

MARC
685
R 17361

T
B151E
2006

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE GRADUADOS

ESTUDIO COMPARATIVO DE TRES TÉCNICAS DE PBM EN EL TERCIO APICAL

Trabajo de investigación
Para optar al Título de
Especialista en Endodoncia



Alumnos: Dr. Fernando Bahamondes
 Dra. Loreto Martín R.

Profesor Guía: Dr. Gaston Zamora A.

Valparaíso, Chile
2006

INDICE GENERAL

Página

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEORICO	3
1.0 Historia de los instrumentos Endodónticos	3
2.0 Características de los componentes de la Aleación NiTi	5
2.1 El Titanio	5
2.1.0 Propiedades Físicas y Químicas	5
2.1.1 Propiedades Mecánicas	6
2.2 El Níquel	6
2.2.0 Propiedades físicas y químicas	6
2.3 Aleación Níquel - Titanio	7
2.4 Memoria de forma	7
2.4.1 Comportamiento Termomecánico y Súper elasticidad	8
2.4.2 Propiedades seleccionadas de NiTi	9
2.4.3 Fijando formas en NiTi	9
2.4.4 Aleaciones comerciales que poseen el efecto de memoria de la forma SME	10
3.0 Comparación de propiedades entre NiTi y acero inoxidable	11
3.1 Información técnica acerca de las limas de acero inoxidable y de NiTi a estudiar	12
3.1.1 Limas flexofile Colorinox	12
4.0 Níquel Titanio en Endodoncia	13
4.1 Uso clínico de los instrumentos de NiTi	
5.0 Resumen de investigaciones	14
6.0 Conceptos Actuales de instrumentos rotatorios de NiTi	17
6.1 Conicidad o taper	17
6.2 Radial land o superficie radial	18
6.3 Angulo de corte	18
6.4 Alivio de superficie radial	19
6.5 Angulo helicoidal	19
6.6 Diseño de la punta	20
6.7 Flexibilidad	20
6.8 Deformación elástica	20
6.9 Resistencia a la fractura	21
7.0 Características del Sistema Maillefer Profile 0.04 – 0.06	22
7.1 Flexibilidad	22
7.2 Deformación elástica	22
7.3 Resistencia a Fractura	22
7.4 Radial Land	22
7.5 Doble conicidad	22
7.6 Ranuras	23
7.7 Mínimo ángulo de transición	23
7.8 Modeladores de la entrada de conductos o ensanchadores cervicales u Orifice Shapers	24

8.0	Fuerzas Balanceadas	25
	OBJETIVOS E HIPOTESIS DE ESTUDIO	27
	Objetivo General	27
	Objetivos específicos	27
	Hipótesis	27
	MATERIAL Y METODOS	28
	Preparación de los especímenes	28
	<i>Grupo manual</i>	30
	<i>Grupo Rotatorio</i>	30
	<i>Grupo Mixto</i>	30
	Evaluación	31
	RESULTADOS	32
	Análisis estadístico	32
	Radio de centrado	32
	Cantidad de dentina removida	34
	Dirección del desplazamiento o transportación	34
	Forma de conductos	36
	DISCUSION	38
	CONCLUSIONES	40
	SUGERENCIAS	41
	RESUMEN	42
	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	43
	ANEXOS FOTOGRAFICOS	47

INDICE DE FIGURAS

Figura		Página
1	Instrumento endodoncia de acero inoxidable	3
2	Cubo de Kuttler	14
3	Cubo de Kuttler	14
4	Cortes transversales de estructura radicular	15
5	Representación de conicidad	17
6	Representación de conicidad de un instrumento	17
7	Radial land	18
8	Angulo de corte	18
9	Alivio de superficie	19
10	Angulo helicoidal	19
11-a	Punta instrumental rotatorio	20
11-b	Punta instrumental manual	20
12	Sección limas Profile	22
13	Sistema Profile	22
14	Sistema Profile	23
15	Sistema Profile	23
16	Sistema Profile y Orifice Shapers	24
17	Determinación de la longitud de trabajo	28
18	Radiografías retroalveolares en sentido vestíbulo lingual y	28

	mesio distal	
19	Cubo endodóntico y montaje del molar inferior con acrílico transparente de auto polimerización	29
20	Cortes transversales obtenidos con uso de micrótopo de precisión	29
21	Visualización de cortes mediante estereo-microscopio con adaptador para cámara fotográfica	30
22	Área post - instrumentación	33
23	Área pre y post instrumentación	33
24	Cambios en la anatomía inicial y luego de la instrumentación	36

INDICE DE ESQUEMAS

Esquema		Página
1	Efecto de memoria de forma	7
2	Curva de Tensión – Fatiga a diferentes temperaturas	9
3	Áreas pre y post instrumentación	31

INDICE DE GRAFICOS

Gráfico		Página
1	Dirección del desplazamiento en C2	35
2	Dirección del desplazamiento en C3	35
3	Formas post – instrumentación de los conductos en C2	36
4	Formas post – instrumentación en C3	37

INDICE DE TABLAS

Tablas		Página
I	Propiedades del sistema binario de NiTi	9
II	Comparación de propiedades entre NiTi y Acero inoxidable	11
III	Conicidades del sistema Profile	24
IV	Radio de centrado	32
V	Cantidad de dentina removida	34

INTRODUCCION

Las dos causas más importantes de fracasos en endodoncia son una imperfecta preparación del sistema de conductos radiculares y obturaciones endodónticas incompletas (Barthel et al,1999), lo anterior debido principalmente a la compleja anatomía tridimensional que posee el sistema de conductos radiculares (Kosa et al,1999; Rhodes et al,2000).

Una adecuada preparación de este sistema de conductos radiculares es un factor muy importante para lograr éxito en la terapia endodóntica (Bishop & Dummer, 1997; Nagy et al,1997). Un tratamiento endodóntico exitoso debe estar basado en una adecuada limpieza y conformación de los conductos radiculares, con la finalidad de remover todo el tejido orgánico, microorganismos y detritus dentinarios, ensanchar y dar una forma adecuada al conducto radicular (Harlan et al,1996; Martin G et al,1997; Smith and Edmunds, 1998; Kosa et al,1999; Pitt Ford et al, 2002). Una correcta conformación del conducto radicular debiera producir una continua conicidad que permita una fácil y correcta obturación, con el diámetro menor en el límite apical de la instrumentación (Al-Omari et al,1997; Bishop K, Dummer MH,1997; Lloyd et al, 1997; Nagy et al, 1997; Thompson SA, Dummer PMH, 1997; Smith and Edmunds, 1998).

Las limas de acero inoxidable son relativamente inflexibles como resultado de la inherente rigidez del metal, y tienden a rectificar los conductos radiculares (Al-Omari et al, 1997; Bishop K, Dummer PHM, 1997; Thompson SA; Dummer PMH, 1997b). El riesgo de crear irregularidades es mayor al aumentar el diámetro del instrumento, como así también, en la medida que los conductos son más curvos (Al-Omari et al,1997; Bishop K, Dummer PMH, 1997)

Se han desarrollado nuevos instrumentos endodónticos de níquel titanio han sido desarrollados con la habilidad de mantener la forma de los conductos radiculares, creando una baja cantidad de aberraciones, produciendo una mínima transportación del conducto radicular (Thompson SA, Dummer PMH, 1997). Es sabido que una correcta conformación con instrumentos manuales puede dar correctos resultados, pero muchas de las técnicas de preparación manual son técnicamente dificultosas y generalmente consumen mucho tiempo (Lloyd et al, 1997).

Debido a que las limas manuales de acero inoxidable tienden a crear una variedad de aberraciones en conductos curvos (Weine FS et al,1975; Buchanan LS,2000) varios tipos de instrumentos han sido desarrollados y fabricados en níquel titanio. Los instrumentos endodónticos Ni-Ti fueron investigados primero por Walia et al (1988)) y encontraron que poseían de 2 a 3 veces mas flexibilidad elástica, en resumen una resistencia superior a la fractura por torsión en comparación con limas de acero inoxidable del mismo tamaño. También se ha señalado que las limas Ni-Ti son más efectivas en la mantención de la curvatura original del conducto (Esposito PT et al,1995; Short JA et al,1997) con una menor transportación del conducto radicular (Bishop K et al,1997; Coleman CL et al,1997)

Como respuesta a los problemas inherentes del método tradicional de preparación step-back ha habido una tendencia hacia técnicas crown-down lo cual implica una preparación del conducto desde cervical hacia el ápice, de forma contraria a la técnica clásica desde el ápice hacia la corona(Arens DE et al,1996)

Contrariamente a las limas convencionales que poseen solo una conicidad 0.02, la mayoría de las nuevas limas rotatorias de níquel titanio tienen distintas conicidades. Estos instrumentos para la preparación de los conductos radiculares que tienen tapers aumentados han sido sugeridos para permitir formas predefinidas ideales de los conductos (Buchanan LS, 2000) y, además, facilitar el empleo de técnicas crown-down al mejorar el acceso radicular.(Dietschi JM et al,2001)

Algunos clínicos sugieren la utilización de una adecuada preparación manual previa a la preparación rotatoria disminuyendo el riesgo de fractura de estos instrumentos, no afectando la calidad de la preparación del conducto radicular. Actualmente no hay estudios disponibles donde se compare esta alternativa para la conformación de los conductos radiculares.

El propósito de este estudio es comparar la transportación del conducto radicular en el tercio apical de conductos curvos empleando un concepto crown down de preparación usando una técnica manual con limas K flexofile mediante fuerzas balanceadas, una técnica rotatoria pura usando instrumentos Profile 0.04 / 0.06 y una técnica mixta propuesta para su evaluación ,respectivamente, para la conformación de la porción apical radicular.

MARCO TEÓRICO

1.0. HISTORIA DE LOS INSTRUMENTOS ENDODONTICOS

El material de confección de los instrumentos de endodoncia ha ido evolucionando en el tiempo. Se comenzaron a confeccionar en acero carbono y en 1961 se comienzan a elaborar en acero inoxidable, con el tiempo y la tecnología han ido apareciendo nuevas aleaciones como de níquel titanio con características especiales que ya se analizarán.

Los instrumentos de acero inoxidable se forman por torsión o tallado de un asta piramidal, y dependiendo de la forma del asta que puede ser triangular, cuadrada, redonda, así como el número de torsiones o ranuras talladas se definirá el tipo de instrumento.

La nomenclatura va del 06 al 140, y este número representa el diámetro del instrumento en el punto D0 (figura 1). Además de los colores aplicados al mango que sirven para una rápida identificación.

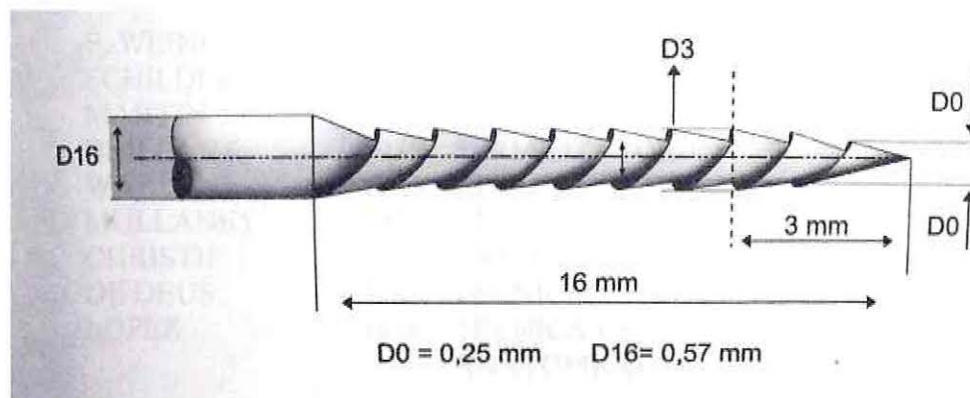


Figura 1: Instrumento endodoncia de acero inoxidable

En 1985 Roane diseña un nuevo instrumento manual, las limas Flex R planteando su utilización como un nuevo método de preparación mecánica llamado fuerzas balanceadas, que analizaremos en detalle mas adelante.

Producto de los constantes fracasos que se daban con la mal utilización de los instrumentos de acero inoxidable en conductos con curvaturas severas es que nacen corrientes en la investigación de las aleaciones que se utilizan para la confección de los instrumentos y es así como en los 80 nace una generación de limas en base a la aleación de níquel titanio, donde 55% es níquel y 45% es titanio. Esta aleación ya se usaba desde los años 60 por la industria naval. Esta aleación comienza a ser utilizada en odontología primero en ortodoncia en 1971, por sus excelentes propiedades de flexibilidad menor modulo de elasticidad, mayor resistencia a la torsión y flexión, y para los 80 Wallia, Brantlye, Gerstein crean instrumentos endodónticos con esta aleación evaluando las propiedades físicas, determinando que estas limas son 2 a 3 veces más flexibles y poseen mayor resistencia a la fractura por torsión.

En los últimos años, estas aleaciones han traspasado el ámbito de los laboratorios de investigación y se están convirtiendo en una tecnología con un potencial económico muy amplio, lo que ha inducido a que se realicen importantes esfuerzos financieros en torno a este campo en diversos países (Japón, China, Bélgica, Gran Bretaña y Estados Unidos).

Ello ha llevado a la creación de nuevas compañías que basan su actividad por completo en esta nueva tecnología (Hernández y cols., 1986).

La aleación de níquel-titanio (NiTi), esta dentro de una única clase de materiales conocidos como aleaciones con memoria de forma. Una transformación termoelástica martensítica en el material es responsable de sus extraordinarias propiedades. Estas propiedades incluyen principalmente el efecto de memoria de la forma y superelasticidad. Las propiedades del NiTi pueden ser modificadas en grado sumo por cambios en la composición de la aleación, funcionamiento mecánico, y tratamiento térmico. En la mayoría de los casos un proceso de ensayo y error se requiere para perfeccionar estos factores para una aplicación particular (Russell, 1997)

Obviamente todos los instrumentos nuevos llevaron a que autores plantearan diversas clases o técnicas de preparación biomecánica, dentro de las cuales

1	F. WEINE	1972	STEP PREPARATION
2	SCHILDER	1974	CLEANING AND SHAPING
3	MARTIN	1974	TELESCOPE PREPARATION
4	BRILLANT	1975	SERIALIZATOR
5	WALTON	1976	STEP BACK FILING
6	MULLANEY	1976	STEP BACK ENLARGEMENT
7	CHRISTIE	1980	TAPERED PREPARATION
8	DE DEUS	1982	TECNICA TELESCOPICA MODIFICADA
9	LOPEZ	1986	TECNICA ESCALONADA EN RETROCESO ANATOMICO.

Schilder en 1974 incluye en su técnica la utilización de Gates Glidden ya esbozando el concepto de mayor conicidad en el tercio coronario del conducto radicular. La importancia que da una correcta conformación de los conductos radiculares ampliando el tercio medio y coronal para así favorecer el acceso al tercio apical facilitando la llegada y acción de los irrigantes.

Marshall 1980, describe su técnica de "crowne down pressureless", donde las GG y fresas de mayor diámetro son utilizadas en el tercio coronario cambiando así el concepto que estaba imperando por casi 140 años de las preparaciones apico coronales, ahora se vuelca a un concepto corono apical.

Basados en este concepto es que diversos autores siguieron diseñando técnicas de preparación biomecánica:

10	WEINE	1982	REVERSE FLARING
11	GOERING	1982	STEP BACK
12	FAVA	1983	DOUBLE FLARES
13	GERSTEIN	1983	PRE FLARING

2.0.- CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPONENTES DE LA ALEACIÓN DE NITI

Las propiedades únicas de NiTi han proporcionado la habilitación de tecnologías para muchas aplicaciones en las industrias médicas y dentales. Estas aplicaciones han incluido todo tipo de herramientas quirúrgicas para implantes permanentes, incluyendo implantes dentro del torrente sanguíneo (Russell, 1997).

La excelente biocompatibilidad, la alta resistencia frente a la corrosión, y citocompatibilidad del NiTi, han hecho posible estas únicas aplicaciones. El níquel dentro de NiTi está químicamente unido al titanio en una unión intermetálica fuerte, así el riesgo de reacción, al igual que en pacientes con sensibilidad al níquel, es sumamente bajo. Por supuesto, las aprobaciones regulatorias necesarias, todavía deben ser recibidas para cada aplicación nueva (Russell, 1997).

Las propiedades de la aleación de níquel-titanio, se aprovechan en distintas especialidades de la odontología, ya que posee memoria elástica, superelasticidad, biocompatibilidad y excelente resistencia a la corrosión (Camps y Pertot, 1995)

El uso de estas aleaciones en el campo dental ha estado limitado por años a los arcos para ortodoncia, donde sus bajos niveles de rigidez y sus excelentes propiedades de estiramiento son útiles (Camps y Pertot, 1995).

Más recientemente, ellas han sido usadas para la fabricación de limas K y hoy en día una amplia variedad de instrumentos endodónticos rotatorios son hechos de níquel-titanio: Canal Master U, Series 29 Taper .04 Profile, Lightspeed, Quantec Series Mac Spadden; limas k3, Protaper, NiTi tee, Race, Hero, GT, Liht speed.

Analicemos cada componente de la aleación:

2.1.- El titanio.

El titanio es el noveno elemento (y el cuarto metal, tras el hierro, el aluminio y el magnesio) más abundante en la corteza terrestre (un 0,9% en masa, sesenta veces más abundante que el cobre) y esta presente en la mayoría de los minerales (Tarín, 1990).

2.1.0 Propiedades físicas y químicas:

Cabe destacar su baja densidad, su alta temperatura de fusión, bajos valores de calor específico y coeficiente de dilatación, así como su muy baja conductividad térmica. El titanio posee una gran reactividad con el oxígeno, razón por la cuál se le ha clasificado como pirofórico. Esta afinidad origina la rápida formación de una capa superficial de óxido cuyo volumen es, aproximadamente, un 75% mayor que el del metal que se ha formado, por lo que aunque sea delgada será muy impermeable y, por lo tanto, muy protectora. Esta característica la tienen también el aluminio, el acero inoxidable y el cobre, pero el comportamiento del titanio es muy superior, tanto frente a la oxidación como a la corrosión lo que justifica su uso en la industria química y en ambientes corrosivos (Tarín, 1990).

La resistencia de este metal a la corrosión es excelente en casi todos los medios, a pesar de ser muy negativo su potencial electroquímico, debido a la gran protección de su estable capa de óxido. Soporta muy bien el calor húmedo, el ácido nítrico y otros ácidos orgánicos, disoluciones de cloruros, sulfatos, azufre fundido, etc. Cabe destacar su comportamiento en agua de mar (su inmersión durante 18 años apenas provocó una ligera decoloración), sólo superado por el oro, el platino y la plata (Tarín, 1990).

Resalta su buen comportamiento en el cuerpo humano, por ser no tóxico, biológicamente compatible con huesos y tejidos, y no inductor de la formación de tejido fibroso que impida el crecimiento de hueso alrededor del metal. Ello justifica su empleo en prótesis óseas, dentales e, incluso, en válvulas aórticas (Tarín, 1990).

Debe tenerse en cuenta, también, que el titanio no parece verse afectado por la corrosión inducida por microorganismos (Tarín, 1990).

2.1.1 Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas del titanio dependen de su pureza. La resistencia es baja, pero puede elevarse (disminuyendo la plasticidad), como en otros metales, disolviendo otros elementos en la red de titanio (Tarín, 1990).

La posibilidad de disolver elementos intersticiales (y la influencia de estos en el comportamiento mecánico) tiene gran importancia en el comportamiento en diversos procesos, lo que obliga a que cualquier calentamiento se realice en atmósfera inerte o en vacío (Tarín, 1990).

2.2 El níquel.

Durante siglos se utilizó este metal en forma impura. El primer ejemplo puro de este metal fue preparado en 1751 por el químico sueco Barón Axel F. Cronstedt desde un mineral alemán llamado Kupfernickel (Betteridge, 1984).

Como la mayoría de las tierras niquelíferas son muy pobres en el metal, se hace preciso concentrarlas antes de fundirlas, lo que ordinariamente se lleva a cabo por un proceso denominado flotación (Tseidler, 1970).

Los procedimientos de obtención varían según se beneficien metales oxidados o minerales arsenicados o sulfurados. Su metalurgia es difícil y compleja, y varía según la naturaleza de los metales que la acompañan (Tseidler, 1970).

2.2.0 Propiedades físicas y químicas.

El níquel es un metal de color blanco grisáceo, casi tan tenaz, dúctil y maleable como el hierro. Su símbolo químico es el Ni, su número atómico es 28 y su peso atómico es de 58.71. Las propiedades del níquel se parecen mucho a las del cobalto, con la excepción de que el níquel es menos ferromagnético y más inerte a la oxidación química. Resiste la acción del aire así como el ataque de los ácidos clorhídrico y sulfúrico, pero no el del nítrico que lo disuelve fácilmente. Su densidad es de 8.9, y funde a 1455°C. Tiene gran

aptitud para unirse con otros metales y formar aleaciones. Más del 65% de la producción de níquel se alea con el hierro, el resto se agrega al cobre o al titanio, para aumentar la tenacidad y la resistencia a la corrosión de estas aleaciones (Betteridge, 1984).

2.3.- Aleación (níquel-titanio).

La base del sistema de aleación de níquel-titanio es el binario, compuesto intermetálico equiatómico de NiTi.

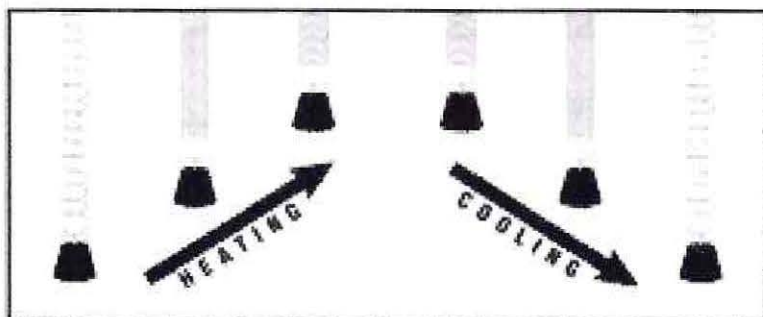
Las propiedades de las aleaciones niti, particularmente, indica su probable gran uso en aplicaciones biomédicas. El material es sumamente resistente a la corrosión, demuestra excelente biocompatibilidad, se puede fabricar en tamaños muy pequeños a menudo requeridos, y tiene propiedades de elasticidad y liberación de fuerza que permite usos no posibles de otra manera (Hodgson, 1997).

Este compuesto intermetálico es extraordinario porque tiene un rango de solubilidad moderada para excesos de níquel o titanio, más que otros elementos metálicos, y también exhibe una ductilidad comparable a aleaciones más ordinarias. Contaminantes comunes como oxígeno y carbono, también pueden cambiar la temperatura de la transformación y degradar las propiedades mecánicas, sería deseable minimizar la cantidad de estos elementos (Hodgson, 1997).

Debido a la reactividad del titanio en estas aleaciones, toda fusión de ellos debe ser hecha al vacío o en una atmósfera inerte.

2.4. Memoria de forma.

Cuando una aleación con memoria de forma está en su forma martensítica, se deforma fácilmente a una forma nueva. Sin embargo, cuando la aleación es calentada a través de sus temperaturas de transformación, se revierte a austenita y recupera su forma previa con gran fuerza. Este proceso es conocido como Memoria de Forma, esquema 1 (Russell, 1997).



Esquema 1: Efecto de memoria de forma.

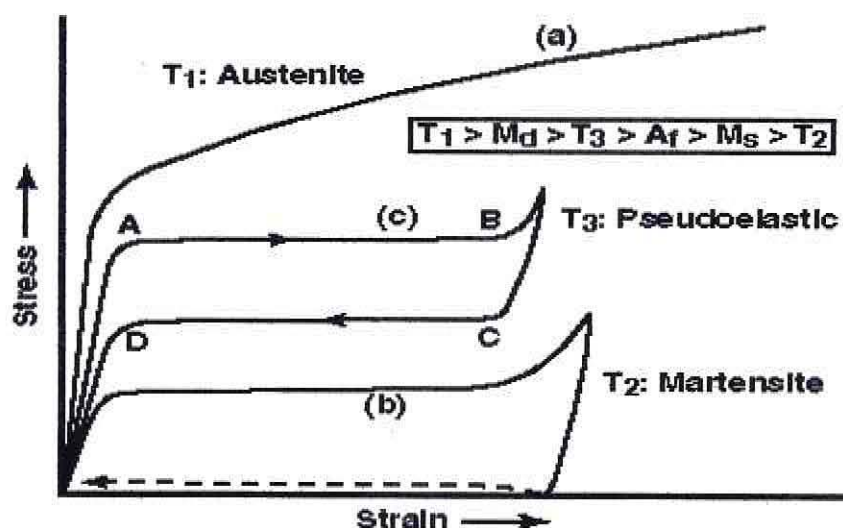
Aunque una variedad relativamente amplia de aleaciones son conocidas por exhibir el efecto de memoria de forma, sólo aquellas que pueden recuperar cantidades substanciales

de tensión o generar una significativa fuerza al cambiar de forma son de interés comercial. Estas han sido las aleaciones níquel-titanio y las aleaciones basadas en cobre tal como CuZnAl y CuAlNi (Hodgson, 1997).

2.4.1 -Comportamiento Termomecánico y superelasticidad.

Las propiedades mecánicas de las aleaciones con memoria de forma, varían grandemente sobre el rango de temperatura medido en su transformación. Esto es visto en esquema 2, donde simples curvas de tensión-fatiga (stress-strain) son mostradas para una aleación de níquel-titanio que fue probada en tensión baja, en el medio de, y sobre su rango de temperatura de transformación. La fase martensita es fácilmente deformada a una baja tensión. La línea golpeada sobre la curva de martensita indica que en calentamiento después de quitar la tensión, la muestra recordó su forma no fatigada y se revirtió como el material transformado a austenita. Ninguna recuperación de la forma es encontrada en la fase austenita en fatiga y en calentamiento, porque no ocurren cambios de fase (Hodgson, 1997).

Un interesante rasgo del comportamiento Tensión-Fatiga es visto en el esquema 2 (C), donde el material es probado un poco sobre su temperatura de transformación. A esta temperatura la fase martensita puede ser tensión-inducida, o sea, se forman placas de martensita producto de la aplicación de tensión. Entonces inmediatamente se fatiga y exhibe creciente fatiga a conducta bajo constante tensión, visto en (A) y (B). En descarga (unloading) aunque, el material revierte a austenita a una más baja tensión, como se ve en la línea CD, recuperación de la forma ocurre, no frente a aplicación de calor, pero si sobre una reducción de la tensión. Este efecto, que causa al material ser sumamente elástico, se conoce como superelasticidad (Russell, 1997).



Esquema 2: Típica curva Tensión-Fatiga a diferentes temperaturas relativas para la transformación, mostrando (a) Austenita, (b) Martensita, y (c) Comportamiento superelástico.

2.4.2.- Propiedades seleccionadas de NiTi.

Las principales propiedades físicas del sistema binario básico NiTi y algunas de las propiedades mecánicas de la aleación se muestran en la Tabla I (Hodgson, 1997).

Tabla I: Propiedades del sistema binario de NiTi.

PROPIEDADES DEL SISTEMA BINARIO BASICO NiTi.	
Temperatura de Fusión.	1300°C
Densidad.	6.45 g/cm ³
Resistencia a la Corrosión.	Aproximadamente 300 veces superior a aleaciones de acero inoxidable o titanio.
Modulo de Young.	Austenita : 83 GPa aprox.
	Martensita : 28 a 41 GPa aprox.
Temperaturas de Transformación	-200 a 110 °C

2.4.3. - Fijando Formas en NiTi.

El uso de un elemento NiTi con memoria de forma o elemento superelástico, para una aplicación particular, generalmente requiere la fijación de una determinada forma en un pedazo o trozo de NiTi. El proceso requerido para fijar la forma es similar si se comienza con NiTi en la forma de alambre, cinta, tira, hoja, tubería, o barra. Fijación de la forma es logrado por apretamiento del elemento NiTi en un mandril en una deseada forma y, aplicación de un apropiado tratamiento térmico. Los métodos de tratamiento térmico usados para fijar formas en ambas memorias de forma y formas superelásticas para NiTi son similares (Russell, 1997).

Los parámetros del tratamiento térmico escogidos para fijar tanto la forma y las propiedades de la parte son críticas, y normalmente necesitan ser determinadas

experimentalmente para los requerimientos deseados de cada parte. En general, temperaturas tan bajas como 400 °C y tiempos tan cortos como 1-2 minutos pueden fijar la forma, pero generalmente se usa una temperatura de 500 °C y tiempos sobre 5 minutos (Russell, 1997).

2.4.4. - Aleaciones comerciales que poseen el efecto de memoria de la forma (SME).

Los únicos dos sistemas de aleaciones que han alcanzado nivel de explotación comercial son las aleaciones NiTi y las aleaciones basadas en cobre. Propiedades de los dos sistemas son bastante diferentes. Las aleaciones NiTi tienen una memoria de forma más grande frente a fatiga (hasta 8% contra 4 a 5% de las aleaciones basadas en cobre), tienden a ser muchos más estables térmicamente, tienen excelente resistencia a la corrosión comparado con las aleaciones basadas en cobre y susceptibilidad a agrietamiento por tensión-corrosión, y tienen una ductilidad más alta. En cambio, las aleaciones basadas en cobre son más baratas, pueden ser fundidas y expuestas al aire con facilidad, y tiene un rango más ancho de temperaturas de transformación potenciales. Los dos sistemas de aleación así tienen ventajas y desventajas que deben ser consideradas en una aplicación particular (Hodgson, 1997).

3.0- COMPARACIÓN DE PROPIEDADES ENTRE NITI Y ACERO INOXIDABLE.

En muchos casos el acero inoxidable es sustituido por las limas de NiTi para aprovechar sus capacidades de superelasticidad y memoria de forma (Russell, 1997).

Tabla II. Comparación de propiedades entre NiTi y acero inoxidable.

PROPIEDAD	NiTi	ACERO INOXIDABLE
Alargamiento Recuperado	8%	0.8%
Biocompatibilidad	Excelente	Regular
Modulo de efectividad	48 GPa	193 Gpa
Torqueabilidad	Excelente	Pobre
Densidad	6.45 g/cm ³	8.03 g/cm ³

Esta aleación de NiTi tiene la propiedad de superelasticidad, que es la capacidad de la aleación de retornar a la forma original luego de liberar la energía de deformación acumulada. (Stoeckel, 1991).

Las aleaciones de NiTi soporta 10% de deformación, a diferencia de las de acero inoxidable que sólo resiste un 1% para poder volver a su forma original.(Buchler, 1968, Phillips 1991) Esta superelasticidad por ende le confiere flexibilidad mayor, permitiendo así la instrumentación en conductos curvos y minimizando el transporte apical.(Pettiette, 2001, Walia, (1988).

La aleación de níquel titanio posee una composición de dos fases. Cuando la lima es fabricada está en reposo, en fase austenita, y cuando comienza el movimiento rotatorio presenta una deformación que es la fase martensita, propia de la superelasticidad, las cuales son susceptibles a fracturas o deformaciones, es por esto que las limas de niti tienen mayor tendencia a la fractura que las de acero inoxidable.

La fractura de estos instrumentos puede ocurrir de dos formas, una por torsión y otra por fatiga de flexión. La fractura por torsión ocurre cuando la punta del instrumento o una parte de él se atrapa en las paredes dentinarias mientras su eje sigue en rotación. Y la fractura por fatiga de flexión, ocurre cuando el instrumento gira libremente, pero en la zona de la curvatura donde el instrumento se dobla, se produce una fatiga y la futura fractura.

3.1.- Información técnica acerca de las limas de acero inoxidable y de níquel-titanio a estudiar.

3.1.1. -Limas flexofile Colorinox.

Las limas de acero inoxidable K flexofile Colorinox (Dentsply-Maillefer), son instrumentos manuales, con mangos anatómicos, que presentan rebordes horizontales que permiten un perfecto dominio de su uso. Su parte activa es semejante a una lima tipo K común, pero ofrece un mayor número de espirales por unidad de longitud y el extremo del instrumento corresponde a una punta tipo "Batt" no cortante. Una de las grandes ventajas que ofrecen estas limas Flexofile es su flexibilidad, que favorece su paso por las zonas curvas del conducto radicular y reduce en forma considerable la posibilidad de perforaciones, falsas vías y la formación de escalones (Maillefer instruments SA.).

En 1994 Buchanan señala que no existe ninguna lima manual mejor en endodoncia, aunque son bien proyectadas y fabricadas, todas tienen ventajas y desventajas, por lo tanto el clínico debe elegir dependiendo la etapa de tratamiento en que se encuentre, siempre se deben conocer las deficiencias y ventajas de los instrumentos, es por eso que las limas de acero inoxidable siguen siendo los instrumentos más utilizados por su buena resistencia a la fractura, permiten la torsión, son precurvables, son relativamente rígidas permitiendo la exploración y cateterismo de los conductos.

Con el surgimiento y aplicación de la aleación de NiTi en endodoncia se diseñaron muchos instrumentos rotatorios de este material. Estos nuevos instrumentos corresponden a la tercera generación, siendo una revolución en la técnica endodóntica, permitiendo al profesional hacer tratamientos eficaces, precisos y más rápidos, con menor desgaste físico del profesional. Algunos sistemas rotatorios son:

Quantec Series 2000 – Analytic, Profile .04/.06 Denstply, Pow – R Moyco, Profile GT Denstply, Lightspeed , Hero shaper 642, Protaper denstply, K3 kerr.

4.0 - NÍQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA.

Las limas de endodoncia se fabricaron en acero al carbono desde la introducción de la primera lima K por la casa Kerr en 1901. Muchos de los errores de procedimiento que se producen en el transcurso de la instrumentación, especialmente en conductos radiculares curvos, se relaciona con la rigidez de estas aleaciones de acero. Los fabricantes han intentado afrontar esos problemas mediante la introducción de variaciones en el diseño de las limas, que por lo general implican modificaciones del área de la sección transversal, del ángulo y la profundidad de las espiras cortantes, y del diseño de la punta. Hasta hace muy poco, los metales o aleaciones utilizadas para la fabricación de los instrumentos de endodoncia merecieron escasa atención. El desarrollo del níquel-titanio (en adelante NiTi) en los años 60 proporcionó a la profesión dental un nuevo y exclusivo metal con una potencial utilidad para el uso en endodoncia (Glickman, 1997). Civjan y cols., trabajando para el Instituto de Investigación Dental del Ejército de los Estados Unidos de América del Centro Médico del Ejército Walter Reed, fueron los primeros en sugerir que la aleación de NiTi poseía propiedades que se ajustaban bien a los instrumentos endodónticos (Civjan y cols., 1975). Walia, Brantley y Gerstein refirieron por primera vez el uso de un sistema metalúrgico totalmente nuevo, el alambre de ortodoncia de Nitinol (Buehler, 1962), para la fabricación de limas de endodoncia (Walia y cols., 1988). Los resultados de sus pruebas mecánicas mostraron que las limas de Nitinol tenían dos o tres veces la flexibilidad elástica de las limas de acero inoxidable, a la vez que una superior resistencia a la fractura por torsión horaria y antihoraria. Estos resultados sugirieron que las limas endodónticas de Nitinol podrían ser especialmente útiles para la preparación de conductos radiculares curvos (Miura y cols., 1986).

4.1.- Uso clínico de los instrumentos de NiTi

La principal ventaja de las limas de NiTi es su flexibilidad. Esta flexibilidad debería, en teoría, permitir al clínico abordar, limpiar y modelar los conductos curvos con una menor incidencia de transporte de los conductos, transportes apicales, escalones y perforaciones (Serene, 1995).

La flexibilidad de las limas de NiTi hace posible el uso de la instrumentación mecánica, que hace esperar un incremento de la eficacia y velocidad. Las limas para instrumentación mecánica deben diseñarse de modo que prevengan un excesivo enclavamiento de las mismas en las paredes del conducto, y la tendencia a "atornillarse" en el mismo (Glickman, 1997).

5.0.- RESUMEN DE INVESTIGACIONES.

La mayor parte de las investigaciones entre 1987-93 sobre limas de NiTi se ha llevado a cabo por Quality Dental Products y el College of Dental Medicine de la Universidad Médica de Carolina del Sur. La mayor parte de los mismos tienden a apoyar los argumentos básicos de los fabricantes y los resultados de las investigaciones preliminares (Glickman, 1997). Lo más importante son los conceptos planteados recientemente por Peters 2004, quién hace mención de los cambios en las preparaciones radiculares. Actualmente con todo el pool de instrumentos presentes en el mercado, el éxito de la terapia endodóntica depende de varios factores, la incorporación de instrumentales de NiTi aportan una buena preparación y eficacia, pero existen tres puntos que siempre se deben considerar; la identificación de acceso y longitud adecuada, establecer y mantener adecuadamente la longitud de trabajo y en relación al tamaño de la preparación, dependerá de la anatomía interna para lograr una adecuada desinfección y obturación.

Para poder lograr una buena evaluación de las preparaciones biomecánicas del sistema de canales es que Bramante en 1987 diseña una mufla rígida que permite seccionar la muestra dentaria y analizarla con cortes. Este diseño experimental fue perfeccionado por Kuttler 2001, cuando publica la metodología de evaluación utilizando un cubo metálico (figura 2, 3) con ranuras y desmontable que ofrece una estructura rígida externa, dentro de este cubo se insertan las muestras dentarias montadas en acrílico y de esa manera se pueden realizar cortes de la estructura radicular (Figura 4), analizándola y posteriormente se vuelve a realizar el montaje y se realiza la preparación biomecánica, este tipo de cortes permiten evaluar horizontalmente la preparación.

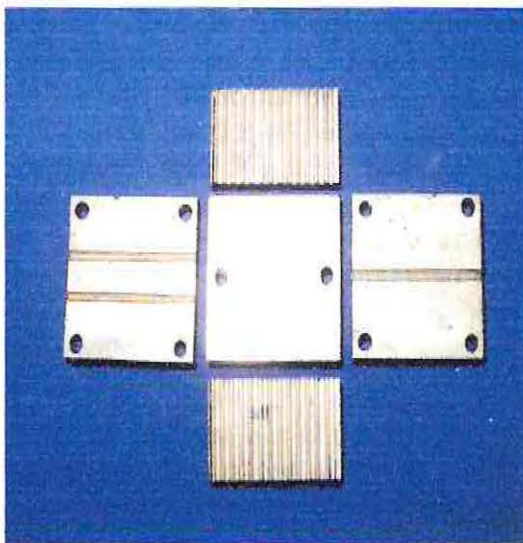


Figura 2: Cubo Kuttler

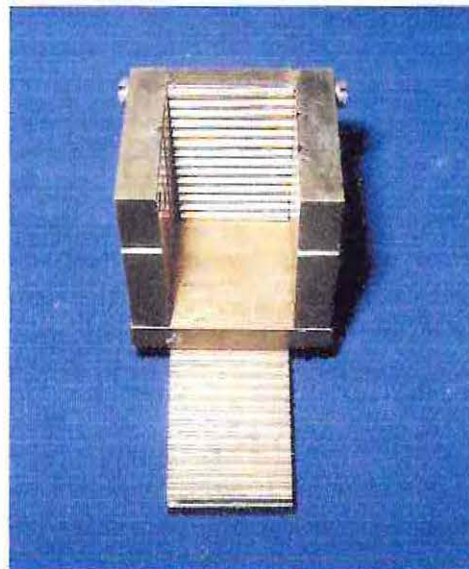


Figura 3: Cubo Kuttler



Figura 4: Corte transversal de estructura radicular

Existen referencias de fracturas de instrumentos durante la instrumentación mecánica con limas de NiTi. Hay estudios que indican que la resistencia torsional de las limas de NiTi es comparable al acero inoxidable, y que se producen rotaciones horarias de 479° a 1218° previo a la fractura (Glickman, 1997). La velocidad de rotación es crítica cuando utilizamos los instrumentos mecánicos, recomendándose no superar las 300 rpm cuando utilizemos instrumental de NiTi. Incluso a la baja velocidad de 300 r.p.m. (5 revoluciones por segundo, o 1800° por segundo), probablemente el operador no tendrá tiempo a reaccionar ante un posible enclavamiento de la lima en las paredes del conducto. Ello implica que, posiblemente, las curvaturas severas (45°) y múltiples, se instrumentan mejor con limas de NiTi manuales (Glickman, 1997).

La rotación hasta la fractura (deflexión angular máxima) de las limas de NiTi es más importante cuando hablamos de instrumentación rotatoria mecánica. Walia, Brantley y Gerstein refirieron en su estudio original que una lima de Nitinol del calibre 15 se podía someter a una media de 2,5 revoluciones en sentido horario (900°) antes de la fractura, frente a las 1,75 revoluciones (630°) de las de acero. En la rotación antihoraria, las limas de NiTi del calibre 15 se podían retorcer 1,25 revoluciones (450°), mientras las de acero inoxidable sólo 0,5 a $0,75^\circ$ (alrededor de 225°) (Walia y cols., 1988). Camps y Pertot compararon la deflexión angular máxima de cuatro tipos de lima de NiTi y las compararon con una lima K de acero inoxidable. Todas las limas superaron los valores mínimos de la especificación N° 28 para deflexión angular máxima (360° para todos los tamaños). La deflexión angular a la fractura osciló entre 479° y 1218° , con el acero inoxidable fracturándose en general en un rango de valores semejante al del NiTi (Camps y Pertot, 1995).

Se ha dicho que el movimiento rotacional de la lima asociado a la instrumentación mecánica podría extraer menos restos al periápice que otras técnicas. Shoha y Glickman mostraron que el sistema de limas McXim (Chanatooga Inc.Tn) (6 instrumentos del sistema de limas de taper variable desde el nro. .2 al nro. .55 y cuatro diseños de lima) producían significativamente menos acumulo apical de restos que la técnica de step-back con limas K de acero inoxidable. Los instrumentos Profile .04 y Lightspeed produjeron menor acumulo de restos, pero sin alcanzar significancia estadística (Shoha y Glickman, 1996).

Con respecto a las publicaciones que evalúan la eficacia de los instrumentos de NiTi con respecto a los de acero inoxidable podemos señalar que, Bryant 1999 estudió la

capacidad de corte de las limas Profile. En su modelo experimental no ocurrieron fracturas ni empacamiento de dentina, solo una pequeña muestra formo zip apical, concluyendo que estos instrumentos son una combinación rápida y efectiva que da una buena preparación del canal radicular excepto en los casos con curvaturas muy severas.

En 2002 Schafer y Lohmann comparan las limas NiTi y las de acero inoxidable K-Flexofile, pudiendo concluir que las limas NiTi producen menos transportación es decir conserva el centro del canal radicular, además las limas de acero inoxidable suelen deformarse permanentemente antes que fracturarse, a diferencia de las limas NiTi que suelen fracturarse sin mostrar previamente una deformación permanente, además ambas limas conservan la longitud de trabajo, pero al momento de evaluar la eficiencia en la limpieza de los canales radiculares las limas de acero inoxidable K-Flexofile demostraron ser mas eficientes en el corte, pero las NiTi conservan mejor las curvaturas.

Los estudios publicados hasta la fecha apoyan la capacidad de las limas de NiTi, manuales o mecánicas, para mantener mejor la curvatura de los conductos y producir menos transporte durante la instrumentación (Himel y Ahmed, 1993; Haller y cols., 1994). No hay estudios publicados que den mayor transporte con limas de NiTi que con limas de acero inoxidable, si bien es cierto que se han publicado algunos que no encuentran diferencias significativas entre ambos (Luiten y cols., 1995).

Algunos estudios indican que la instrumentación in Vitro con limas manuales de NiTi es menos eficaz que la instrumentación con limas K de acero inoxidable (Tepel y cols., 1995; Schafer y cols., 1995). Se ha investigado también la variable eficacia de instrumentación entre limas NiTi de diferentes fabricantes (Coleman y cols., 1995). La velocidad con que se puede completar la instrumentación manual ha sido también estudiada. Algunos estudios refieren una mayor velocidad con las limas manuales NiTi (Gambill y cols.,1996; Haller y cols.,1994).

Estudios mas avanzados (Blum 1999) han podido determinar las áreas de mayor riesgo a fractura, es decir, aquellas zonas de contacto entre las paredes dentinarias y las áreas de fricción de las limas Profile, estas zonas dependiendo de las fuerzas y del torques son las de mayor riesgo de fractura, que coincide con las áreas donde comienzan las curvaturas severas.

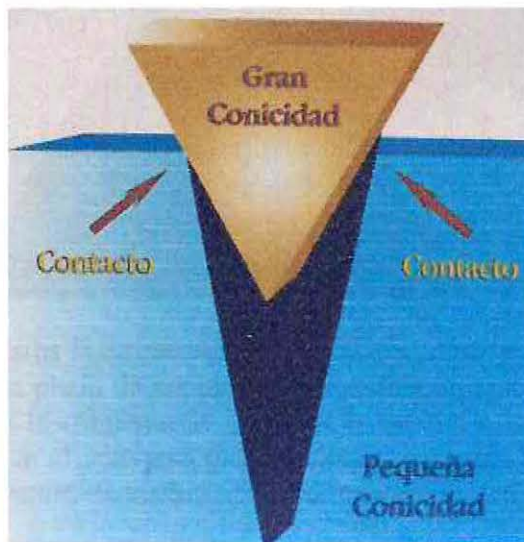
Yared 1999, demostró que el calor de la esterilización no tiene ninguna relevancia en la eficacia o en aumentar el riesgo a la fractura de los instrumentales de NiTi. Así también Gambarini 2001 señala que es el uso prolongado de los instrumentales lo que va alterando la resistencia a la fatiga y que utilizar un instrumento más de 10 veces aumenta considerablemente el riesgo a la fractura.

Autores como Glosson 1995, Imura 2001, Leonardo 2002, Pettiette 2001, preconizan la utilización de sistemas rotatorios y para evitar los riesgos a fracturas de instrumentos, aseguran que una previa instrumentación manual, disminuye considerablemente el riesgo a la fractura de los instrumentos rotatorios, sin afectar la calidad de la preparación de los conductos radiculares. Pero actualmente no se han publicado estudios en los cuales se comparen técnicas puras manuales, rotatoria y mixtas o combinadas, para poder avalar dichos comentarios, es por este motivo que nos provoca realizar una evaluación concreta de los consejos dados por muchos investigadores. Por este motivo se decide realizar un estudio comparativo, evaluando estas tres variables en las técnicas de preparación biomecánica.

6.0. CONCEPTOS ACTUALES DE INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NITI

6.1. Conicidad o Taper:

Los instrumentos normales estandarizados (ISO) poseen una conicidad de 0.02 mm por cada milímetro o 2%. El Taper o conicidad (Figura 5) es una medida de aumento progresivo del diámetro por cada milímetro de parte activa de los instrumentos.



Por ejemplo (Figura 6) un instrumento 15 en D0 su diámetro es de 0.15 mm y en D16 es 0.47 mm. Los instrumentos rotatorios poseen conicidades mayores como .03, .04, .06 etc...

Por ende hay un cambio en el método de instrumentación de los conductos. La mayor conicidad otorga un desgaste más efectivo del conducto por una acción de ensanchamiento y menor riesgo a fractura.

Figura 5: Representación de conicidad

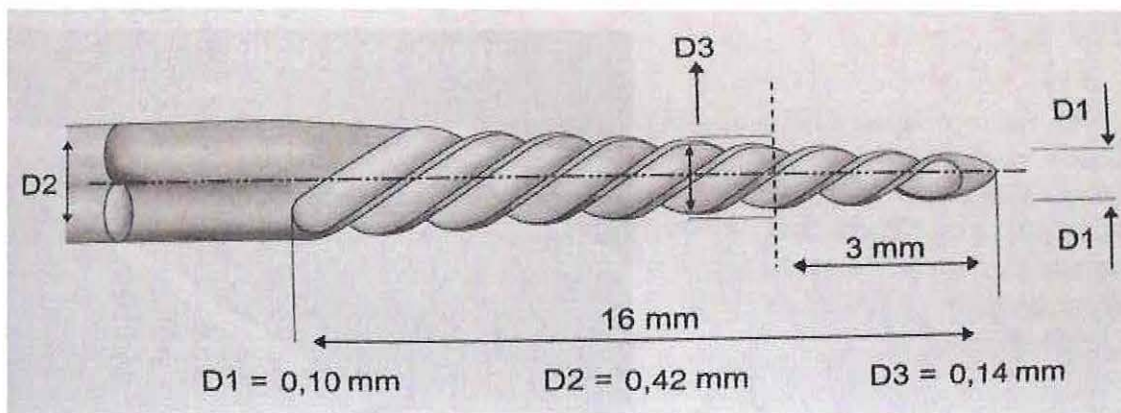


Figura 6: Representación de conicidad en un instrumento

6.2. Radial land o Superficie radial o guía lateral de penetración:

Algunos instrumentales rotatorios de NiTi poseen secciones transversales con ángulo de corte que impide que giren al aplicar fuerzas verticales. (Figura 7)

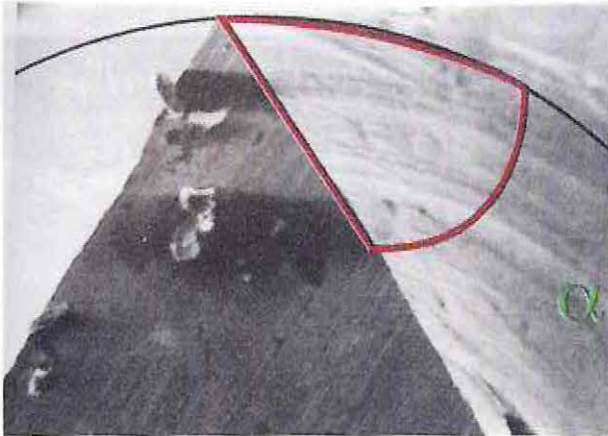


Figura 7: Radial Land K3

Estos instrumentos rotatorios presentan un AREA de contacto (Figura 7), que proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, esto impide que el instrumento se imbrique o entrabe a las paredes dentinarias al aplicar fuerza vertical y que al activarse el instrumento ensanche y no lime, por lo tanto menor riesgo a fractura. Dentro de los instrumentos que tienen esta característica encontramos K3.

6.3. Angulo de corte:

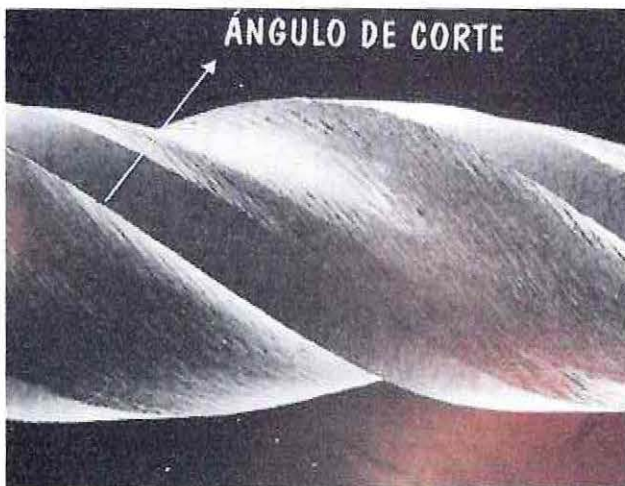


Figura 8: Angulo de corte K3

Existen ángulos de corte de tipo positivo, negativo y neutros, siendo los primeros aquellos altamente agresivos para cortar, El concepto de radial land hace que exista un ángulo de corte levemente negativo haciendo que el desgaste no sea tan intenso (Figura 8), cortando

menos. Para mejorar la eficacia se debe lograr un aumento en la velocidad de rotación del instrumento.

6.4. Alivio de la superficie radial:

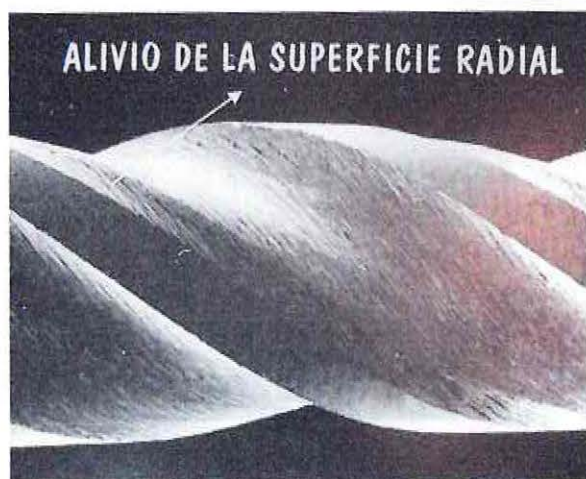


Figura 9: Alivio Superficie

Es la intersección de las superficies de ataque, esto permite menor contacto con la pared dentinaria y así disminuir la fricción. (Figura 9)

6.5. Angulo helicoidal:



Formado en relación a línea transversal del eje largo del instrumento (Figura 10). A menor ángulo mayor rapidez en el desgaste, cuando el ángulo es mayor a 45° ocurre mayor riesgo de entrase del instrumento en paredes dentinarias y por ello mayor riesgo de fractura. Actualmente los instrumentos rotatorios tienen este ángulo variable. Como las limas k3

Figura 10: Angulo helicoidal

6.6. Diseño de la Punta:

La mayoría de los instrumentales rotatorios poseen punta batt (Figura 11a), de esta manera el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular. En contra parte esta la figura 11 b que muestra la punta de un instrumento manual tipo lima K.

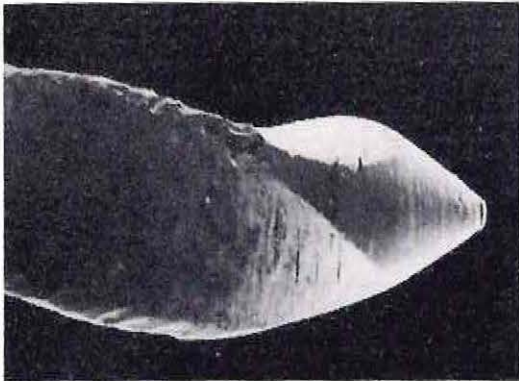


Figura 11 A: Modelo de puntas de instrumentos rotatorios

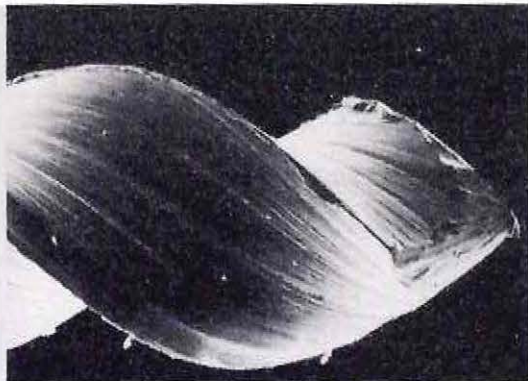


Figura 11 B: Modelo de puntas de instrumentos manual

6.7. Flexibilidad:

Todos los instrumentales de níquel titanio tienen 2 a 3 veces más flexibilidad elástica que las de acero inoxidable y de esa manera no se producen deformaciones en la conformación original de los conductos, es decir, permite mantener al instrumento centrado en el lumen canalicular mientras corta o desgasta las paredes dentinarias. Gracias a esta propiedad se evitan efectos indeseados de la preparación biomecánica que es la transportación.

6.8. Deformación elástica

Los Instrumentos de NiTi se deforman mientras la fuerza esta siendo aplicada en los instrumentos y desaparece luego de eliminar la fuerza. Elasticidad, es la capacidad del material de sufrir deformación no permanente, esto favorece para mantener la conformación original del conducto.

6.9. Resistencia a fractura:

Los instrumentos de níquel titanio se fracturan más que las de acero inoxidable, esta fractura se debe a la fatiga constante y ocurre frecuentemente a 3 - 5 mm de la punta del instrumento y corresponde a la mitad de la curvatura abrupta de los conductos radiculares.

7.0. CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA MAILLEFER PROFILE 0.04 / 0.06

- 7.1. Flexibilidad:
- 7.2. Deformación elástica
- 7.3. Resistencia a fractura:
- 7.4. Radial land:

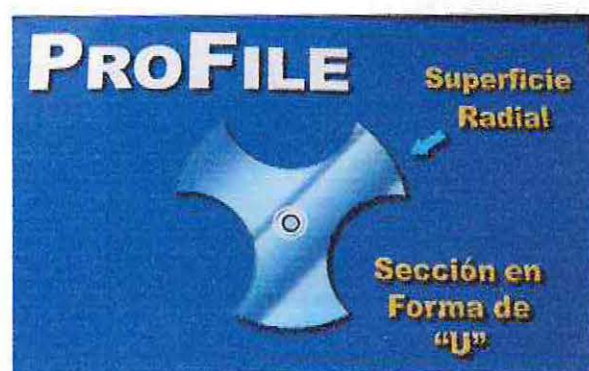


Figura 12: Sección limas Profile

La parte activa de estos instrumentos tienen una sección transversal, tres superficies radiales o guías de penetración asociado a tres surcos o áreas de escape en forma de U (Figura 12), permiten que los instrumentos mantengan su punta inactiva en el centro axial del conducto radicular, conservando la conformación original y evitando el transporte en el foramen apical

- 7.5. Doble conicidad:



Figura 13: Sistema Profile

Sistema Profile tiene dos conicidades 0.04 y 0.06 (Figura 13) lo cual es desventaja en comparación con otros sistemas rotatorios que poseen conicidad variable en todo el

instrumento o de mayor taper 0.08 o 0.10, los surcos son espacios que alojan las limallas post instrumentación y actúan como áreas de escape.

Los ángulos de corte son levemente positivos, poseen un mínimo ángulo de transición.

7.6. Ranuras:

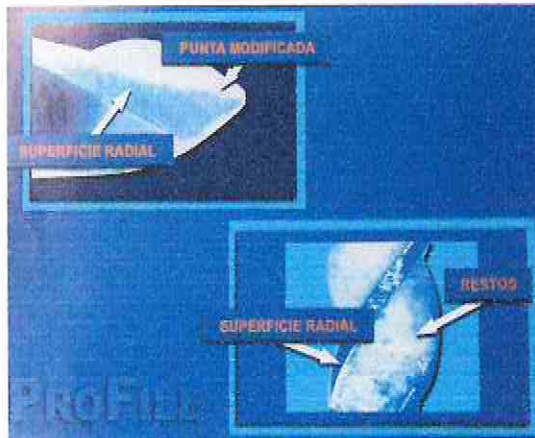


Figura 14: Sistema Profile

Surcos o ranuras donde se alojan las limallas dentinarias actuando como áreas de escape. Estos surcos de forma helicoidal evitarán la compresión del detritus.

7.7. Mínimo ángulo de transición

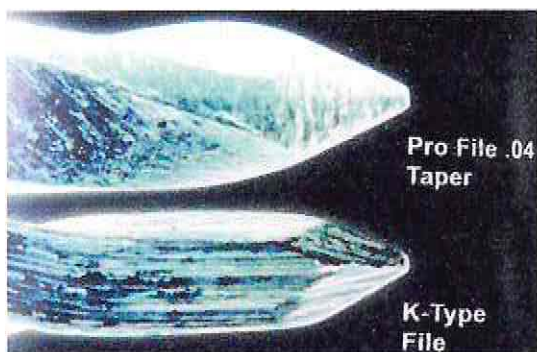
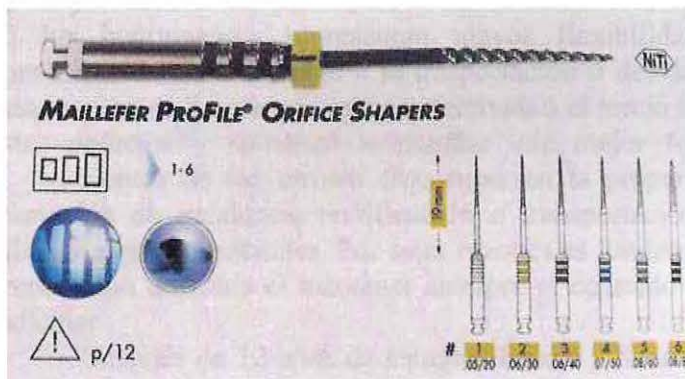


Figura 15: Sistema Profile

Generalmente instrumentos de acero inoxidable tienen un gran ángulo de transición entre la guía de penetración y el cuerpo de la lima, los instrumentos Profile poseen un mínimo ángulo de transición

7.8. Modeladores de la entrada de conductos o ensanchadores cervicales u Orifice Shapers:

Son instrumentos de gran conicidad indicados para la entrada de los conductos radiculares con el objetivo de hacer un crown down. En la siguiente tabla se pueden apreciar los diámetros de los ensanchadores.



Nº	D1	taper
1	0.20	0.05
2	0.30	0.06
3	0.40	0.06
4	0.50	0.07
5	0.60	0.08
6	0.80	0.08

Figura 16: Sistema Profile y Orifice Shaper

Tabla III: Conicidades Sistema Profile

8.0: TECNICA DE FUERZAS BALANCEADAS.

Las curvaturas en los dientes humanos son muy frecuentes y siempre han representado una complejidad en su preparación. Ante las curvaturas severas suele disminuirse el diámetro de la preparación para prevenir daños irreversibles en las paredes del canal. Reducir el diámetro en el tercio apical resulta lógico pues significa menor corte de las paredes, menor probabilidad de realizar cortes indeseables y los diámetros pequeños en los instrumentos representan mayor flexibilidad de las mismas, disminuyendo considerablemente el riesgo a la transportación o desviación del eje del conducto. Pero de esta manera se limpia con menor efectividad el tercio apical, Roane en 1970 se percató de estos defectos y comenzó a estudiar una mejor forma de preparación biomecánica.

Dentro de los errores frecuentes en la preparación de conductos curvos esta la formación de escalones, rectificación o transportación del conducto, formación de zip, falsas vías y perforaciones. Por estas razones es fundamental independiente de la técnica de preparación utilizada el mantener siempre el centrado de la preparación dentro del lumen radicular.

Después de 12 años de estudios Roane y Sabala introducen el concepto de fuerzas equilibradas en la preparación de los conductos radiculares, que se fundamenta en el uso de las magnitudes de fuerza a fin de lograr el control del corte en los conductos con curvatura.

El concepto fructificó con el advenimiento de un nuevo diseño de instrumentos manuales limas flex-r, que corresponden a limas tipo K de mayor flexibilidad.

El concepto se basa primero que nada en un ensanchamiento de los tercios coronarios, aumentando el radio de esta sección y haciendo más recto el acceso a la curvatura. Luego se comienza con la instrumentación manual con la técnica de fuerzas balanceadas, que consiste en inserción del instrumento con movimiento de media vuelta en sentido horario, nunca mayor a 180° y leve presión hacia apical, seguido de una leve rotación en sentido antihorario no mayor a 120° , de esta manera los instrumentos avanzan hacia apical ensanchando el tercio de la curvatura.

La punta de diseño no cortante impide que los instrumentos excaven las paredes de la curvatura evitando la transportación. Una vez logrado el ensanchamiento se recurre a una rotación de limpieza en sentido horario para eliminar los residuos formados por el corte de las paredes dentinarias y a una profusa irrigación.

Roane propone ensanchamientos de grandes diámetros en apical como n° 80 en uniradiculados, y n° 45 en multiradiculados, pero estos diámetros no son absolutos y dependerán de cada caso clínico.

El concepto de las fuerzas balanceadas deriva de las leyes físicas en donde toda acción se le opone una reacción de igual magnitud.

Para entender mejor el concepto de fuerzas balanceadas es importante también comprender las características de los instrumentos. Físicamente el instrumento que mejor se comporta son las limas flex-R, que poseen una sección transversal triangular, y así pueden ser utilizadas con cortes bidireccionales sin perder la efectividad en el corte. El diseño de las limas flex-R es tallado sobre una matriz de acero y no es entorchado como lo son las lima k de sección cuadrangular, su punta es inactiva llamada Batt tip.

Para el éxito de esta técnica es importante considerar la instrumentación en un ambiente húmedo con bastante irrigación, repetir los pasos las veces que sea necesario para evitar el empacamiento dentinario y permitiendo que el siguiente instrumento no ingrese con tanta tensión.

En 1995 Royal comparó la mantención de la curvatura del canal radicular utilizando limas flex-R en técnica de fuerzas balanceadas, limas de níquel titanio manuales y K-flex, se concluyó que las limas de NiTi conservan mejor la curvatura y el centrado del canal radicular.

Charles en 1996 evaluó la transportación causada por las nuevas técnicas de instrumentación y tres técnicas estandar (fuerzas balanceadas, step back, y recapitulación), Se concluyó que ninguna técnica es capaz de preparar los conductos radiculares de manera ideal.

Shaid en 1998, comparó la transportación de canales curvos entre 20 y 35° usando técnica de fuerzas balanceadas con limas flex-R y limas de níquel titanio. Los resultados mostraron diferencias significativas donde los instrumentos de níquel titanio mostraron una menor transportación radicular.

Imura en el año 2001 comparó el efecto de dos técnicas rotatorias de NiTi y limas manuales en la conformación final de canales con curvaturas leves y moderadas. Limas Profile, Pw-R-Rotary System y limas Flex-R con técnica de fuerzas balanceadas. Se concluyó que en el tercio apical las limas Flex-R y las limas Profile generaban transportación.

OBJETIVOS E HIPOTESIS DE ESTUDIO

Objetivos generales

Comparar la capacidad de centrado y conformación de la preparación del tercio apical radicular en conductos radiculares con curvaturas, mediante un modelo de re-ensamblado con la utilización de una técnica rotatoria pura, una técnica manual pura y una técnica híbrida.

Objetivos específicos

- Llevar a cabo un modelo experimental de investigación que pretenda por métodos científicos la estandarización de las áreas radiculares transversales y permita su posterior análisis digital.

-Determinar la capacidad de centrado de los instrumentos al interior del conducto radicular.

-Medir mediante análisis digital de imágenes la cantidad de dentina removida producto de la acción de corte de los instrumentos para cada una de las tres técnicas.

- Determinar las variaciones morfológicas en la anatomía original de los conductos radiculares al corte transversal, como consecuencia de la preparación biomecánica de éstos, con las tres variantes de preparación.

-Comparar entre sí los resultados obtenidos mediante las tres técnicas.

Hipótesis

La preparación apical radicular con la técnica mixta tendría un desempeño similar a la preparación apical radicular mediante la técnica rotatoria pura, ya que los instrumentos rotatorios actuarían de mejor manera al existir una preparación radicular previa suficiente que impida un excesivo entramamiento, tanto en la punta como en el cuerpo del instrumental rotatorio, permitiendo así una mayor eficacia en la calidad de la acción de corte de estos instrumentos.

MATERIAL Y METODOS

Cuarenta y cinco dientes molares mandibulares humanos extraídos birradiculados con apicoformación radicular completa fueron seleccionados para este estudio. Los dientes fueron almacenados en suero fisiológico hasta su uso. Un acceso endodóntico convencional fue realizado en cada uno de los especímenes y se procedió a desgastar las cúspides dentarias hasta formar un plano recto y así lograr, de esta manera, una referencia coronaria estable. La longitud de trabajo (LT) fue obtenida restando 1 mm al valor obtenido cuando una lima K convencional número 10 (Dentsply-Maillefer) era visible al emerger a través del foramen apical radicular (Matthew T. et cols. 2004) (fig. 17). Solo uno de los dos conductos de la raíz mesial fue seleccionado para su estudio. Posteriormente a cada espécimen le fueron tomadas dos radiografías retroalveolares convencionales (DF-58 Ultra Speed, Kodak, New York, U.S.A), tanto en dirección mesio-distal como en sentido vestibulo-lingual, para así poder determinar la curvatura de los conductos radiculares usando la metodología descrita por Schneider (fig. 18) (1971). De las dos imágenes radiográficas se registró la de mayor curvatura para la selección de las muestras. Estos fueron categorizados como rectos (0-5 grados), moderado (10-20 grados) y severo (>25 grados) (Schneider, 1971)

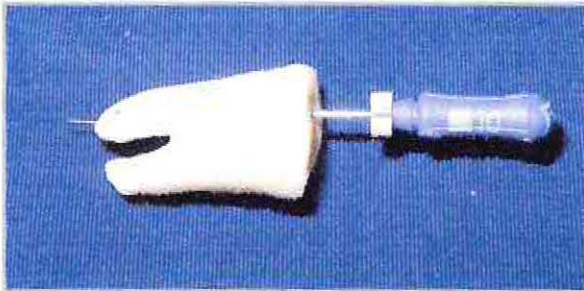
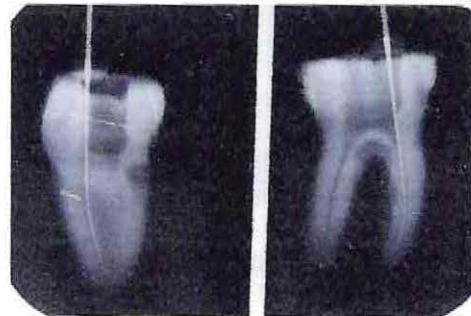


Figura 17 Determinación de la longitud de trabajo.

Figura 18 Radiografías retroalveolares en sentido vestibulo-lingual y mesio-distal



Preparación de los especímenes

Los dientes fueron montados en un troquel denominado cubo endodóntico descrito por Kuttler (2001) con acrílico transparente de autopolimerización (fig. 19). Una vez endurecido el material fueron retirados de este troquel para posteriormente realizar cortes transversales de 0.1 mm de espesor mediante un micrótopo de precisión (IsoMet Low Speed Saw, BUEHLER, Illinois, U.S.A) a 1mm, 2.5mm y 4mm del ápice radiográfico de las raíces mesiales de los molares a estudiar utilizando un disco de corte de diamante

(Diamond Watering Blades $\frac{1}{2}$ "(12,7mm) Arbor, BUEHLER, Illinois, U.S.A), con esto se obtuvieron 4 fragmentos denominados C1-C2-C3-C4 respectivamente desde apical hacia coronal (fig.4). Posteriormente, los cortes C1-C2-C3 fueron fotografiados mediante una lupa estereoscópica (SZ6045 TR, Olympus Optical, Tokyo, Japon) por su cara superior o coronal con aumentos de 15X y 25X (fig.20), así las imágenes obtenidas fueron digitalizadas y guardadas para su análisis posterior. Un vástago milimetrado de longitud conocida fue colocado dentro del campo a fotografiar para permitir un correcto análisis digital posterior.



Figura 19 Cubo endodóntico y montaje del molar inferior con acrílico transparente de autopolimerización.

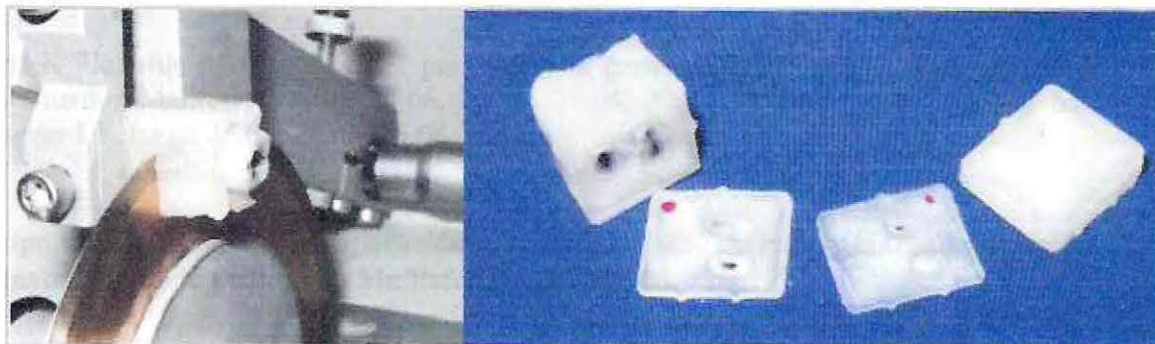


Figura 20: Cortes transversales obtenidos con el uso de un micrótopo de precisión.



Figura 21 Visualización de un corte mediante estéreomicroscopio con adaptador para cámara fotográfica.

Seguidamente las secciones obtenidas fueron re-ensambladas en el cubo endodóntico para la siguiente etapa de preparación mecánica. Todos los conductos fueron preparados en su sección coronaria (2/3 coronarios radiculares) con instrumentos Maillefer Profile orifice shaper color rojo y amarillo (40.06 y 30.06 respectivamente) a 300 r.p.m mediante un motor endodóntico (ATR tecnica, Densply-Maillefer,Switzerland) conformando el acceso radicular y divididas al azar conformando tres grupos de 15 unidades denominados grupo manual, rotatorio y mixto de acuerdo a la técnica de preparación del tercio apical que se detalla a continuación.

Grupo manual: Técnica de preparación apical manual mediante fuerzas balanceadas

Seguido al acceso radicular, el tercio apical fue preparado de la siguiente manera: Limas K Flexofile (Dentsply-Maillefer) números 15-20-25 mediante fuerzas balanceadas a LT, luego un paso atrás de 1 mm similar a la técnica "Step-back", esto es, Lima K Flexofile nro.30 a LT menos 1mm, Lima K Flexofile número 35 a LT menos 2mm, Lima K Flexofile número 40 a LT menos 3mm, flaring final con Lima K Flexofile número 25 a LT.

Grupo rotatorio: Técnica de preparación apical rotatoria Maillefer Profile .04/.06

Lima K Flexofile número 15 a LT para verificar permeabilidad del conducto, seguido de instrumentos Maillefer Profile 25.06, 20.06, 25.04, 20.04 secuencia corono-apical hasta alcanzar LT, luego 25.04, 20.06, 25.06 a LT.

Grupo mixto: Técnica de preparación manual mediante fuerzas balanceadas seguida de instrumentación rotatoria Maillefer Profile .04/.06.

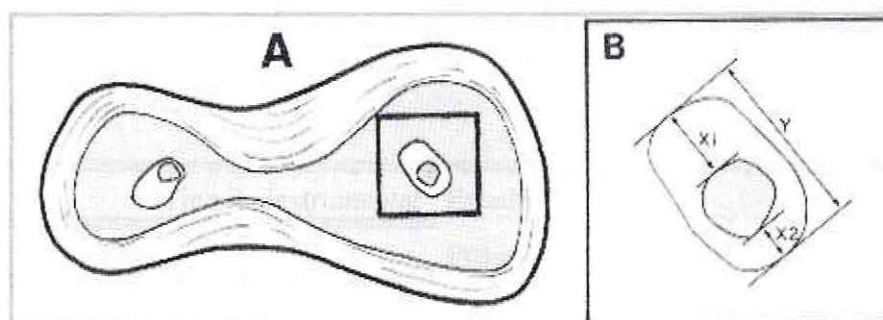
Seguido al acceso radicular, el tercio apical fue preparado de la siguiente manera Limas K Flexofile números 15-20-25 mediante fuerzas balanceadas a LT, luego instrumentos Maillefer Profile 20.04, 25.04, 20.06, 25.06.

Catorce muestras fueron descartadas por problemas en la etapa de montaje, re-ensamblado y preparación quedando finalmente tres grupos de 9, 12 y 10 unidades respectivamente.

Finalizada las preparaciones del tercio apical radicular las secciones de las muestras fueron nuevamente fotografiadas siguiendo el protocolo antes mencionado y las imágenes obtenidas fueron digitalizadas y guardadas para su análisis. Los conductos durante todo el procedimiento fueron irrigados de manera abundante con suero fisiológico.

Evaluación

Las imágenes digitalizadas de los cortes transversales C2 y C3 a 25X fueron utilizadas para evaluar la forma original y la forma posterior a la instrumentación de los conductos radiculares estudiados los cuales fueron clasificadas como redondo, ovoideo e irregular. Las imágenes digitalizadas de los cortes transversales C2 y C3 a 15X fueron manejadas y analizadas digitalmente mediante el programa Imagen 1.29x, (Nacional Institutes of Health, USA) logrando la superposición de las imágenes previa y posterior a la instrumentación logrando medir la cantidad de dentina removida al calcular el área del conducto radicular en estos dos momentos. Del mismo modo se pudo establecer el radio de centrado de cada preparación el que fue calculado por la fórmula $X1-X2/Y$, donde X1 representa la extensión máxima del movimiento del conducto en una dirección y X2 es el movimiento en la dirección opuesta, Y es el diámetro de la preparación final del conducto (Esquema 3).



Esquema 3: A, el área sombreada corresponde a la forma del conducto pre-instrumentación y el área en blanco representa la forma del conducto post-instrumentación. B, acercamiento del recuadro en A, X1 representa la máxima extensión del movimiento del conducto en una dirección y X2 es el movimiento en la dirección opuesta. Y es el diámetro de la preparación final del conducto.

La dirección del desplazamiento también fue medida y clasificada como mesial o distal. Nótese que los cortes transversales de C1 fueron examinados, pero no evaluados ya que sirvieron como control de la extensión apical en longitud de las preparaciones.

RESULTADOS

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron ingresados en una ficha confeccionada ad hoc. Posteriormente se tabularon y procesaron mediante el software estadístico SPSS/PC 10.0¹. Se obtuvieron estadísticas descriptivas. Para verificar si las diferencias observadas eran significativas se realizó el test de ANOVA seguido del test de Bonferroni para los parámetros radio de centrado y cantidad de dentina removida. El nivel de significancia se fijó en valores de p menores a 0.05.

Las tablas muestran los resultados para cada parámetro estudiado en los tres grupos y en las dos secciones estudiadas (C2 y C3).

Tabla IV. **Radio de centrado**

Tipo de instrumental		Estadística	
		Promedio	Desviación Estándar
Radio de centrado C2	Manual	,2800	,17586
	Rotatorio	,2725	,17597
	Mixto	,1780	,10196
Radio centrado C3	Manual	,3644	,22600
	Rotatorio	,0983	,04970
	Mixto	,1770	,12859

Radio de centrado

La tabla IV muestra el promedio de los radios de centrado para las distintas técnicas. Un completo centrado de los instrumentos fue encontrado en ninguna de las tres técnicas de preparación. El valor más bajo de radio de centrado indica la técnica de instrumentación más centrada alrededor del conducto pre-instrumentación (control). Independientemente del tipo de preparación a nivel de C2 se obtuvieron mayores valores de radio de centrado promedio (0.2426) versus los obtenidos a nivel de C3 (0.2066). La técnica manual obtuvo los mayores valores promedio de radio de centrado tanto en C2 como en C3, es así que la transportación del conducto en C3 fue significativamente mayor que las otras técnicas

($p < 0.05$). Hubo una tendencia para la técnica mixta de presentar valores de radio de centrado similares tanto en C2 como en C3. Una fotografía representativa muestra la presencia de un alto valor de radio de centrado al superponer digitalmente las imágenes versus otra imagen que muestra un valor bajo para este parámetro en estudio (figuras.22 y 23)

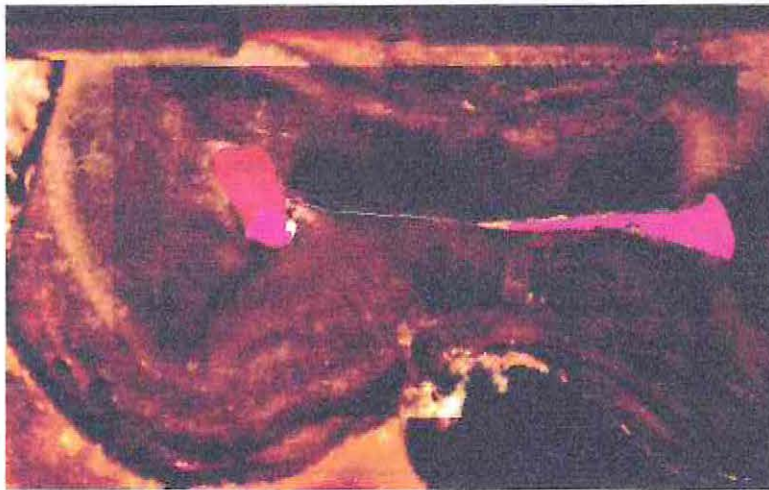


Figura 22 Muestra en rojo el área final post-instrumentación (izquierda) con un alto valor de radio de centrado, en violeta se aprecia área inicial conducto previo a la instrumentación.

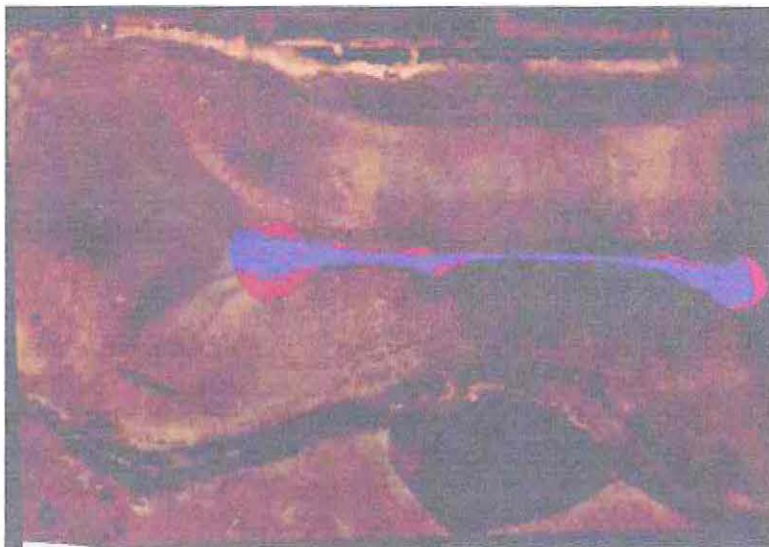


Figura 23 Muestra en rojo el área final post-instrumentación (izquierda) con un bajo valor de radio de centrado, nótese lo centrada que se ubica el área pre-instrumentación (azul)

sobre el área post instrumentación, como así también la forma redondeada final del conducto radicular al corte transversal.

Cantidad de dentina removida.

Posterior a la etapa de instrumentación el área total de dentina removida en los dos niveles o secciones no fue significativamente diferente entre las técnicas. La técnica manual tendió a remover más dentina en los dos niveles (C2 y C3) que las otras dos. La tabla V muestra el área de dentina removida en los dos niveles para los tres grupos.

Tabla V. Cantidad de dentina removida (mm²)

		Tipo de instrumental	Estadística	
			Promedio	Desviación Estándar
dentina C2	removida	Manual	10,3360	6,67206
		Rotatorio	10,2967	13,40450
		Mixto	10,1094	9,29467
dentina C3	removida	Manual	13,0547	4,10424
		Rotatorio	6,8062	5,74514
		Mixto	9,5413	7,63532

Dirección del desplazamiento o transportación

Todas las preparaciones endodónticas tendieron a desplazar la posición original del conducto radicular. Al comparar con la ubicación pre-instrumentación(control) de los conductos, los resultantes conductos post-instrumentación fueron desplazados hacia mesial mayoritariamente en C2. En C3 tendieron a moverse hacia distal con la técnica manual y rotatoria y, mesialmente, con la técnica mixta.

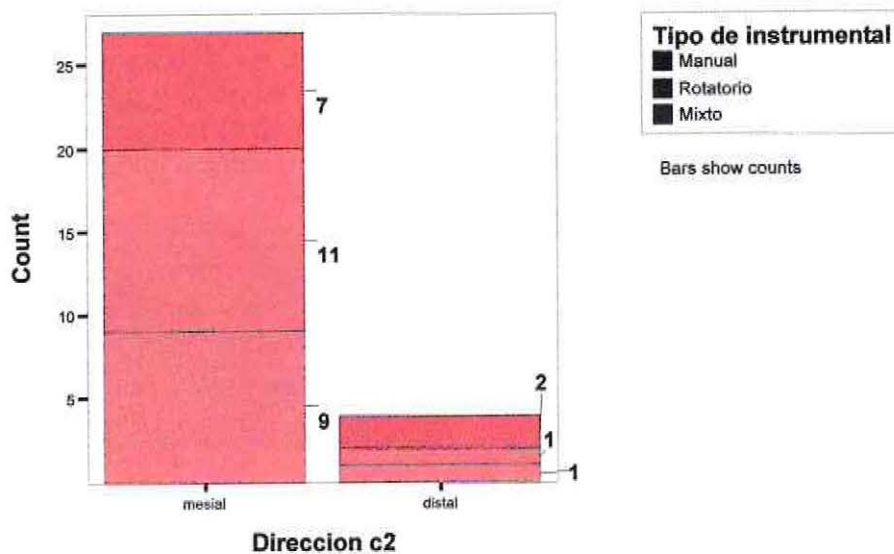


Grafico 1 Muestra dirección del desplazamiento en C2.

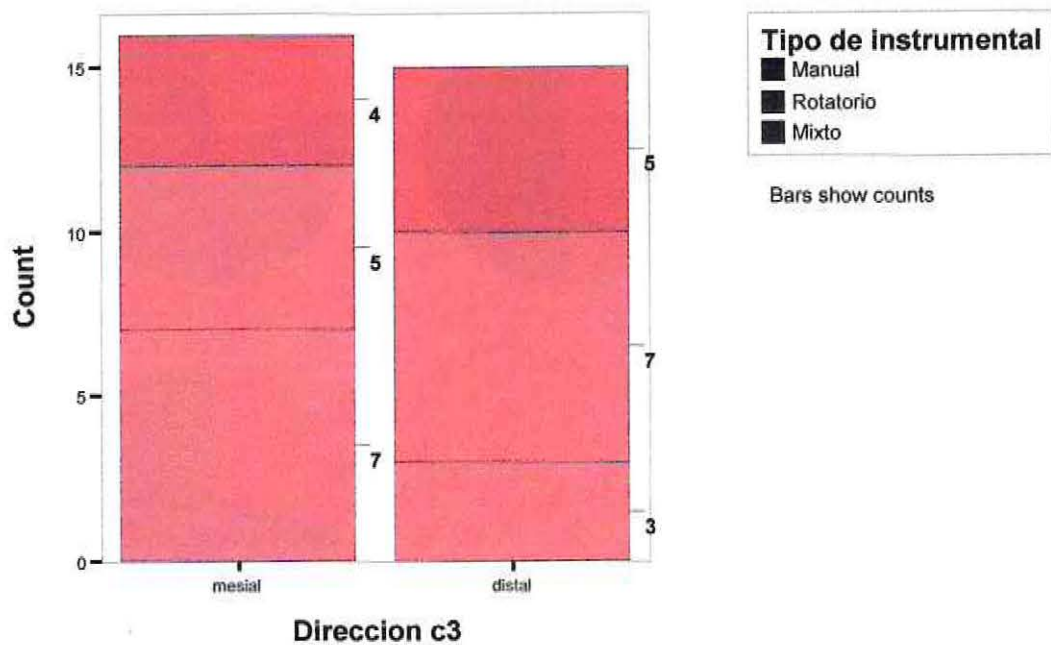


Grafico 2: Muestra dirección del desplazamiento en C3.

Forma conductos

La forma original de los conductos al corte transversal después de la instrumentación varió a través de los grupos. La mayoría de los conductos en el grupo manual tendieron a adquirir una forma irregular (9 de 18), los del grupo rotatorio mayormente ovoideas (11 de 24) y las del grupo mixto redondeada (8 de 20)(figura 24)



Figura 24 Muestra el cambio en la anatomía original del conducto hacia una forma clasificada como irregular al corte transversal.

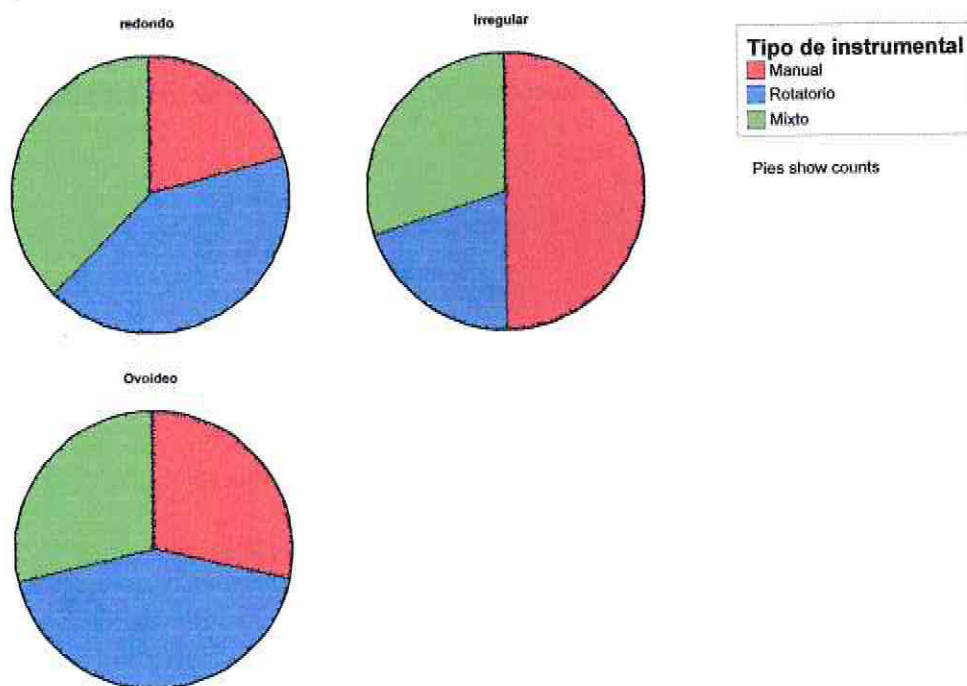


Grafico 3 Muestra las formas post-instrumentación de los conductos en C2.

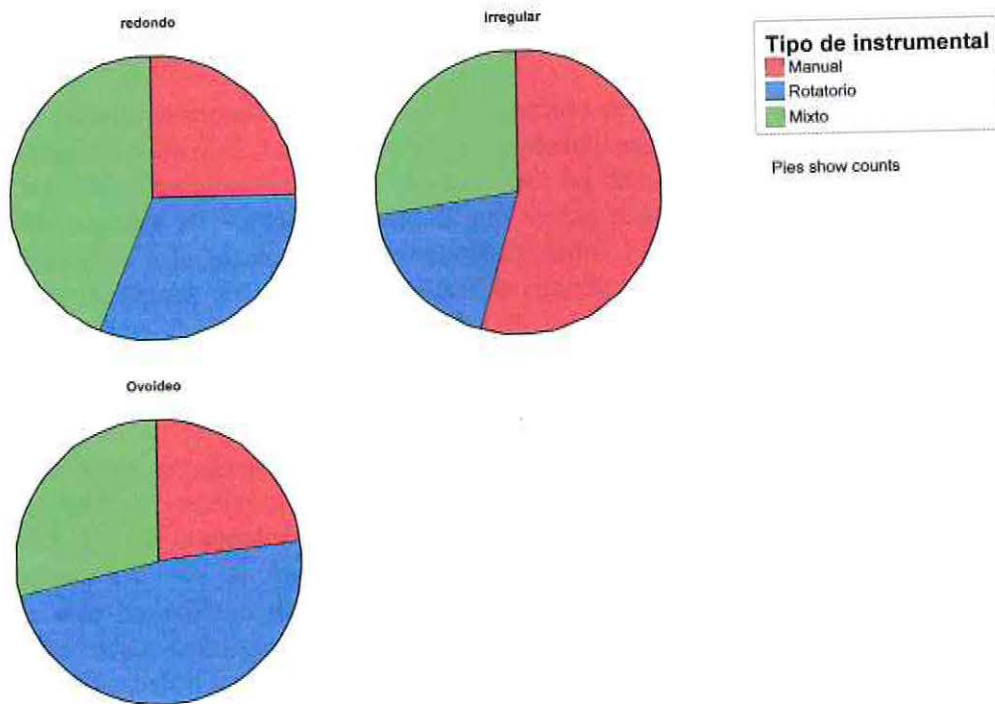


Grafico 4 Muestra las formas post-instrumentación en C3.

DISCUSIÓN

El presente estudio comparó la capacidad de centrado de tres técnicas para la preparación del tercio apical radicular. La metodología empleada para re-ensamblar y mantener en posición los cortes seccionales de los especímenes ha demostrado ser factible de realizar, pero exhibe algunas desventajas debido a que varias muestras debieron descartarse por errores inherentes a la técnica. En el presente estudio 14 conductos se perdieron por la formación de escalones, los cuales son causados cuando un espacio de 0.3mm de espesores es creado producto de la sección transversal de la raíz. Lo anterior concuerda con lo señalado en otros estudios donde se usó la misma metodología (Deplazes et al, 2001)

Refiriéndose a los resultados propiamente tales, la técnica mixta mostró una tendencia a mantenerse bastante centrada y con valores de radio de centrado similares tanto en C2 como en C3. En C2 la técnica mixta logró el menor promedio de radio de centrado lo que podría hacer pensar en un mejor desempeño del instrumental rotatorio al tener una vía permeable más expedita o de mayor diámetro. En C3 vemos que ocurre una situación opuesta a la recién expuesta en donde el grupo rotatorio obtiene el valor menor para el parámetro en discusión y esto puede ser debido en parte, a nuestro parecer, a la incapacidad de uniformar a los especímenes en cuanto a características de la curvatura en el tercio apical una vez confeccionado el acceso radicular.

El grupo manual logró los mayores valores de radio de centrado en ambos niveles, siendo esta diferencia estadísticamente significativa en C3, lo anterior concuerda con la información avalada por distintos estudios donde se señala la incapacidad de los instrumentos de acero inoxidable de mantenerse centrados al interior del conducto radicular, tendiendo a rectificarse durante la acción de corte, especialmente cuando estos presentan curvaturas. (Weine et al.1975, Eldeeb et al.1985, Walker et al.1989)

Los resultados de esta investigación se confirman con los logrados por otros estudios donde se ha demostrado que el radio de centrado obtenido por instrumentos de Níquel-Titanio es superior al logrado por limas de acero inoxidable (Zmener & Benegas 1996, Short et al.1997, Portenier et al.1998, Schafer & Lohmann 2002, Schafer & Florek 2003, Tasdemir et al.2005). No hay antecedentes que comparen técnicas rotatorias puras con la técnica mixta descrita en el presente trabajo.

Los resultados post-instrumentación en cuanto a cantidad de dentina removida variaron de acuerdo a la técnica usada. Del total de estructura dentaria removida la técnica manual mostró los mayores valores en ambas secciones estudiadas para cada espécimen. Pero, en general, a nivel del corte más apical (C2) todos los grupos lograron resultados similares. En C3 la técnica rotatoria logró una menor remoción de dentina.

Todas las técnicas tendieron a transportar el conducto radicular en mayor o menor grado. Los resultantes conductos post-instrumentación fueron desplazados hacia mesial mayoritariamente en C2. En C3 tendieron a moverse hacia distal con la técnica manual y

rotatoria y, mesialmente, con la técnica mixta. Es esperable de acuerdo a los resultados de otras investigaciones (Campos et al.1990, Al-Omari et al.1992, Backman et al.1992) observar transportación hacia la pared externa de la curvatura en el extremo más apical y un desgaste a expensas de la pared interna al inicio de la curvatura producto de la instrumentación mecánica. Por lo tanto, podemos tratar de explicar los resultados en C3 en el bien entendido de que este corte no pudo ser clasificado si estuvo ubicado en una altura más apical o coronal de la curvatura.

Cuando se analizan las formas de los conductos post-instrumentación la mayoría de los conductos en el grupo manual tendieron a adquirir una forma irregular (9 de 18) seguido por la configuración ovoidea (5 de 18). Los del grupo rotatorio mayormente ovoideas (11 de 24) seguido por conductos con aspecto redondo (9 de 18) y, finalmente, las del grupo mixto lograron conformaciones mayoritariamente de aspecto redondo (8 de 20), seguido por las de aspecto irregular y ovoideo (6 de 20) cada una. La mayoría de las formas pre-instrumentación de los conductos fueron ovoideas o redondas, con solo 2 de 62 conductos clasificados como irregulares. La forma de los conductos pre-instrumentación no fue un parámetro a medir, es así que los conductos fueron aleatoriamente asignados en los distintos grupos.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los parámetros analizados en el presente estudio podemos concluir que la técnica manual (grupo manual) no estaría recomendada para la preparación apical de conductos con curvaturas moderadas a severas debido a su incapacidad de lograr preparaciones adecuadamente centradas, sumado a esto a una gran tasa de cantidad de dentina removida lo que, en definitiva, se tradujo en un gran número de conductos con formas irregulares posterior a la preparación mecánica.

Los resultados de esta investigación confirman que el radio de centrado logrado por la instrumentación rotatoria mediante instrumentos Profile.04/.06 de níquel titanio para la preparación del tercio apical radicular es superior a lo logrado por las limas de acero inoxidable usadas mediante la técnica de fuerzas balanceadas.

La técnica mixta (grupo mixto) constituye una buena alternativa para la preparación de conductos obteniendo un comportamiento aceptable al conformar una preparación bastante centrada, similar al grupo rotatorio, al interior del sistema de conductos radiculares.

De acuerdo a los antecedentes antes expuestos se podría optar por una técnica rotatoria pura (grupo rotatorio) o mixta (grupo mixto) para el acabado del tercio apical de raíces que presenten grados de curvatura de moderadas a severas y, esta elección, estaría dada entonces dependiendo de las características de cada caso clínico en particular, como así también, a la experiencia personal del operador.

SUGERENCIAS

Establecemos como recomendación para la realización de futuras investigaciones con esta metodología utilizar como material de montaje posiblemente uno diferente al acrílico de autopolimerización que permita un mejor manejo tanto del montaje propiamente tal como para la realización de los cortes con una mayor precisión que permita, en definitiva, un mejor re-ensamblaje de los especímenes troquelados.

Aunque con las técnicas de re-ensamblado se obtienen buenos resultados, éstas constituyen una labor intensa y esta asociada con una gran tasa de pérdida de especímenes. Otros métodos son necesarios de analizar para poder estudiar acuciosamente la transportación durante la preparación del conducto. El uso de tomografía computarizada de alta resolución podría resolver algunos de los problemas inherentes a las técnicas de re-ensamblado. Esta técnica imagenológica ha sido evaluada como un método no invasivo para el análisis de la geometría y de la eficiencia de las técnicas de preparación mecánica de los conductos radiculares (Gambill et al.1996, Rhodes et al.2000, Bergmans et al. 2001, Garip & Gunday 2001, Gluskin et al. 2001, Peters et al. 2001b, Tasdemir et al.2005). Con esta técnica es posible comparar la estructura anatómica de los conductos radiculares antes y después de la instrumentación.

RESUMEN

El propósito de este estudio fue comparar la efectividad de la preparación biomecánica en el tercio apical de conductos radiculares mesiales de primeros molares mandibulares con curvaturas moderadas y severas usando tres técnicas para la preparación apical. Una instrumentación manual con limas flexofile mediante la técnica de fuerzas balanceadas, una instrumentación rotatoria con limas Profile 0.04/0.06 y una instrumentación mixta, previo acceso radicular. Usando una técnica de re-ensamblado las raíces mesiales fueron montadas en acrílico mediante una mufla y divididas en tres grupos (n = 9, 10, 12).

Las raíces fueron seccionadas en forma transversal a 1, 2.5 y 4 mm del foramen, con esto se obtuvieron 4 fragmentos denominados C1-C2-C3-C4 desde apical hacia coronal. Los cortes C2-C3 fueron fotografiados antes y después de las preparaciones mediante una lupa estereoscópica por su cara superior con aumentos de 15X y 25X, así las imágenes obtenidas fueron analizadas digitalmente. La transportación fue calculada al superponer las imágenes obtenidas, como así también, se registró la forma de los conductos al corte transversal antes y después de la preparación. Además se midió la cantidad de dentina removida a cada nivel, producto de la instrumentación. La instrumentación manual logró significativamente mayor transportación a nivel de C3.

No hubo otras diferencias significativas en los parámetros en estudio. La instrumentación manual no estaría recomendada para la preparación apical de conductos con curvaturas moderadas a severas. La técnica de instrumentación mixta obtuvo un comportamiento similar al grupo rotatorio al interior del sistema de conductos radiculares.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG, Doller R (1992) Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *International Endodontic Journal* 25. 67-81

Backman CA, Oswald RJ, Pitts DL (1992) A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques. *Journal of Endodontics* 18, 19-24

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P (2001) A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal* 36, 288-95

Betteridge, W.(1984) "Nickel and Alloys." *Sci. Am.* 241: 74-82

Bramante CM, Berbert A, Borges RP., (1987) "A methodology for evaluation of root canal instrumentation" *J. Endodon.* V13, p 243 – 245.

Brilliant, JD, Christie WD (1975). "A taste of endodontics" *J.Acad.Gen.Dent* : v.23, n.3, p.29-36

Buehler, W.J, Cross W.B (1969) "Nitinol unique wire alloy with a memory" *Wire J.* 2: 41 – 49.

Buehler W.R, Wang E. (1968) "A summary of recent research as to shape memory alloys and their application in ocean engineering". *Ocean Eng.* V.1 p 105 -20 1968

Campos JM, del Rio C (1990) Comparison of irrigated and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *Journal of Endodontics* 16, 230-4

Camps, J. Pertot W.(1995) "Torsional and stiffness properties of Nickel – Titanium Alloys". *J. Dent. Res.* 54 (1): 89-96.

Charles, "The balanced force concept for instrumentation of curved canal revisited" *International Endodontic Journal.* 1998, May, V33 (3)

Christie WH, Peikoff M.D. (1980) "Conservative treatment of apical foramen new root canal techniques" *J. Canad. Dent. Ass.* V.33, p.183-88.

Coleman C.L, Svec T.A, Rieger M.R, Wang M., Glickman G.N. (1995) "Stainless steel vs Nickel – titanium K- files. Analysis of instrumentation in curve canal" *J. Endodon.* 21(4): 221

Coleman, C. Svec, T. Rieger; M Suchhina, J, Wang, M, Glickman, G. (1996) "Analysis of Nickel Titanium vs stainless steel, Instrumentation by Means of direct digital imaging". *J. Endodon.* 11: 603 – 607

De Deus. Q.D. (1982). "Endodontia 3° ed. Brasil"

Deplazes P, Peters O, Barbakow F (2001) Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *Journal of Endodontics* 27, 196-202

Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of assessed files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J* 1985;18:1-7

Esposito, P; Cunningham, C (1995) "A comparison of canal preparation with Nickel titanium and stainless steel instruments". *J. Endodon.* 21: 173 -6

Fava LRG. (1983). "The double flare technique: an alternative for biomechanical preparation" *J. Endodon* v.9 n.2, p. 76-80.

Gambill, JM; Alder, M; del Rio, CE (1996) "Comparison of NiTi and stainless steel hand file instrumentation using computed tomography" *J. Endodon.* 22 (7): 369.

Garip Y, Gunday M (2001) The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 34, 452-7

Gerstein, H; (1983). "Techniques in clinical endodontics", *Sounder, Philadelphia, EUA*

Glickman, GN. (1997). "Niquel titanio en endodoncia" *Rev. Operatoria Dental y Endodoncia.* 1:3.

Glosson, CR; ; Haller, RH; Brent, S; del Rio, CE. (1995) "A comparison of root canal preparations using Niti hand, Niti engineer-driven, and K-flex endodontic instruments". *J. Endodon.* 21: 147 – 151.

Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS (2001) A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *International Endodontic Journal* 34, 476-84

Goering AC; Michelich RJ; Shultz, HH. (1982). "Instrumentation of root canal in molar using step- down technique". *J. Endodon.* V.8, n.12, p 550 – 7.

Haller, R.H.; Glosson, C.R.; Dove S.B.; del Rio, C.E. (1994). "Nickel-titanium hand and engine driven root canal preparations: a comparison study" *J Endodon.* 20(4): 209.

Harlan, A.; Nicholls, J.; Steiner, J. (1996). "A Comparison of Curved Canal Instrumentation Using Nickel-Titanium or Stainless Steel Files with the Balanced-Force Technique". *J Endodon.* 8: 411-413.

Hernandez, J. Lopez del Castillo; Mellor; Criado; Blázquez. (1986). "Obtención de

Aleaciones con memoria de forma". *Rev. Metal. Madrid*. 22: 292-295.

Himel, V.T.; Moore, R.E.; Hicks, V.E.(1994). "The effects which endodontics files have on canal shape". *J Endodon*. 20(4): 204.

Hodgson, D. E.; Wu, M, H.; Biermann, R. J.(1997) "Shape Memory Alloys". *www.Sma-inc.com*

Imura, (2001) "A comparison of mesial molar root canal preparations using two engine driven instrumens and balanced forced technique" *J Endodon*

Khier, S.E.; Brantley, W.A.; Fournelle, R.A. (1991). "Bending properties of superelastic and non-superelastic nickel-titanum orthodontic wires" *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 99(4): 310-18.

Kuttler, S; Garala, M; Perez, R; Dorn, S. (2001). "The endodontics Cube: A system designed for evaluation of root canal anatomy and canal preparation". *J. Endodon*. V27, n 8, p: 533 – 536.

Lopes HP; Costa, AS. (1986). "Técnica escalonada com recuo anatômico". *Rev. Brás. Odont*. V43, n6, p 8-17.

Luiten, D.J.; Morgan, L.A.; Baumgardner, J.C.; Marshall, J.G. (1995). "A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation". *J Endodon*. 2(1): 26-32.

Leonardo MR, Leonardo R.(2002) "Sistemas Rotatórios en Endodoncia", *Capitulo 1 y 6*

Marshall FJ, Pappin J. (1980). "A crown Down pressureless – preparation root canal enlargement technique" *Technique Manual, Oregon*.

Martin, H. (1974) "A telescope of endodontics". *JDC Dent. Soc*. V49, n2, p:12-19.

Miura, F.; Mogi, M.; Ohura, Y.; Hamanaka, H.(1986) "The super-elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics". *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 90: 1-10.

Mullaney, TP. (1979) "Instrumentation of finely curved canal" *Dent. Clin. N. Amer*. V23, n4, p 575 – 92.

Peters OA, Laib A, Gohring TN, Barbakow F (2001) Changes in root canal geometry after preparation □ssessed by high-resolution computed tomography. *Journal of Endodontics* 27, 1-6

Pettiette, M; Delano, FO; Trope, M. (2001) "Evaluation of success rate of endodontic

treatment performed by students with stainless – steel, k-file, and NiTi hand file” *J. Endodon.* V25, n2, p 124 – 127.

Phillip S (1991) “Science of Dental Material”, 9^o Ed. Philadelphia.

Portenier I, Lutz F, Barbakow F (1998) Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. *International Endodontic Journal* 31, 103-11

Rhodes JS, Pitt Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV (2000) A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal* 33, 279-85

Roane J (1985). “The balanced force concept for instrumentation of curved canals”. *J. Endodon.* V11, n5, p 203 – 11.

Royal, “A comparison of maintenance of canal curvature using balanced force instrumentation with three different types”, *J Endodon*, 1995 21(6)

Russell, S. “NiTi Smart Sheet (sm)” www.sma-inc.com.

Sattapan B, Nervo G; Palamara EA, Messer HH. (2000) “Defects in rotary NiTi file after clinical use” *J. Endodon.* V26 n3, p 161 – 5.

Schafer, E.; Tepel, J.; Hoppe, W. (1995) “Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals”. *J Endodon.* 21(10): 493-497.

Schafer E, Lohmann D (2002) Efficiency of rotary nickel-titanium Flexmaster instruments compared with stainless steel hand K-flexofile- Part.1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 35, 505-13

Schafer E, Florek H (2003) Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-flexofile. Part.1 Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 36, 199-207

Shaid, (1998) “ A comparison of curved canal transportation with balanced force versus Lightspeed” *J Endodon*, V24 (10).

Schilder H (1974) “Cleaning and Shapping the root canal” *Dent. Clin. N. Am.* V18, n2, p269 – 96.

Schneider, S.W.(1971): A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg.* 32 : 271-275.

Shoha,; Glickman, G.N. (1996) “Evaluation of NiTi systems and conventional filing degree of apical extrusion” *J Endodon.* 22(4): 194.

Short, J.; Morgan, L.; Baumgartner, J. (1996) “A Comparison of Four Techniques on

Canal Transportation" *J Endodon.* 4: 194.

Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC (1997) A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of Endodontics* 23, 503-7

Tarín P (1990). "El titanio y sus aleaciones: estado actual" *Rev. Metal, Madrid* 26: 395 – 409.

Tasdemir T, Aydemir H (2005) Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography *International Endodontic Journal* 38, 402-408

Tepel, J.; Schafer, E.; Hoppe, W (1995) "Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency" *J Endodon.* 21(8): 418-421.

Tseidler, A.A. (1970) "Metallurgy of Copper and Nickel" *J.Met.* 39: 19-26.

Walia, H.; Brantley W.A. ;Gerstein, H. (1988) "An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files" *J Endodon.* 4(7): 346-35.

Walker TL, del Rio CE. Histologic evaluation of ultrasonic and sonic instrumentation of curved root canals. *J endodon* 1989;15:49-59

Walton RE (1976) "Histological evaluation of different methods of enlargement of the pulp canal space" *J. Endodon.* VI, n10, p 301-11.

Weine FS (1973) "Endodontic Therapy" *Mosby*

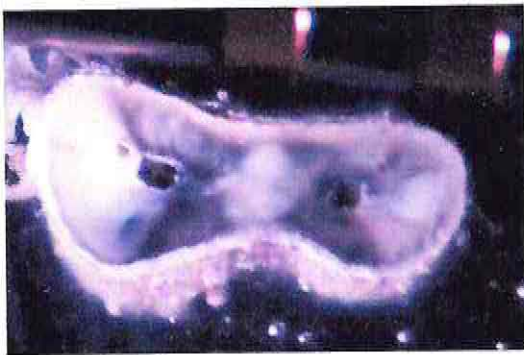
Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endodon* 1975;1:255-62

Yared

Zmener O, Benegas G (1996) Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated curved root canals. *International Endodontic Journal* 29, 315-9

ANEXOS FOTOGRAFICOS

PRE INSTRUMENTACIÓN



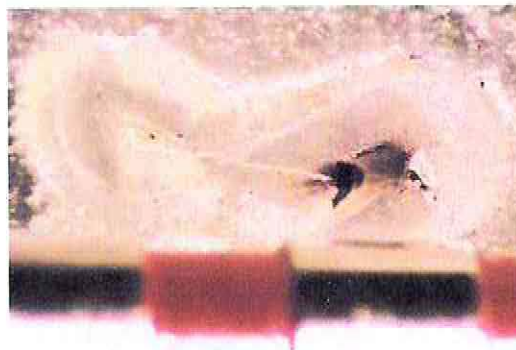
POST INSTRUMENTACIÓN



PRE INSTRUMENTACIÓN



POST INSTRUMENTACIÓN



PRE INSTRUMENTACIÓN



POST INSTRUMENTACIÓN

