal, One Shape y Hyflex CM a calibre #25 en un conducto artificial con doble curvatura. En la fatiga cíclica, Protaper Next ($756,28 \pm 171,61$ ciclos) y Hyflex CM ($793,47 \pm 204,47$) fueron superiores estadísticamente a One Shape ($524,64 \pm 165,46$) y Protaper Universal ($516,35 \pm 124,18$) ($P < 0,05$), no habiendo diferencias significativas entre Protaper Next y Hyflex CM y entre One Shape y Protaper Universal en la curvatura apical ($P > 0,05$). En la curvatura coronal, no obtuvieron diferencias significativas entre Protaper Next ($876,12 \pm 213,46$), Protaper Universal ($911,62 \pm 269,33$), One Shape ($862,31 \pm 198,37$) y Hyflex CM ($902,27 \pm 286,21$) ($P > 0,05$). En la longitud de los fragmentos rotos de los instrumentos, en la curvatura apical Protaper Next ($2,02 \pm 0,46$) y One Shape ($2,14 \pm 0,37$) obtuvieron medias superiores a Protaper Universal ($2,15 \pm 0,49$) y Hyflex CM ($2,56 \pm 0,61$). En la curvatura coronal, One Shape ($5,73 \pm 1,21$) y Hyflex CM ($5,79 \pm 1,18$) consiguieron medias superiores a Protaper Next ($6,12 \pm 1,01$) y Protaper Universal ($5,83 \pm 0,98$). Los autores concluyeron que Protaper Next y Hyflex CM eran más seguros de utilizar que One Shape y Protaper Universal.

Ersoy y cols. (181), estudiaron los sistemas F360, TF, FlexMaster y Race en un bloque de acero inoxidable con un conducto artificial de 1,5mm de diámetro y 60° de curvatura. En los resultados,

observaron que F360 era más resistente que los demás sistemas ($P < 0,05$), que TF era más resistente que FlexMaster y Race ($P < 0,05$), y que no existían diferencias significativas entre FlexMaster y Race ($P > 0,05$). Los autores concluyeron que F360 con una sección transversal en doble S era el sistema más resistente, y que TF fue mejor que FlexMaster y Race.

En nuestro estudio, Protaper Next consiguió los resultados más bajos junto a Revo-S ($P < 0,05$), coincidiendo con los resultados de Pedullà y cols., en los cuales Protaper Next X2 fue significativamente peor. En otro estudio de Pedullà y cols., sí coincidieron con los resultados de nuestro trabajo, en el cual Hyflex EDM fue significativamente superior a Reciproc. En el estudio de Ersoy y cols., también se consiguieron los mismos resultados, es decir, F360 fue significativamente superior a Race en fatiga cíclica. En el estudio de Topçuoğlu y cols., Protaper Next obtuvo buenos resultados en el número de ciclos junto a Hyflex CM, pero en nuestro estudio dicho sistema consiguió los resultados más bajos junto a Revo-S, siendo el nuevo sistema Hyflex EDM de los mejores significativamente junto a Neoniti ($P < 0,05$).

2017

Topçuoğlu y cols. (127), compararon Wave One Gold, Reciproc y Wave One a calibre #25 en un conducto artificial en de doble S, con 1,4mm de diámetro y 18mm de longitud. En los resultados, Wave One Gold obtuvo $928,87 \pm 293,69$ ciclos de fatiga en la curvatura apical y $1102,32 \pm 397,39$ ciclos en la curvatura coronal, Reciproc consiguió $745,63 \pm 253,49$ en apical y $883,63 \pm 282,56$ en coronal, y Wave One obtuvo $583,89 \pm 183,38$ en apical y $916,53 \pm 268,21$ en coronal. En la estadística, Wave One Gold fue significativamente mejor que Reciproc y Wave One en ambas curvaturas, Reciproc fue superior a Wave One en apical, y no existieron diferencias significativas entre ambos sistemas en coronal. En la conclusiones, determinaron que Wave One Gold exhibió mejor resistencia en un conducto artificial en doble S.

Keskin y cols. (182) estudiaron la fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos de Reciproc Blue, Reciproc y Wave One Gold a calibre #25 en un conducto artificial de 60° y 5mm de radio de curvatura. Los autores observaron en los resultados que Reciproc Blue exhibió mayor fatiga cíclica significativamente que los demás sistemas ($P < 0,05$), Wave One Gold fue superior a Reciproc ($P < 0,05$). Respecto a la longitud de los fragmentos rotos, no observaron diferencias significativas ($P > 0,05$).

En otro estudio publicado por **Gündoğar y cols.** (183) publicaron una investigación en la que comparaban la resistencia a la fractura por fatiga cíclica y la longitud de los fragmentos rotos de One Shape, Hyflex EDM, Wave One Gold y Reciproc Blue a calibre #25, en un conducto curvo artificial de 60° y 5mm de radio de curvatura. En cuanto a los resultados, Hyflex EDM obtuvo mejor resistencia significativamente y One Shape la peor ($P < 0,05$). En la longitud de los fragmentos rotos, no obtuvieron diferencias significativas ($P > 0,05$). Los autores determinaron que Hyflex EDM mostraba la mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

A diferencia de Keskin y cols. y Topçuoğlu y cols., en nuestro estudio no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica (s) entre Wave One Gold y Reciproc ($P > 0,05$), pero sí que existieron al comparar el número de ciclos de fatiga ($P < 0,05$). Al contrario que ellos, en este estudio se observaron diferencias significativas en la longitud de los fragmentos rotos entre Wave One Gold y Reciproc ($P < 0,05$). Por otra parte y al igual que Gündoğar y cols., en este trabajo Hyflex EDM también mostró la mejor resistencia a la fractura por fatiga cíclica frente a Wave One Gold y One Shape, siendo éste último peor significativamente que los demás también ($P < 0,05$). Sin embargo, en la longitud de los fragmentos rotos, en esta investigación se encontraron diferencias significativas al comparar One Shape con Wave One Gold y Hyflex EDM ($P < 0,05$), no existiendo diferencias significativas entre Hyflex EDM y Wave One Gold ($P > 0,05$).

7.3.2. Aleaciones

7.3.2.1. Área de corte

En el tercio coronal, se observó que NiTi convencional fue inferior estadísticamente que M-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,026$), a la vez que M-Wire fue superior significativamente a Gold-Wire ($P = 0,003$) y CM-Wire ($P = 0,001$); mostrando que la aleación M-Wire predominaba frente al resto de aleaciones al realizar la conformación del tercio coronal.

En el tercio medio, CM-Wire fue superior significativamente a NiTi convencional ($P = 0,000$) y M-Wire ($P = 0,000$), observando que la aleación con control de memoria era mejor que NiTi convencional y M-Wire a la hora de conformar el tercio medio de los conductos radiculares.

En el tercio apical, las aleaciones CM-Wire y Gold Wire mostraron de forma significativa un mayor rendimiento en comparación con las aleaciones M-Wire y NiTi convencional ($P < 0,05$), demostrando que las evoluciones del NiTi convencional son favorables.

Globalmente, NiTi convencional fue significativamente peor que M-Wire ($P = 0,001$) y CM-Wire ($P = 0,000$), observando también que las nuevas aleaciones creadas a partir del NiTi convencional son mejores.

Al contrastar el estudio publicado por **Özyürek y cols.** (168) en el cual se compararon las aleaciones M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire con la presente investigación, no se coincidió con Özyürek y cols. en que M-Wire era significativamente superior a Gold-Wire y CM-Wire, siendo sólo en el tercio coronal. Tampoco se coincidió al comparar CM-Wire y Gold-Wire, ya que en el estudio de Özyürek y cols. fueron similares en todos los tercios. Por otra parte, sí se coincidió con los resultados publicados por **Saleh y cols.** (165), en el cual se observó que los instrumentos de aleación M-Wire fueron superiores a los instrumentos de NiTi convencional ($P < 0,05$).

7.3.2.2. Capacidad de centrado/mantenimiento de anatomía

Se observó que CM-Wire fue superior a las aleaciones M-Wire, Gold-Wire y NiTi convencional ($P < 0,05$), mostrando que la aleación con control de memoria era mejor que las aleaciones con memoria de forma en el tercio coronal. Sin embargo, en los tercios medio y apical todas las aleaciones fueron similares. Al comparar los resultados con los publicados por **Yoo y cols.** (171), se coincidió en que no existían diferencias significativas en los tercios medio y apical al comparar NiTi convencional frente a la aleación M-Wire. También se coincidió con **Mamede-Neto y cols.** (177) a la hora de examinar las aleaciones Gold-Wire, M-Wire y NiTi convencional, y con **Mittal y cols.** (178) al comparar las aleaciones M-Wire y NiTi convencional, observando resultados similares entre todas las aleaciones ($P > 0,05$). Al contrario que en el artículo de **Mamede-Neto y cols.** (179), en el cual se obtuvieron diferencias significativas entre las aleaciones estudiadas ($P < 0,05$), en esta investigación todas las aleaciones obtuvieron resultados similares ($P > 0,05$).

7.3.2.3. Zonas no instrumentadas

En el tercio coronal, 2 de las nuevas aleaciones (M-Wire y CM-Wire) predominaron estadísticamente frente al NiTi convencional ($P < 0,05$). Al igual que en el tercio coronal, en los tercios medio y apical las aleaciones M-Wire y CM-Wire, sumándose Gold-Wire, fueron superiores significativamente a la aleación inicial de la que son creadas, el NiTi convencional. En los resultados de **Gergi y cols.** (174), no se observaron diferencias estadísticamente significativas al examinar las zonas no instrumentadas de la aleación M-Wire y la Fase-R ($P > 0,05$), no coincidiendo con los resultados de esta investigación en la cual sí que existieron diferencias significativas ($P < 0,05$). Al contrario que **De-Deus y cols.** (175), en este trabajo sí existieron diferencias significativas al comparar las aleaciones M-Wire y NiTi convencional ($P < 0,05$), siendo la primera superior a la segunda.

7.3.2.4. Fatiga cíclica

En la resistencia a la fractura por fatiga cíclica, las nuevas aleaciones creadas a partir del NiTi convencional son superiores a ésta ($P < 0,05$), demostrando que la evolución de la metalurgia es favorable. Por otra parte, se determinó que la aleación Gold-Wire era más segura que M-Wire ($P = 0,000$), y que la aleación con control de memoria es la más segura a la hora de realizar un tratamiento de conductos radiculares en comparación con las otras 3 aleaciones ($P < 0,05$). En el número de ciclos de fatiga, la única variación es que no la aleación M-Wire y el NiTi convencional son similares ($P = 0,252$).

Karataşhıoglu y cols. (184) compararon la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de las aleaciones M-Wire, Fase-R, CM-Wire y NiTi convencional. En los resultados, los autores observaron diferencias significativas entre dichas aleaciones, siendo superior CM-Wire frente a M-Wire, Fase-R y NiTi convencional ($P < 0,05$). Al igual que Karataşhıoglu y cols., en este estudio CM-Wire también fue significativamente superior a M-Wire y NiTi convencional ($P < 0,05$). **Özyürek y cols.** (185) examinaron la fatiga cíclica de las aleaciones CM-Wire, Gold-Wire, Blue-Wire y T-Wire en conductos artificiales de 45° y 90°, no observando diferencias significativas entre CM-Wire y Gold-Wire en la curvatura de 90°, pero sí en la curvatura de 45°, siendo superior CM-Wire a Gold-Wire, coincidiendo en esta última curvatura con los resultados de esta investigación, pero realizándose en un conducto artificial de 60°. Al igual que **Aminsobhani y cols.** (142), la aleación CM-Wire fue significativamente superior al NiTi convencional al examinar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

7.3.2.5. Longitud de los fragmentos rotos

Se observó que la longitud de los fragmentos rotos de los instrumentos de NiTi convencional era significativamente menor que los instrumentos de M-Wire ($P = 0,000$) y CM-Wire ($P = 0,001$), ocurriendo lo contrario al realizar la comparación de M-Wire frente a Gold-Wire ($P = 0,006$) y CM-Wire ($P = 0,014$). En los resultados del estudio de **Topçuođlu y cols.** (145), también se observó que el NiTi convencional obtuvo menores resultados que CM-Wire, no coincidiendo en la comparación NiTi convencional vs M-Wire y M-Wire vs CM-Wire en la curvatura apical. Respecto a los resultados del artículo de **Gündođar y cols.** (183), en el cual todas las aleaciones fueron similares, no se coincidió en los resultados, ya que en nuestro estudio sí que existieron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0,05$).

Realizando un análisis global para la aplicabilidad clínica de los instrumentos observando los resultados, los sistemas Hyflex EDM y Neoniti con aleación CM-Wire, nos ofrecen una mayor seguridad en cuanto a la fractura de instrumentos y una mejor eficiencia respecto a la conformación de conductos, a la hora de realizar tratamientos de conductos con anatomías complejas.

8. Conclusiones

1. El diseño tuvo influencia en el área de corte, siendo F360 inferior en tercio coronal, F360 e iRace en tercio medio; F360, iRace y Protaper Next en tercio apical, y F360 e iRace globalmente. Por otra parte, la aleación también influyó, siendo M-Wire superior en tercio coronal, CM-Wire al NiTi convencional y M-Wire en tercio medio, Gold-Wire y CM-Wire en tercio apical, y M-Wire y CM-Wire al NiTi convencional globalmente.
2. El diseño de los instrumentos no influyó en la capacidad de centrado/mantenimiento de la anatomía, pero sí tuvo influencia la aleación de los mismos, siendo CM-Wire superior en tercio coronal.
3. Las zonas no instrumentadas no fueron influidas por el diseño de los instrumentos en tercio coronal, pero sí en tercios medio y apical; siendo superiores en tercio medio Reciproc, Neoniti y Wave One Gold; y en tercio apical Protaper Next, Reciproc, Hyflex EDM, Neoniti y Wave One. La aleación de los instrumentos también influyó, siendo M-Wire y CM-Wire superiores al NiTi convencional en tercio coronal; y M-Wire, Gold-Wire y CM-Wire frente a NiTi convencional en tercios medio y apical.
4. En cuanto a la fatiga cíclica, tanto el diseño como la aleación de los instrumentos sí incidieron, siendo los sistemas con control de memoria (CM-Wire) superiores.
5. La longitud de los fragmentos rotos sí fue influenciada tanto por el diseño como por la aleación de los instrumentos, obteniendo Reciproc los mayores valores por una parte, y por la otra la aleación M-Wire.

9. Bibliografia

1. Machado MEL, Nabeshima CK, Leonardo MFP, Reis FAS, Britto MLB, Cal S. Influence of reciprocating single-file and rotary instrumentation on bacterial reduction on infected root Canals. *Int Endod J.* 2013; 46: 1083-7.
2. Marques da Silva, B, Baratto-Filho F, Leonardi DP, Henrique Borges A, Volpato L, Branco Barletta F. Effectiveness of ProTaper, D-RaCe, and Mtwo retreatment files with and without supplementary instruments in the removal of root canal filling material. *Int Endod J.* 2012; 45: 927-32.
3. Kamel WH, Kataia EM. Comparison of the Efficacy of Smear Clear with and without a Canal Brush in Smear Layer and Debris Removal from Instrumented Root Canal Using WaveOne versus ProTaper: A Scanning Electron Microscopic Study. *J Endod.* 2014; 40: 446-50.
4. Robberecht L, Colard T, Claisse-Crinquette A. Qualitative evaluation of two endodontic obturation techniques: tapered single-cone method versus warm vertical condensation and injection system An in vitro study. *J Oral Sci.* 2012; 54: 99-104.
5. Quispe Yujra E, Zeballos López L. Pulpitis reversible. *Rev Act Clin.* 2012; 21: 1072-7.
6. Levin LG, Law AS, Holland GR, Abbott PV, Roda RS. Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *J Endod.* 2009; 35: 1645-57.
7. Murillo Hesse ST, Bustamante CG. Pulpitis irreversible. *Rev Act Clin.* 2012; 21: 1078-83.
8. Segura-Egea J, Castellanos-Cosano L, Machuca G, Lopez-Lopez J, Martin-Gonzalez J, Velasco-Ortega E, et al. Diabetes mellitus, periapical inflammation and endodontic treatment outcome. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012; 17: 356-61.
9. Berlinck T, Monnerat Tinco JM, Fonseca Carvalho FL, Moura Sassone L, Barretto Tinoco EM. Epidemiological evaluation of apical periodontitis prevalence in an urban Brazilian population. *Braz Oral Res.* 2012; 29: 1-7.
10. Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative Study of Different Novel Nickel-Titanium Rotary Systems for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals. *J Endod.* 2014; 40: 852-6.
11. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Alovisi M, Cantatore G, Castellucci A, et al. Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *J Endod.* 2012; 38: 505-9.
12. González Sánchez JA, Duran-Sindreu F, de Noé S, Mercadé M, Roig M. Centring ability and apical transportation after overinstrumentation with ProTaper Universal and ProFile Vortex instruments. *Int Endod J.* 2012; 45: 542-51.

13. Barankiewicz D, Pawlicka H. Shaping ability of RaCe rotary instruments – laboratory study. *J Stoma.* 2011; 64: 314-27.
14. Baratto Filho F, Leonardi DP, Zielak JC, Vanni JR, Sayão-Maia SM, Sousa Neto MD. Influence of ProTaper finishing files and sodium hypochlorite on cleaning and shaping of mandibular central incisors – a histological analysis. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17: 229-33.
15. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138: 196-201.
16. Ostrander FD. The practice of endodontics: past, present and future . *J Dent. Educ.* 1967; 31: 386-8.
17. Hubar JS. C. Edmund Kells, Jr., Pioneer in the Field of Dental X-Rays. *Journal of the History of Dentistry.* 1, 2000, 11-15.
18. Antiguos egipcios: ¿para qué la endodoncia? *Discover "Tooth and consequences"* 1985; 6: 7-8
19. Ingle JI, Taintor, JF. *Endodontics.* 1987; 63: 261.
20. Zerlotti Filho E. Instrumentos e instrumentação. *Revta Univ Cat Campinas.* 1960; 6: 65-82.
21. Smith, C. Toothbrush technology: Even the pharaohs brushed their teeth. *J Dent Technol.* May 2000; 17: 26-7.
22. Zerón, A. Aforismos, axiomas y postulados para empezar el siglo XXI. *Rev. ADM.* 1999; 56: 204-8.
23. Ingle JI. Standardized endodontic technique utilizing newey designed instruments and filing materials. *Oral Surg.* 1961. (14): 83-91 .
24. Ingle JI, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filing materials. In: *Transactions of the 2nd international conference on endodontics.* Philadelphia: Univ. of Pensilvania Press; 1958: 123-43.
25. Phillips RW. *Mechanics of cutting with dental burs.* Sabinner's science of dental materials. 8th ed. Philadelphia: WB Saunders, 1982: 565.
26. Gilles JA, del Río CE. Comparison of the Canal Master endodontic instrument and type files for enlargement of curved root canals. *J Endod.* 1990, 16: 561-5.

27. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel–titanium rotary root canal preparation techniques. *Int Endod J.* 2004; 37: 849–59.
28. Walia HM, Bratley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14: 346-51.
29. Thomson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33: 297-310.
30. Arab-Chirani R, Chevalier V, Arab-Chirani S, Calloch S. Comparative analysis of torsional and bending behaviour through finite-element models of 5 NiTi endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011; 111: 115-21.
31. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.* 2005; 10: 30-76.
32. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod.* 2004; 30: 716-8.
33. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012; 45: 1027-34.
34. Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. *J Endod.* 2014; 40: 973-6.
35. Saber SEDM, El Sadat SM. Effect of Altering the Reciprocation Range on the Fatigue Life and the Shaping Ability of WaveOne Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2013; 39: 685-8.
36. Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA. In Vitro Assessment of Torque and Force Generated by Novel ProTaper Next Instruments during Simulated Canal Preparation. *J Endod.* 2013; 39: 1615-9.
37. You S-Y, Bae K-S, Baek SH, Kum K-Y, Shon W-J, Lee WC. Lifespan of One Nickel-Titanium Rotary File with Reciprocating Motion in Curved Root Canals. *J Endod.* 2010; 36: 1991-4.
38. Salas LR, Barzuna M. Preparación biomecánica utilizando la técnica recíproca con una sola lima. Informe de un caso. *Odont Vit.* 2012; 17: 43-7.
39. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Adv Endod.* 2013: 1-8.

40. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *J Endod.* 2012; 38: 105-7.
41. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi, et al. Hyflex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2016; 49: 483-93.
42. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013; 29: 42-54.
43. Zadno R, Duerig TW. Linear superelasticity in cold worked NiTi. In: Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM, eds. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys.* London: Butterworth-Heinemann, 1990: 414.
44. Bidaux JE, Bataillard L, Manson JA, Gotthardt R. Phase transformation behavior of thin shape memory alloy wires embedded in a polymer matrix composite. *Proc 3rd Eur Conf on Advanced Materials and Processes 1993:* 1-5.
45. Hodson DE, Wu MH, Biermann RJ. Shape memory alloys. In: *Metals Handbook*, 10th edn. ASM International, 1990; 2: 897-902.
46. Davis JR. *ASM Specialty Handbook: Nickel, Cobalt, and Their Alloys.* ASM International; 2000.
47. Agarwal S, Nagpal R, Singh UP. NiTi Endodontics: Contemporary Views Reviewed. *Austin J Dent.* 2018; 5: 1112.
48. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105: 798–800.
49. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011; 44: 253-8.
50. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37: 1566–71.
51. Berendt CJ, Yang J. Endodontic instruments with improved fatigue resistance. In: Berg B, Mitchell MR, Proft J, eds. *International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies.* Pacific Grove, CA: ASM International; 2006.
52. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008; 34: 1406-9.

53. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel–titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37: 997- 1001.
54. Goel A, Rastogi R, Rajkumar B, Manisha T, Boruah L, Gupta V. An Overview of Moderno Endodontic Niti Systems. *Int J Sci Res.* 2015; 4: 595-7.
55. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. The mechanical properties of controlled memory and superelastic NiTi wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012; 38: 1535-40.
56. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012; 38: 105-7.
57. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28: 567-72.
58. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *J Endod.* 2002; 28: 774-8.
59. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009; 35: 1589-93.
60. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* 2005; 50: 511-678.
61. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007; 33: 1217-21.
62. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013; 29: 3-17.
63. Liu Y, McCormick PG. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metall Mater.* 1994; 7: 2407-13.
64. Frick C, Ortega A, Tyber J, Maksound A, Maier H, Liu Y, et al. Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng: A.* 2005; 405: 34-49.
65. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012; 45: 113-28.

66. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel–titanium instruments. *J Endod.* 2013; 39: 163-72.
67. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011; 44: 337-41.
68. Shen Y, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel–titanium instruments. *J Endod* 2013; 39: 919-23.
69. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel–titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38: 222-5.
70. Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paqué F, Hülsmann M. The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer-a scanning electron microscope study. *J Endod.* 2010; 36: 697-702.
71. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012; 38: 996-1000.
72. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006; 32: 1031-43.
73. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23: 77-85.
74. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extractec teeth. *Int Endod J.* 2013; 46: 590-7.
75. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F360 and OneShape versus Mtwo. *Int Endod J.* 2013; 47: 405-9.
76. Bürklein S, Poschmann T, Schäfer E. Shaping Ability of Different Nickel-Titanium Systems in Simulated S-shaped Canals with and without Glide Path. *J Endod.* 2014; 40: 1231-4.
77. Dagna A, Gastaldo G, Beltrami R, Chiesa M, Poggio C. F360 and F6 Skytaper: SEM evaluation of cleaning efficiency. *Ann Stomatol (Roma).* 2016; 12: 69-74.
78. Vivekanandhan P, Subbiya A, Mitthra S, Karthick A. Comparison of apical debris extrusion of two rotary systems and one reciprocating system. *J Conserv Dent.* 2016; 19: 245-49.

79. Sundaram KM, Ebenezer RA, Ghani MF, Martina L, Narayanan A, Mony B. Comparative evaluation of the effects of multiple autoclaving on cyclic fatigue resistance of three different rotary Ni-Ti instruments: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2013; 16: 323-6.
80. Da Silva FM, Kobayashi C, Suda H. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *Int Endod J.* 2005; 38: 17-21.
81. Pasternak-Júnior B, Sousa-Neto MD, Silva RG. Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments. *Int Endod J.* 2009; 42: 499-506.
82. Brau Aguade E. Propuesta de una secuencia clínica para un Nuevo sistema de preparación de conductos radiculares: RaCe. *Ga Dent.* 2005; 163: 72-85.
83. Chianello G, Specian VL, Hardt LCF, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Braz Dent J.* 2008; 19: 109-13.
84. Yilmaz K, Uslu G, Özyürek T. In vitro comparison of the cyclic fatigue resistance of Hyflex EDM, One G, and ProGlider nickel titanium glide path instruments in single and double curvature canals. *Restor Dent Endod.* 2017; 42: 282-9.
85. Nayak G, Singh I, Shetty S, Dahiya S. Evaluation of Apical Extrusion of Debris and Irrigant Using Two New Reciprocating and One Continuous Rotation Single File Systems. *Tehran Univ Med J.* 2014; 11: 302-9.
86. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *J Conserv Dent.* 2014; 17: 250-4.
87. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file system in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2013; 46: 590-7.
88. Özyürek T, Yilmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod.* 2017; 42: 301-8.
89. Miguéns-Vila R, Martín-Biedma B, Varela-Patiño P, Ruíz-Piñón M, Castelo-Baz P. Vertical root fracture initiation in curved roots after root canal preparation: A dentinal micro-crack analysis with LED transillumination. *J Clin Exp Dent.* 2017; 9: 1218-23.
90. Yamine S, Jabbour E, Nahas P, Majzoub Z. Foramen changes following over instrumentation of curved canals with three engine-driven instruments: An in vitro study. *Iran Endod J.* 2017; 12: 454-61.

91. González-Chapela J, Castelo-Baz P, Varela-Patiño P, Martín-Biedma B, Ruíz-Piñón M. Alternating versus continuous rotation: root canal transportation and centering ratio with the ProTaper Next. *J Conserv Dent.* 2017; 20: 255-9.
92. Dhingra A, Gupta R, Yadav V, Aggarwal N. Endodontic retreatment using single file neoniti system. *American J Oral Med and Radiol.* 2015; 2: 206–8.
93. Moazzami F, Khojastepour L, Nabavizadeh M, Seled Habashi M. Cone-Beam Computed Tomography Assessment of Root Canal Transportation by Neoniti and Reciproc Single-File Systems. *Iran Endod J.* 2016; 11: 96-100.
94. Frota MMA, Bernardes RA, Vivan RR, Vivacqua-Gomes N, Duarte MAH, Vasconcelos BC. Debris extrusión and foraminal deformation produced by reciprocating instruments made of thermally treated NiTi wires. *J Appl Oral Sci.* 2018 Jan 18;26:e20170215. doi: 10.1590/1678-7757-2017-0215.
95. Yared G, Ramli A. Single file reciprocation: A literatura review. *ENDO.* 2013; 7: 171-8.
96. Nevares G, Romeiro K, Alburquerque D, Xavier F, Fogel H, Freire L, et al. *Iran Endod J.* 2017; 12: 323-8.
97. Champa C, Divya V, Srirekha A, Karale R, Shetty A, Sadashiva P. An analysis of cyclic fatigue resistance of reciprocating instruments in different canal curvatures after immersion in sodium hypochlorite and autoclaving: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2017; 20: 194-8.
98. Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K, Uslu G. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2017; 11: 241-6.
99. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012; 38: 105-7.
100. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38: 398-401.
101. De Menezes SEAC, Batista SM, Lira JOP, de Melo Monteiro GQ. Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic files in curved canals in vitro. *Iran Endod J.* 2017; 12: 468-73.

102. Zarrabi MH, Bidar M, Jafarzadeh H. An in vitro comparative study of apically extruded debris resulting from conventional and three rotary (Profile, Race, FlexMaster) instrumentation techniques. *J Oral Science*. 2006; 48: 85-8.
103. Zand V, Bidar M, Ghaziani P, Rahimi S, Shahi S. A comparative SEM investigation of the smear layer following preparation of root canals using nickel titanium rotary and hand instruments. *J Oral Science*. 2007; 49: 47-52.
104. Saad AY, Al-Hadlaq SM, Al-Katheeri NH. Efficacy of two rotary NiTi instruments in the removal of gutta-percha during root canal retreatment. *J Endod*. 2007; 33: 38-41.
105. Necchi S, Taschier S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J*. 2008; 41: 939-49.
106. Semaan FS, Fagundes FS, Haragushiku G, Leonardi DP, Baratto Filho F. Endodontia mecanizada: a evolução dos sistemas rotatórios contínuos. *RSBO*. 2009; 6: 297-308.
107. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; 35: 401-3.
108. De Mello Vanzin AC, Branco Barletta F, Fontanella V. Comparative assessment of root canal preparation by undergraduate students using manual and automated devices. *Rev Odonto Ciênc*. 2010; 25: 69-73.
109. Hilú R, Balandrano Pinal F, Pérez A, Coaguila Llerena H. Evaluación de la conformación apical de los conductos radiculares con los sistemas Mtwo y Protaper. *Endodoncia*. 2010; 28: 220-7.
110. Burroughs JR, Bergeron BE, Roberts MD, Hagan JL, Himel VT. Shaping Ability of Three Nickel-Titanium Endodontic File Systems in Simulated S-shaped Root Canals. *J Endod*. 2012; 38: 1618-21.
111. Stavileci M, Hoxha V, Görduysus Ö, Tatar I, Laperre K, Hostens J, et al. Effects of preparation techniques on root canal shaping assessed by micro-computed tomography. *Med Sci Monit Basic Res*. 2013; 19: 163-8.
112. Finten de Tarallo SB. Comparación de dos técnicas de instrumentación en conductos radiculares estrechos y curvos de la raíz mesial de molares inferiores, in vitro. *Endodoncia*. 2009; 27: 181-9.

113. García M, Durán-Sindreu F, Olivieri G, Mercadé M, Morelló S, Roig M. Evaluación del transporte apical producido en molares inferiores instrumentados con el sistema Mtwo. *Endodoncia*. 2012; 30: 178-82.
114. Keleş A, Alcin H, Kamalak A, Versiani A. Micro-CT evaluation of root filling quality in oval-shaped canals. *Int Endod J*. 2014; 47: 1177-84.
115. Günday M, Szal H, Garip Y. A Comparative Study of Three Different Root Canal Curvature Measurement Techniques and Measuring the Canal Access Angle in Curved Canals. *J Endod*. 2005; 31: 796-8.
116. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee WC. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod*. 2012; 38: 541-4.
117. Durán-Sindreu F, García M, Olivieri JG, Mercadé M, Morelló S, Roig M. A Comparison of Apical Transportation between FlexMaster and Twisted Files Rotatory Instruments. *J Endod*. 2012; 38: 993-5.
118. Silva e Souza PA, das Dores RS, Tartari T, Pinheiro TP, Tuji FM, Silva e Souza MH. Effects of sodium hypochlorite associated with EDTA and etidronate on apical root transportation. *Int Endod J*. 2014; 47: 20-5.
119. Faus-Llácer V, Collado-Castellanos N, Alegre-Domingo T, Dolz-Solsona M, Faus-Matoses V. Measurement of the percentage of root filling in oval-shaped canals obturated with Thermafil Obturators and Beefill 2in1: In vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2015; 7: 299-303.
120. Özyürek T, Demiryürek EÖ. Efficacy of different nickel-titanium instruments in removing gutta-percha during root canal retreatment. *J Endod*. 2016; 42: 646-9.
121. Grande M, Plotino G, Butti A, Messina F, Pameijer CH, Somma F. Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103: 120-6.
122. Constante IG, Davidowicz H, Barletta FB, de Moura AA. Study of the areas and thicknesses of mesiobuccal root canals prepared by three endodontic techniques. *Braz Oral Res*. 2007; 21: 118-26.
123. Tu MG, Chen SY, Huang HL, Tsai CC. Endodontic shaping performance using nickel-titanium hand and motor ProTaper systems by movie dental students. *J Formos Med Assoc*. 2008; 107: 381-8.
124. Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, Al-Hezaimi K, Salameh Z, Tay FR, et al. Comparison of two techniques for assessing the shaping efficacy of repeatedly used nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011; 37: 847-50.

125. Talati A, Moradi S, Forghani M, Monajemzadeh A. Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in curved root canals. *Iran Endod J.* 2013; 8: 55-8.
126. Al-Manei KK, Al-Hadlag SM. Evaluation of the root canal shaping ability of two rotary nickel-titanium systems. *Int Endod J.* 2014; 47: 974-9.
127. Cabanillas C, Monterde M, Pallarés A, Aranda S, Montes R. Assessment using AutoCAD software of the preparation of dentin walls in root Canals produced by 4 different endodontic instrument systems. *Int J Dent.* 2015; 2015:517203. doi: 10.1155/2015/517203. Epub 2015 Nov 18.
128. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of shaping ability of four rotary systems. *Acta Stomatol Croat.* 2015; 49: 285-93.
129. Oliveira Gonçalves LC, Sponchiado Junir EC, da Frota MF, Marques AAF, Garcia LFR. Morphometrical analysis of cleaning capacity of a hybrid instrumentation in mesial flattened root canals. *Aust Endod J.* 2010; 37: 99-104.
130. Yin X, Cheung GSP, Zhang C, Masuda YM, Kimura Y, Matsumoto K. Micro-computed Tomographic Comparison of Nickel-Titanium Rotary *versus* Traditional Instruments in C-Shaped Root Canal System. *J Endod.* 2010; 36: 708-12.
131. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root Canal Preparation wit a Novel Nickel-Titanium Instrument Evaluated wit Micro-computed Tomography: Canal Surface Preparation over Time. *J Endod.* 2010; 36: 1068-72.
132. Paqué F, Balmer M, Atting T, Peters OA. Preparation of Oval-shaped Root Canals in Mandibular Molar Using Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-computed Tomography Study. *J Endod.* 2010; 36: 703-7.
133. Taha NA, Ozawa T, Messer HH. Comparison of Three Techniques for Preparing Oval-shaped Root Canals. *J Endod.* 2010; 36: 532-5.
134. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the Shaping Ability of Nickel-Titanium Files When Used with a Reciprocating Motion. *J Endod.* 2011; 37: 1398-401.
135. Yang G, Yuan G, Yun X, Zhou X, Liu B, Wu H. Effects of Two Nickel-Titanium Instrument Systems, Mtwo versus ProTaper Universal, on Root Canal Geometry Assessed by Micro-Computed Tomography. *J Endod.* 2011; 37: 1412-6.

136. You S-Y, Kim H-C, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Lee WC. Shaping Ability of Reciprocating Motion in Curved Root Canals: A Comparative Study with Micro-Computed Tomography. *J Endod.* 2011; 37: 1296-300.
137. Fayyad DM, Elhakim Elgendy AA. Cutting Efficiency of Twisted versus Machined Nickel-Titanium Endodontic Files. *J Endod.* 2011; 37: 1143-6.
138. Sadeghi S. Shaping ability of NiTi rotary versus stainless Steel hand instruments in simulated curved canals. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011; 16: 454-8.
139. Gera T, Manjunath MK, Loomba K. An in vitro study of the shaping ability of two rotary endodontic instruments in curved roots canals. *Asian J Oral Health Allied Sci.* 2011; 1: 85-90.
140. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of One Shape, Reciproc, and Wave One: an in vitro comparative study. *J Conserv Dent.* 2014; 17: 250-4.
141. Elsaka SE, Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of One Shape and Wave One instruments using different angles of curvature. *Dent Mater J.* 2015; 34: 358-63.
142. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *J Dent (Tehran).* 2015; 12: 636-46.
143. Pedullà E, Lizio A, Scibilia M, Grande NM, Plotino G, Boninelli S, et al. Cyclic fatigue resistance of two nickel.titanium rotary instruments in interrupted rotation. *Int Endod J.* 2017; 50: 194-201.
144. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod.* 2016; 42: 156-9.
145. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, One Shape, and ProTaper Universal instruments in a canal with double curvature. *J Endod.* 2016; 42: 969-71.
146. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Akti A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of Wave One Gold, Reciproc and Wave One files in Canals with a double curvature. *Int Endod J.* 2017; 50: 713-7.

147. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. A mathematical model for describing the mechanical behaviour of root canal instruments. *Int Endod J.* 2011; 44: 72–6.
148. Viana AC, Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110: 527–33.
149. Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* 2012; 45: 449-61.
150. Herrero Moraes S, Gonçalves M, Tanomaru Filho M, Bonetti Filho I. Cutting ability of nickel-titanium rotary systems ProTaper, Mtwo and K3. *RSBO.* 2012; 9: 177-82.
151. Young-Sil Y, Yong-Bum C. A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2012; 37: 220-7.
152. Moura-Netto C, Miotto Palo R, Ribeiro Camargo CH, Hans Pameijer C, Ramalho da Silva Bardauil MR. Micro-CT assessment of two different endodontic preparation systems. *Braz Oral Res.* 2013; 27: 26-30.
153. Versiani MA, Leoni GB, Steier L, De-Deus G, Tassani S, Pécora JD et al. Micro-CT Study of Oval-Shaped Canals Prepared With SAF, Reciproc, WaveOne and ProTaper Systems. *J Endod.* 2013; 39: 1060-6.
154. Da Frota MF, Bonetti Filho I, Berbert FLCV, Sponchiado Jr EC, Marques AAF, Garcia LFR. Cleaning capacity promoted by motor-driven or manual instrumentation using ProTaper Universal system: Histological analysis. *J Conserv Dent.* 2013; 16: 79-82.
155. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. *J Endod.* 2013; 39: 385-8.
156. Maitin N, Arunagiri D, Brave D, Maitin SN, Kaushik S, Roy S. An ex vivo comparative analysis in shaping ability of four NiTi rotary endodontic instruments using spiral computed tomography. *J Conserv Dent.* 2013; 16: 219-23.
157. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2014; 47: 470-6.

158. Marceliano-Alves MFV, Sousa-Neto MD, Fidel SR, Steier L, Robinson JP, Pécora JD et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J.* 2014 Dec 6. Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/iej.12412/abstract;jsessionid=124590F1005B524E2FB5FEA94723E946.f01t02?deniedAccessCustomisedMessage=&userIsAuthenticated=false>.
159. Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2014 Sep 23. Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/iej.12375/abstract?deniedAccessCustomisedMessage=&userIsAuthenticated=false>.
160. Arora A, Taneja S, Kumar M. Comparative evaluation of shaping ability of different rotary NiTi instruments in curved canals using CBCT. *J Conserv Dent.* 2014; 17: 35-9.
161. Zeng Y, Gu L, Cai Y, Chen D, Wei X. [In vitro study of shaping ability of single-file techniques in curved canals]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2014; 49: 657-61.
162. Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2015; 48: 109-14.
163. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. Estudio comparativo del área de corte de los sistemas de instrumentación F360, i-Race, Protaper Next y Reciproc al microscopio estereoscópico con AutoCAD. *Endodoncia.* 2015; 33: 171-84.
164. Ahmetoglu F, Keles A, Simsek N, Ocak MS, Yologlu S. Comparative evaluation of root canal preparations of maxillary first molars with self-adjusting file, Reciproc single file, and Revo-s rotary file: a micro-computed tomography study. *Scanning.* 2015; 37: 218-25.
165. Saleh AM, Vakili Gilani P, Tavanafar S, Schäfer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2015; 41: 548-52.
166. Amoroso-Silva P, Alcalde MP, Hungaro Duarte MA, De-Deus G, Ordinola-Zapata R, Freire LG, et al. Effect of finishing instrumentation using NiTi hand files on volume, surface areas and uninstrumented surfaces in C-shaped root canal systems. *Int Endod J.* 2017; 50: 604-11.

167. Zuolo ML, Zaia AA, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, Versiani MA, et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. *Int Endod J.* 2017 Jul 1. . doi: 10.1111/iej.12810. [Epub ahead of print]
168. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping ability of Reciproc, WaveOne Gold, and Hyflex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2017; 43: 805-9.
169. Moradi S, Talati A, Monajem Zadeh A. Centering ability and dentin removal of rotary systems in curved root canals. *Iran Endod J.* 2009; 4: 91-5.
170. Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* 2009; 35: 1056-9.
171. Yoo YS, Cho YB. A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2012; 37: 220-7.
172. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012; 38: 996-1000.
173. Deepak J, Ashish M, Patil N, Kadam N, Yadav V, Jagdale H. Shaping ability of 5(th) generation Ni-Ti rotary systems for root canal preparation in curved root canals using CBCT: An in vitro study. *J Int Oral Health.* 2015; 7: 57-61.
174. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J.* 2015; 48: 162-70.
175. De-Deus G, Belladonna FG, Silva EJ, Marins JR, Souza EM, Perez R, et al. Micro-CT evaluation of non-instrumented canal areas with different enlargements performed by NiTi systems. *Braz Dent J.* 2015; 26: 624-9.
176. Zanesco C, Só MV, Schmidt S, Fontanella VR, Grazziotin-Soares R, Barletta FB. Apical transportation, centering ratio, and volume increase after manual, rotary, and reciprocating instrumentation in curved root canals: Analysis by micro-computed tomographic and digital subtraction radiography. *J Endod.* 2017; 43: 486-90.
177. Mamede-Neto I, Borges AH, Guedes OA, de Olivieira D, Pedro FL, Estrela C. Root canal

- transportation and centering ability of nickel-titanium rotary instruments in mandibular remolar assessed using cone-beam computed tomography. *Open Dent J.* 2017; 14: 71-8.
178. Mittal A, Dadu S, Singh NS, Gupta B, Abraham A, et al. comparative assessment of canal transportation and centering ability of Reciproc and One Shape file systems using CBCT-an in vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2017; 11: 31-4.
179. Mamede-Neto I, Borges ÁH, Alencar AHG, Duarte MAH, Sousa Neto MD, Estrela C. Multidimensional analysis of curved root canal preparation using continuous or reciprocating nickel-titanium instruments. *Open Dent J.* 2018; 12: 32-45.
180. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015; 41: 24-6.
181. Ersoy I, Kol E, Demirhan Uygun A, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microsc Res Tech.* 2016; 79: 345-8.
182. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod.* 2017; 43: 1360-3.
183. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Hyflex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2017; 43: 1192-6.
184. Karataşlıoğlu E, Aydın U, Yıldırım C. Cyclic fatigue resistance of novel rotary files manufactured from different thermal treated nickel-titanium wires in artificial canals. *Niger J Clin Pract.* 2018; 21: 231-5.
185. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, Plotino G, Polimeni A. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, Wave One Gold, Reciproc Blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology.* 2018 Jan 30. doi: 10.1007/s10266-018-0340-y. [Epub ahead of print]

10. Artículos publicados

Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of cyclic fatigue of 10 different types of endodontic instruments: an in vitro study. *Acta stomatol Croat.* 2019; 53(1): 28-36.

Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. Comparison of shaping ability of 10 rotary and reciprocating systems: an in vitro study with AutoCAD. *Acta stomatol Croat.* 2017; 51(3): 207-16.

Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. Estudio comparativo del área de corte de los sistemas de instrumentación F360, i-Race, Protaper Next y Reciproc al microscopio estereoscópico con AutoCAD. *Revista Endodoncia.* 2015; 33(4): 171-84.

Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of shaping ability of four rotary systems. *Acta stomatol Croat.* 2015; 49(4): 285-93.