

**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE ENDODONCIA.**

**EVALUACION IN VITRO DE LOS NUEVOS INSTRUMENTOS DE
NIQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA.**

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al título de
Cirujano - Dentista

Nombre Alumnos:
FERNANDO BAHAMONDES I.
JORGE SALOMÓN J.

Profesor Guía:
DR. GASTON ZAMORA A

Valparaíso - Chile
1997

**“ A NUESTROS PADRES POR EL AMOR Y EL
APOYO INCONDICIONAL QUE NOS HAN
BRINDADO”**

NUESTROS SINCEROS AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Luis Moya C. por sus valiosos consejos, experiencia, su desinteresada colaboración y por sobre todo, la amistad demostrada.
- Al Dr. Gastón Zamora A. por la excelente calidad docente y humana, además de ser nuestra fuente de inspiración en el difícil arte de la endodoncia.
- Al Dr. Won Sam Lee por su colaboración para la ejecución de esta investigación.
- Al Sr. Cristián Vicencio por su desinteresada asistencia profesional.
- Al Dr. Rodrigo Rubio por su colaboración.
- A todo el personal del Servicio de Radiología de la Facultad de Odontología.
- Al Sr. Patricio Carmona por su asesoría fotográfica, y a todas aquellas personas que de alguna u otra forma nos ayudaron en la realización de este estudio.

INDICE

INTRODUCCION.....	1
MARCO TEORICO:	
I.- ASPECTOS TEORICOS GENERALES DE LA ALEACION DE NIQUEL TITANIO	
I.1.- Antecedentes Históricos.....	3
I.2.- Aplicaciones.....	4
I.3.- Aplicaciones en Odontología.....	4
II.- Características de los componentes de la aleación.	
II.1.- El Titanio.....	5
II.2.- El Níquel.....	6
III.- ALEACION PROPIAMENTE TAL	
III.1.- Memoria de forma.....	8
III.2.- Comportamiento termomecánico y superelasticidad.....	9
III.3.- Propiedades seleccionadas de NiTi.....	10
III.4.- Segunda memoria de forma.....	11
III.5.- Fijando formas en NiTi.....	12
III.6.- Midiendo temperaturas de transformación en aleaciones NiTi.....	12
III.7.- Histéresis de las temperaturas de transformación en aleaciones NiTi.....	13
III.8.- Aleaciones comerciales que poseen el efecto de memoria de forma.....	13
III.9.- Comparación de propiedades entre NiTi y acero inoxidable.....	14
IV.- NIQUEL-TITANIO EN ENDODONCIA	
IV.1.- Fabricación del níquel - titanio.....	15
IV.2.- Uso clínico de los instrumentos NiTi.....	16
IV.3.- Resumen de investigaciones recientes.....	16
IV.4.- Información técnica acerca de las limas de acero inoxidable y de níquel-titanio a estudiar.....	18
OBJETIVOS	
I.- Objetivos generales.....	20
II.- Objetivos específicos.....	20
MATERIALES Y METODOS.....	22
RESULTADOS.....	28
DISCUSION.....	35

CONCLUSIONES.....	38
SUGERENCIAS.....	40
RESUMEN.....	41
BIBLIOGRAFIA.....	42
ANEXOS	
A.- Glosario NiTi.....	46
B.- Plantillas de evaluación de preparaciones.....	48
C.- Definición de términos.....	50
D.- Análisis estadístico.....	51
E.- Imágenes.....	60

INTRODUCCION

Uno de los objetivos primarios de la instrumentación de los conductos radicales es no generar daño en el diente y tejidos circundantes, eliminar el tejido pulpar, eliminar microorganismos y restos necróticos, de la misma forma dar una forma precisa al tallado del conducto radicular, para obtener un conducto de paredes lisas y homogéneas, que posea una forma cónica, un diámetro pequeño a nivel del límite apical, y que provea un tope apical dentro de los límites del conducto (Buchanan, 1991).

El éxito de una instrumentación ideal es más fácil de obtener cuando se trata de conductos rectos, que cuando se trata de conductos que son finos y/o con gran curvatura. Es sabido por los clínicos que no tomar en consideración estos factores genera errores que pueden ocasionalmente producirse durante la instrumentación de conductos curvos. Dentro de estos errores podemos mencionar la generación de escalones, perforación radicular, transportación del conducto radicular y además fractura de los instrumentos (Weine y cols, 1975).

Está comprobado que todas las limas, hasta ahora de acero inoxidable, ya sea precurvadas o no, tienden a estirarse dentro de conductos curvos (Weine, 1975). Independiente de la sección del instrumento o de la técnica utilizada, la preparación de conductos radiculares, evidencia efectos indeseables que reflejan la inestabilidad para mantener la dirección original y forma del conducto (Weine, 1975). Por otra parte las empresas han desarrollado una serie de nuevos instrumentos basados en diferentes estudios sobre sección transversal y nuevos conceptos de diseños y procedimientos de fabricación con el propósito de mejorar la eficiencia de corte (Newman y cols., 1983), y la flexibilidad (Kruupp y cols., 1984). La gran mayoría de estos instrumentos han sido fabricados en acero inoxidable.

Recientes avances en la tecnología han permitido la manufactura de limas endodónticas con diferentes aleaciones metálicas, ellas han sido utilizadas e introducidas como una alternativa al acero inoxidable, dentro de las cuales se encuentra el NITINOL, una aleación de níquel-titanio, que posee un muy bajo modulo de elasticidad (Walia y cols, 1988)(Esposito y Cunningham, 1995).

Instrumentos endodónticos de níquel-titanio (NiTi) fueron introducidos con la intención de facilitar la instrumentación de conductos curvos.

Instrumentos NiTi son superelásticos y se flectan muchas veces más que los instrumentos de acero inoxidable antes de exceder su límite elástico. Esta flexibilidad es una propiedad importante que permite preparaciones de conductos curvados minimizando la transportación (Pruett y cols., 1997).

El presente trabajo pretende estudiar, analizar y comparar el desenvolvimiento de esta nueva generación de instrumentos, instrumental manual de níquel titanio, específicamente Limas K, con las ya tradicionales Limas K manuales fabricadas en acero inoxidable. Como así también, hacer una completa y acabada revisión acerca de las características de esta nueva aleación y, de esta forma, comprender de mejor manera su comportamiento.

I.-ASPECTOS TEÓRICOS GENERALES DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL TITANIO.

En el año 1962, J. Buehler, descubrió en el Laboratorio de Ordenanza Naval en Silver Spring, Maryland, una aleación con particulares propiedades, y que recibió el nombre de NITINOL. A partir de entonces se ha abierto un amplio campo de aplicaciones al peculiar comportamiento de estas aleaciones, que van desde la técnica aeroespacial hasta la medicina. 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).

I.1.- Antecedentes Históricos.

La primera observación grabada de la transformación de la memoria de la forma fue hecha por Chang y Read en 1932. Ellos notaron la reversibilidad de la transformación en AuCd por observaciones metalográficas y cambios de resistividad, y en 1951 el efecto de memoria de forma (SME) fue observado en una barra inclinada de AuCd. En 1938 la transformación fue vista en bronce (CuZn). Sin embargo, no fue hasta 1962, cuando Buehler y colaboradores descubrieron el efecto en níquel-titanio equiatómico, esa investigación en metalurgia y los potenciales usos prácticos empezaron a ser explorados. Dentro

de los 10 años siguientes varios productos comerciales estaban en el mercado, y fue muy adelantado el entendimiento del efecto. Estudios de las aleaciones con memoria de forma han continuado a un paso creciente desde entonces, y más productos que usan estos materiales vienen al mercado cada año (Hodgson, 1997).

I.2.- Aplicaciones.

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, muy alta resistencia frente a la corrosión, y citocompatibilidad excelente del NiTi han hecho estas únicas aplicaciones posibles. 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).

I.3.- Aplicaciones en odontología.

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 son hechos de níquel-titanio: Canal Master U, Series 29 Taper .04 Profile, Lightspeed, Quantec Series Mac Spadden; Limas Tipo R ó Onyx - R, Mity, obturadores como el

Sistema Trifecta (Ultrafill), Quick-Fill, Pluggers, spreaders, etc.

II.- CARACTERISTICAS DE LOS COMPONENTES DE LA ALEACION.

II.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).

- **Propiedades físicas**

Cabe destacar su baja densidad, su alta temperatura de fusión, bajos valores de calor específico y coeficiente de dilatación, así como su muy baja conductibilidad térmica (Tarín, 1990).

- **Propiedades químicas**

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).

- 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).

II.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).

- Propiedades.

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).

III.- ALEACION PROPIAMENTE TAL. (ALEACION DE NIQUEL-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 tal 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.

Métodos tal como fusión del plasma-arco (plasma-arc), fusión electrónica (electron-beam), y fusión vacío-inducción (vacuum-induction) son todos usados comercialmente (Hodgson, 1997).

III.1.- 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 (Russell, 1997).

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).

La temperatura en la cuál la aleación “recuerda” su forma de alta temperatura cuando es calentada puede ser ajustado por suaves cambios en la composición de la aleación y, a través, de tratamientos térmicos. En las aleaciones de níquel titanio, por ejemplo, se puede cambiar de sobre +100 °C a abajo de - 100 °C. El proceso de recuperación de la forma ocurre encima de un rango de sólo unos grados y el comienzo o término de la transformación se puede controlar dentro de un grado o dos si es necesario (Russell, 1997).

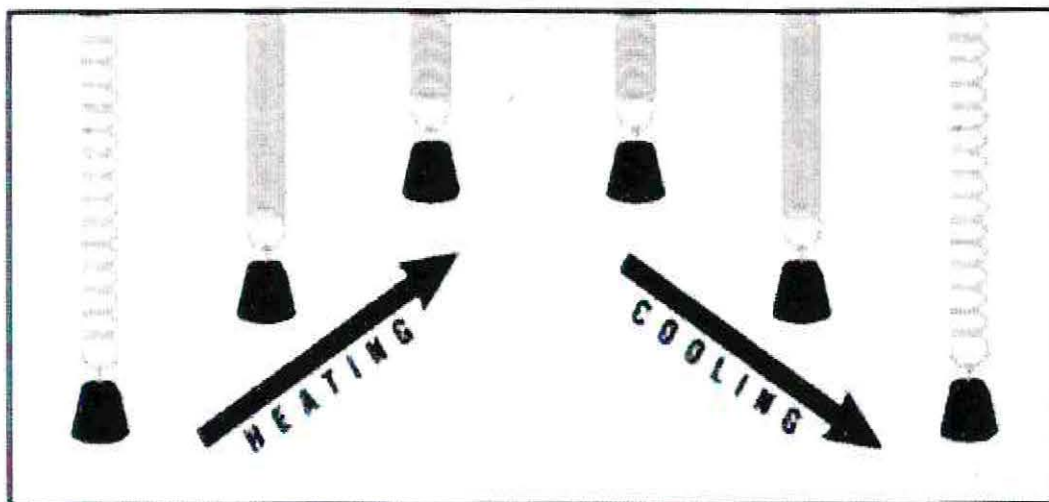


Fig N°1. Esquema del efecto de memoria de forma.

III.2.-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 Fig. 3, donde simples curvas de tensión-fatiga (stress-strain) son mostradas para una aleación de níquel-titanio que fue probada en tensión bajo, 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 la Fig. 3c, 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 AB. 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).

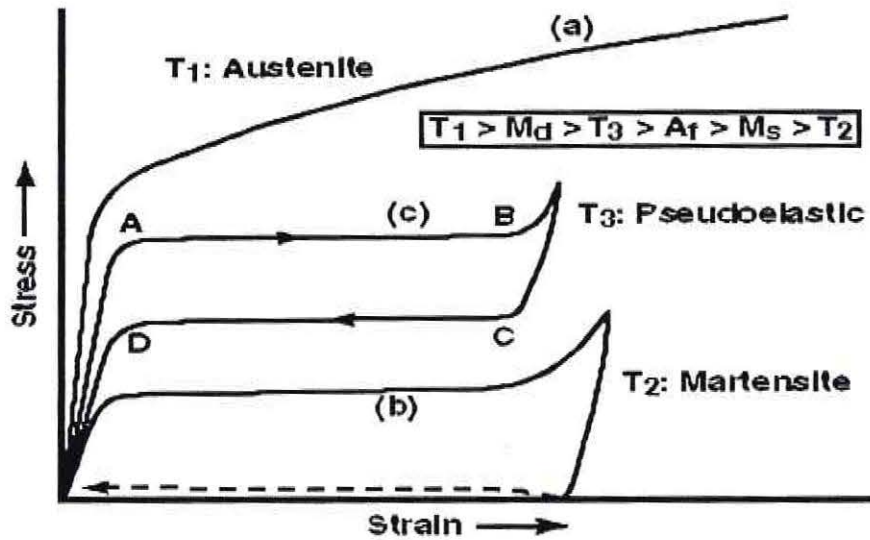


Gráfico 1: Típica curva Tensión-Fatiga a diferentes temperaturas relativas para la transformación, mostrando (a) Austenita, (b) Martensita, y (c) Comportamiento superelástico.

III.3.- 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 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

III.4.- Segunda memoria de forma.

La habilidad de las aleaciones con memoria de la forma de recuperar una predeterminada forma en calentamiento sobre sus temperaturas de transformación y retorno a una forma alternativa, en enfriamiento, se conoce como segunda memoria de forma. La segunda memoria de forma es única, en la cuál el material "recuerda" diferentes formas de alta y baja temperaturas. Ha sido escrito mucho acerca de este único fenómeno en la literatura, y ha activado muchas ideas en las mentes de diseñadores de productos. Unos ejemplos de estas aplicaciones potenciales incluyen broches reversibles, recuperables implantes médicos, juguetes y artículos de novedad.(Russell, 1997).

Hay varias limitaciones que se deben señalar antes de intentar aprovechar el comportamiento de segunda memoria de forma, dentro de las que se incluyen (Russell, 1997):

- Generalmente la cantidad de tensión recuperable es aproximadamente un 2%, que es mucho más bajo que el que es conseguido con la primera

memoria de la forma (6 a 8%).

- La transformación de fuerzas en enfriamiento es sumamente baja.
- La fatiga y características de estabilidad a largo plazo no son muy bien conocidas.
- La temperatura inherente de histéresis entre las transformaciones sobre calentamiento y enfriamiento esta todavía presente.

III.5.-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).

III.6.-Midiendo temperaturas de Transformación en aleaciones NiTi.

Para casi cualquier uso de una aleación con Memoria de la Forma, es muy deseable se conozcan las Temperaturas de la Transformación (TTRs) de la aleación. El TTRs son esas temperaturas en las cuales la aleación cambia de

la Austenita de alta temperatura a la martensita de más baja temperatura o viceversa. Hay numerosas maneras de determinar TTRs, pero tres están en común uso con aleaciones NiTi para proporcionar datos útiles a los diseñadores del producto, y estas son: Carga Constante (constant load), DSC, y Af Activo (active Af). Otros métodos tal como medición de cambios en la resistividad han sido usados para medir rangos de temperatura de transformación (Russell, 1997).

III.7.- Histéresis de las temperaturas de transformación en aleaciones NiTi.

En calentamiento o enfriamiento, aleaciones NiTi no llegan a realizar completamente su fase de transformación a una temperatura particular en calentamiento y enfriamiento. Esta diferencia, conocida como la histéresis de las temperaturas de transformación, es la diferencia entre las temperaturas de transformación de martensita a austenita y austenita a martensita. Es generalmente definida como la diferencia entre las temperaturas a las que el material está 50% transformado a austenita en calentamiento y 50% transformado a martensita en enfriamiento. Valores típicos para aleaciones binarias NiTi son aproximadamente 25 a 50 °C (Russell, 1997).

III.8.- 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 tienen 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).

III.9.-Comparación de propiedades entre NiTi y acero inoxidable.

En muchos casos NiTi es sustituido en una aplicación en la cual se ha usado tradicionalmente acero inoxidable. En la mayoría de los casos, el NiTi es sustituido para aprovechar sus únicas 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
Torqueabilidad	Excelente	Pobre
Densidad	6.45 g/cm ³	8.03 g/cm ³

IV.- NIQUEL-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).

IV.1.- Fabricación del níquel-titanio.

Pese a que las primeras limas de NiTi se fabricaron a partir de alambres de ortodoncia, la composición y el procesado metalúrgicos del NiTi se han adaptado para el uso endodóntico. Las fórmulas químicas específicas del NiTi y sus técnicas de procesado están registradas, y han sido desarrolladas fundamentalmente mediante pruebas de ensayo y error. El proceso de producción de un lingote de NiTi es complejo, e incluye la utilización del vacío. Hay escasos centros capaces de producir lingotes de NiTi. Quality Dental Products (QDP), en los EE.UU., ha desarrollado varias formulaciones de aleación de NiTi basándose en la combinación de flexibilidad y resistencia a la fractura deseadas. Se utilizan diferentes composiciones para diferentes tamaños de lima, por ejemplo, fórmulas más rígidas para los calibres pequeños, y más flexibles para los calibres grandes. De cara a mantener las propiedades

superelásticas del NiTi, podemos asumir que la composición de las aleaciones se mueve en torno a porcentajes del 55% Ni y 45% Ti en peso. En 1991 se llevó a cabo por QDP un análisis de elementos de una barra de NiTi del calibre 0,40 utilizada para hacer limas tipo K de NiTi de QDP, de los calibres 50, 55 y 60. El análisis mostró una composición del 58,01% de Ni y 41,9% de Ti en peso (Khier y cols, 1991).

IV.2.- Uso clínico de los instrumentos 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). En la actualidad están apareciendo numerosos artículos de investigación que tienden a apoyar el uso del NiTi en conductos curvos (Glosson y cols. 1995; Esposito y cols, 1995; Harlan y cols.1996; Lodd y cols.1996; Short y cols.1996; Coleman y cols.1996).

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. Sin embargo, se necesitan modificaciones de diseño. 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).

IV.3.- Resumen de investigaciones recientes.

La mayor parte de la investigación reciente (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. Estudios independientes referenciados apenas han empezado a aparecer en las revistas. La mayor parte de los mismos tienden a apoyar los argumentos básicos de los fabricantes y los resultados de las investigaciones preliminares (Glickman,1997).

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 utilicemos 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° (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 extruir 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 acúmulo apical de restos que la técnica de step-back con limas K de acero inoxidable. Los instrumentos Profile .04 y Lightspeed

produjeron menor acúmulo de restos, pero sin alcanzar significancia estadística (Shoha y Glickman, 1996).

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).

Hay algunos estudios que 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).

IV.4.- Información técnica acerca de las limas de acero inoxidable y de níquel-titanio a estudiar.

IV.4.1.-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 porciones curvas del conducto radicular y reduce en forma considerable la posibilidad de trepanaciones y la formación de escalones (Maillefer instruments SA.).

IV.4.2.-Limas Nitiflex.

Las Limas NitiFlex (Dentsply-Maillefer) son instrumentos fabricados a partir de una aleación de níquel titanio, las cuales según el fabricante poseen las mismas características geométricas y de mecanización que las limas K-Flexofile (Dentsply-Maillefer). También presenta en su extremo una punta no cortante tipo "Batt", destacándose dentro de sus ventajas una excepcional flexibilidad (Maillefer instruments SA.).

Con toda la información obtenida, se espera que la instrumentación de conductos radiculares que presenten algún grado de curvatura (moderadas o severas) serán mejor modelados mediante el uso de instrumental manual de níquel-titanio, evitando o minimizando los efectos indeseables que pudieran producirse producto de la preparación biomecánica y, de esta forma, mantener de mejor manera la forma original de los conductos radiculares durante la instrumentación, en comparación al modelado logrado mediante el uso de instrumental manual de acero inoxidable.

OBJETIVOS

I.- Objetivos generales :

1.- Adquirir conocimientos teóricos y realizar un entrenamiento práctico que nos permita llevar a cabo técnicas de preparación biomecánica manual en conductos curvados.

2.- Realizar in vitro técnicas de preparación biomecánica manual en conductos curvos con instrumental manual de níquel-titanio y de acero inoxidable para posteriormente someter sus resultados a un estudio comparativo.

II.- Objetivos Específicos :

1.- Conocer las características en que se basan las limas de níquel-titanio para la preparación manual de conductos curvos.

2.- Conocer técnicas de preparación biomecánica manual de conductos curvos.

3.- Comparar los resultados obtenidos producto de la realización de preparaciones biomecánicas manuales en conductos curvados mediante el uso de limas de níquel-titanio, llevado a cabo mediante la técnica convencional y una técnica de intrusión-180°-tracción, y el obtenido con limas K de acero inoxidable mediante la técnica convencional, tomando en cuenta los siguientes parámetros, que serán las variables en estudio :

- Formación de falsas vías
- Formación de escalones
- Respeto de la longitud de trabajo
- Conservación de la curvatura
- Fractura de los instrumentos
- Transportación del conducto radicular

4.- Determinar ventajas y desventajas de la preparación biomecánica manual de conductos radiculares con instrumental de níquel-titanio v/s instrumental de acero inoxidable .

5.-Determinar ventajas y desventajas de la preparación biomecánica manual de conductos radiculares con limas de níquel-titanio usadas con la técnica convencional v/s limas de níquel-titanio usadas con la técnica de intrusión-180°-tracción.

MATERIALES Y MÉTODOS.

Para esta investigación se seleccionaron 45 primeros molares superiores con raíz mesiovestibular curvada. Estos dientes fueron montados en recipientes para cubos de hielo con acrílico de autopolimerización, dejando las raíces cubiertas con cera rosada para evitar que el material acrílico impidiera la visualización de las raíces. Posteriormente se cortaron las raíces distovestibular y palatina con fresas extralargas de diamante.

Las cavidades de acceso se prepararon con una fresa redonda de tallo largo del número 6, y el punto de entrada fue el surco central mesioclusal del diente. El orificio de entrada al conducto mesiovestibular se encontró ligeramente por palatino de la cúspide mesiovestibular. Todos los dientes fueron sometidos a un periodo de hidratación en suero fisiológico por un lapso de 7 días.

Posteriormente, cada uno de los conductos principales de las raíces mesiovestibulares fueron explorados con un instrumento nro. 10 ingresando y sobrepasando los ápices de los molares. Fueron descartados aquellos conductos obliterados que impedían el paso de este instrumento.

La longitud real del diente se registró cuando el instrumento nro. 10 se observaba justo en el ápice del diente. La longitud de trabajo (LT) se calculó restando 1mm a la longitud real del diente.

Las medidas obtenidas de la longitud real de los dientes fueron las siguientes:

Diente 1	21 mm	Diente 16	21.5mm	Diente31	19 mm
Diente 2	20.8 mm	Diente 17	19 mm	Diente 32	20 mm
Diente 3	19.5 mm	Diente 18	17 mm	Diente 33	19 mm
Diente 4	17 mm	Diente 19	20 mm	Diente 34	21 mm
Diente 5	17.2 mm	Diente 20	22 mm	Diente 35	18 mm
Diente 6	19 mm	Diente 21	18 mm	Diente 36	18.8 mm
Diente 7	20.8 mm	Diente 22	19 mm	Diente 37	20 mm
Diente 8	17 mm	Diente 23	18 mm	Diente 38	18.5 mm
Diente 9	19 mm	Diente 24	22 mm	Diente 39	19.9 mm
Diente 10	20.2 mm	Diente 25	19 mm	Diente 40	21 mm
Diente 11	20 mm	Diente 26	20 mm	Diente 41	18.5 mm
Diente 12	17 mm	Diente 27	22 mm	Diente 42	17 mm
Diente 13	19 mm	Diente 28	19 mm	Diente 43	20.5 mm
Diente 14	18 mm	Diente 29	18 mm	Diente 44	21 mm
Diente 15	21.1 mm	Diente 30	21 mm	Diente 45	24 mm

Una vez realizado el procedimiento anteriormente descrito, se tomaron radiografías previas a la instrumentación (rx. pre-instrumentación) a todos los dientes, en dirección mesiodistal y vestibulo palatino, con el instrumento 15 posicionado a la longitud de trabajo de cada raíz. Para esto a un tubo de rayos x se le agrego un paralelizador (Rinn, BAI instruments) de película, al cuál se le pegó uno de los recipientes para hielo en el cual habían sido montados anteriormente los dientes. Este cubo se ubicó a 10 cm. del tubo . Los troqueles fueron ubicados dentro de estos cubos y así siempre se obtuvo la misma posición de éstos para la toma de las radiografías. Las películas radiográficas (Kodak ultra-speed DF-58 periapical size 2) se posicionaron en forma perpendicular al haz de rayos x, y fueron tomadas con 10mA y 70kV en forma estandar con un equipo radiográfico General Electric GE1000. Las radiografías obtenidas fueron reveladas con un revelador automático Periomat Tipo 1304 (Dürr).

Las radiografías obtenidas fueron digitalizadas con un scanner Apple para diapositivas, además de los programas Photoshop 3.0 (Adobe) y Corel Photopaint 5.0 (Corel) para la digitalización y posterior procesamiento de las imágenes.

Con el programa para análisis de imágenes Image Tools 1.27 (Universidad de Texas) se calcularon los grados de curvatura de las raíces según el método utilizado por Schneider, trazando una línea en la radiografía paralela al eje axial del canal. Una segunda línea fue dibujada desde el foramen apical hasta intersectar con el primer punto donde el canal comenzaba a dejar el eje axial del diente (Schneider, 1971). El ángulo agudo que se formó fue medido a través de un transportador existente como herramienta del programa Image Tool 1.27. Según el grado de angulación fueron clasificados como Rectos (5° o menos) ; como Moderado(10° a 20°) ; y como Severo (25° a 70°). Los resultados fueron registrado como curvatura pre-instrumentación y según esto se formaron tres grupos distribuidos al azar de 15 dientes cada uno. A los cuales se les denominó grupos A, B y C.

Previo a la PBM, se procedió a la calibración del operador. Esta se efectuó sobre dientes de prueba (que poseían las mismas condiciones que los de estudio). Aquí se calibraron la posición de trabajo, fuente de luz , la forma de uso de las limas Gates, la instrumentación de conductos curvados y el sistema de irrigación.

En cuanto a la posición de trabajo, ésta se estandarizó de la siguiente manera : el operador estaría sentado en una silla con altura fija, cojín de apoyo, respaldo, etc. En cuanto al mesón de trabajo, éste sería de tamaño amplio y a la altura de los codos del operador ubicado en la silla de trabajo.

La fuente de luz a utilizar sería la fuente lumínica propia de la clínica a utilizar, es decir la luz proveniente de la red eléctrica y de la luz ambiental.

Se utilizó la técnica Crown-Down con la finalidad de obtener un mejor acceso al tercio apical de los conductos radiculares. Todos los grupos fueron instrumentados en sus 2/3 coronarios con instrumental rotatorio consistente en fresas Gates Glidden (Dentsply-Maillefer) números 1,2 y 3, siguiendo la técnica 1-3-2-1. Donde la fresa N°1 es la que comienza el ensanchamiento de los 2/3 coronarios, permitiendo un mejor acceso posterior de la fresa N°3 , para luego continuar con la N°2 y finalizando con la fresa N° 1. Las fresas fueron utilizadas con rotación constante y movimientos de intrusión y tracción, siguiendo el eje de la raíz y no siendo forzados en ningún momento.

El grupo A fue instrumentado usando una técnica de intrusión- 180°- tracción con instrumentos manuales de níquel-titanio (NiTi) desde el nro. 15 al 40 , específicamente Limas NitiFlex (Dentsply-Maillefer) . Se comenzó la preparación del conducto radicular con un instrumento nro. 15 a la LT, realizando un movimiento de media vuelta (180 grados) en el sentido de los punteros del reloj y posteriormente un movimiento de tracción del instrumento. Esta operación se realizó con toda la serie de instrumentos hasta llegar a un instrumento número 40 , teniendo la precaución de no forzarlos en el interior del conducto y, en los casos en que se encontró dificultades para rotar o traccionar los instrumentos en el interior del conducto, se optó por insistir con el instrumento inmediatamente anterior, para luego continuar normalmente con el procedimiento ya descrito. Cabe notar que en este grupo un diente fue descartado del estudio debido a que no se pudo alcanzar la longitud de trabajo antes establecida, seguramente debido a algún tipo de obliteración del

conducto.

El grupo B fue preparado con una técnica de intrusión- tracción (Técnica convencional) con limas endodónticas de acero inoxidable K flexofile Colorinox (Dentsply-Maillefer). Comenzando con una lima número 15 a la Longitud de Trabajo , previamente curvada , con movimientos de impulsión y vaivén hasta llegar a la LT. Una vez logrado ésto se traccionaron los instrumentos dentro del conducto , esta operación se repitió las veces que fue necesario hasta que la lima no se trabara más, y se deslizara suavemente a través de las paredes del conducto.

El grupo C fue instrumentado con la misma técnica utilizada en el grupo anterior (Técnica convencional), con limas de Níquel-Titanio NitiFlex (Dentsply-Maillefer), con la salvedad de no precurvar los instrumentos. En este grupo fueron descartados 2 dientes, por las mismas razones que en el grupo A. Cabe hacer notar que cada grupo fue trabajado con dos cajas de limas de la primera serie para todos los dientes, teniendo la precaución de lavarlos prolijamente entre unidades de estudio.

La irrigación utilizada entre un instrumento y otro consistió en 5 ml de hipoclorito de sodio al 2.5% y 5 ml de agua oxigenada de 10 Vol. para cada diente en todos los grupos.

Una vez completada la preparación biomecánica de todos los conductos en estudio, se radiografiaron los grupos A, B y C (rx. post-instrumentación) siguiendo los mismas estandarizaciones que en la radiografía tomada previa a la instrumentación, con un instrumento número 40 a la longitud de trabajo.

Las radiografías fueron analizadas digitalmente calculando el grado de curvatura post-instrumentación con el mismo método utilizado anteriormente.

Una vez terminado, se procedió a cortar las imágenes digitalizadas de las radiografías tomando como referencia puntos trazados sobre la imagen del cubo de hielo que se observa en las imágenes. Se utilizó la herramienta "regla" del programa Corel Photopaint 5.0 para cortar las imágenes de las radiografías del mismo tamaño una y otra. Se ajustó el tamaño de la imagen a través del número de pixels de ella . Así se logró obtener una imagen pre y post

instrumentación del mismo tamaño exacto.

Posteriormente con el programa de análisis de imágenes Image Tool 1.27, se procedió a realizar el análisis de substracción cualitativa de las imágenes.

La substracción cualitativa representa las diferencias pixel por pixel de dos imágenes, produciendo una imagen resultante en la cuál cada pixel representa la diferencia entre los pixeles correspondientes en la imagen original. Los pixels en la imagen resultante representará las diferencias entre los pixeles correspondientes prejuiciados por la mitad de los datos de rango de la imagen. Así, si los dos pixeles son iguales, la imagen resultante será una intermedia, una imagen gris mediana ; mientras si los pixeles de la primera imagen son oscuros, en la imagen resultante serán oscuros también. Con este método se obtenían imágenes superpuestas de las radiografías de pre y post instrumentación.

Las diferencias entre las dos imágenes se pudieron observar mediante la aparición de color blanco en la zona donde se produjo la diferencia entre las dos . Esta diferencia se debió a que los instrumentos de las radiografías de pre y post instrumentación adquirieron colores contrarios en el análisis digital. Por lo tanto, cuando se producían diferencias se observaba el color del instrumento de fondo que se sobre proyectaba en la imagen.

Las imágenes procesada de esta forma fueron analizadas por un examinador, el cuál desconocía a que grupo pertenecía o con que tipo de instrumentos había sido trabajado la unidad a examinar quién, mediante el programa Photoshop 2.0 y Corel Photopaint 5.0 efectuó ampliaciones del tercio apical en rangos entre el 100% - 300% del tamaño original. De esta forma, se logró una mejor visualización del área a estudiar, detectando claramente los cambios producidos en la anatomía del conducto radicular después de la instrumentación. El examinador determinó la presencia o no de transportación del conducto a nivel del ápice, a 1mm, a 3 mm y a 5mm de éste, anotando como positivo (+) cuando transportación del conducto fue observada, y como negativo (-) en el caso que no pudiera observarse. También el examinador determinó la presencia o no de complicaciones clínicas post-instrumentación, como lo son la formación de escalones, falsas vías y pérdida de la longitud de trabajo. Señalando (+) cuando alguna complicación fue vista, y como (-) en

caso contrario. Todos estos datos fueron registrados en una tabla de evaluación clínica diseñada especialmente para este estudio.

RESULTADOS.

Tabla III : Grados de curvatura canalicular de los distintos grupos en los momentos de pre y post instrumentación.

Dte #	angulos pre	angulos post	Dte#	angulos pre	angulos post	Dte#	Angulos pre	angulos post
A1	34,55	28,09	B1	35,23	27,25	C1	49,78	34,7
A2	42,29	35,29	B2	41,25	29,74	C2	33,33	21,28
A3	Desc. *	-----	B3	29,31	12,08	C3	22,78	20,81
A4	35,26	31,45	B4	44,14	25,5	C4	55,3	32,43
A5	28,85	16,15	B5	24,34	19,26	C5	58,15	37,35
A6	23,59	16,97	B6	18,38	13,21	C6	27,67	25,43
A7	27,55	18,48	B7	38,16	21,31	C7	24,83	16,01
A8	44,76	18,84	B8	18,34	10,62	C8	55,81	35,76
A9	49,79	21,07	B9	39,96	12,45	C9	42,71	32,83
A10	20,04	6,44	B10	46,93	29,54	C10	47,84	35,74
A11	32,19	24,68	B11	41,51	28,92	C11	Desc. *	-----
A12	44,66	19,38	B12	32,61	18,97	C12	37,97	27,96
A13	43,19	38,3	B13	42,7	26,2	C13	36,64	26,22
A14	50,66	25,69	B14	28,07	17,37	C14	Desc. *	-----
A15	41,47	38,6	B15	53,58	23,8	C15	26,33	16

* Desc.=descartado.

En la tabla III se aprecian los valores de las angulaciones registradas en los momentos de pre y post instrumentación según el método de Schneider. Se puede observar que existen conductos con curvaturas clasificadas como moderadas y severas en los tres grupos estudiados. Se ve que en todas las preparaciones instrumentadas se produjeron cambios en el grado de curvatura, más específicamente disminución en el grado de curvatura de los conductos.

Tabla IV : Diferencias entre los ángulos de pre y post instrumentación .

Dientes	Grupo A	Grupo B	Grupo C
1	6,46	7,98	15,08
2	7	11,51	12,05
3	3,81	17,23	1,97
4	12,7	18,64	22,87
5	6,62	5,08	20,8
6	9,07	5,17	2,24
7	25,92	14,87	8,82
8	28,72	8,32	20,05
9	13,6	27,51	9,88
10	7,51	17,39	12,1
11	25,28	12,59	10,01
12	4,89	13,64	10,42
13	24,97	16,5	10,33
14	2,87	10,7	
15		29,78	

Tabla V :Resumen de los promedios de los ángulos de pre y post instrumentación.

	GRUPO A (n = 14)	GRUPO B (n = 15)	GRUPO C (n = 13)
Pre- Instrumentación	37,06	35,54	39,93
Post- Instrumentación	24,25	21,08	27,89

En las tablas IV y V se aprecia una menor disminución de la angulación de la curvatura de los conductos radiculares tanto en el grupo A, en el cuál hubo en promedio una disminución de $12,81^{\circ}$, como en el grupo C donde esta

disminución en promedio fue de 12.04° . La mayor disminución fue observada en el grupo B donde la diferencia fue de 14.46° . Sin embargo, pese a que las menores disminuciones de la angulación de la curvatura fueron registradas en los grupos de níquel-titanio, no hubo diferencias significativas entre éstos y los de acero inoxidable, como así tampoco entre ellos mismos (referencia $p = 0.05$). Esto quiere decir, que los promedios correspondientes a las diferencias presentadas por los distintos tratamientos en las raíces mesiovestibulares de los primeros molares superiores, no son estadísticamente diferentes.

Tabla VI : Presencia de transportación a diferentes niveles en el tercio apical de los conductos radiculares.

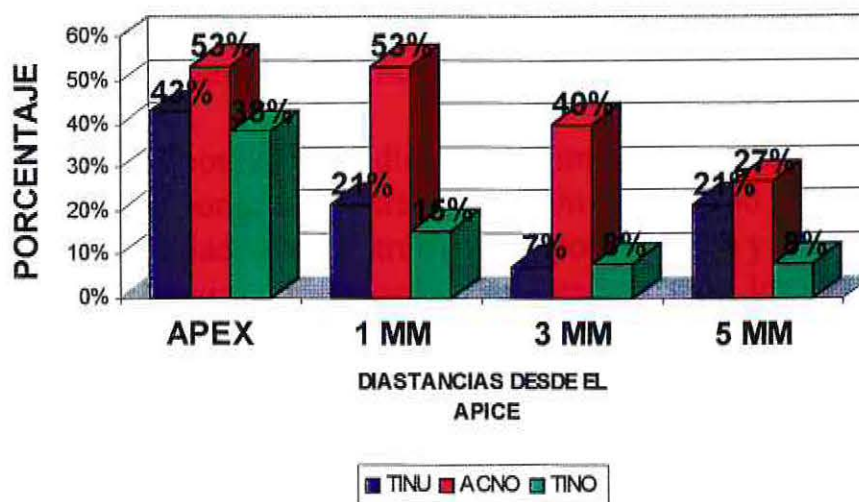
grupos	Distancia	(+)	(-)	Total
A	APICE	8	6	14
	1 MM	11	3	14
	3 MM	13	1	14
	5 MM	11	3	14
B	APICE	7	8	15
	1 MM	7	8	15
	3 MM	9	6	15
	5 MM	11	4	15
C	APICE	8	5	13
	1 MM	11	2	13
	3 MM	12	1	13
	5 MM	12	1	13

(+)=Transportación del conducto a ese nivel.

(-)=Transportación del conducto no fue observada.

Gráfico 2

PORCENTAJE DE MOLARES QUE PRESENTARON TRANSPORTACION SEGUN TRATAMIENTO Y DISTANCIA DESDE EL APICE



*TINU = GRUPO A ACNO = GRUPO B TINO = GRUPO C

En la tabla VI y en el gráfico 2, podemos observar que en general en todos los niveles los grupos instrumentados con limas de níquel-titanio exhibieron un menor porcentaje de transportación que los instrumentados con limas de acero inoxidable. A nivel del ápice, el acero inoxidable exhibió el mayor porcentaje de transportación en un 53% de los conductos instrumentados, seguido por un 43% y 38% de transportación para los grupos A y C respectivamente. Según los resultados antes expuestos no se obtuvieron diferencias significativamente estadísticas a este nivel del tercio apical, para los tres grupos con un nivel de confianza del 95%.

A un milímetro del ápice se puede ver que los grupos A y C, instrumentados con limas de níquel-titanio, exhibieron porcentajes mucho menores de transportación. El grupo A presento 21% y el grupo C un 15% contra un 53% del grupo B instrumentado con limas de acero inoxidable. Los resultados obtenidos nos indican que los grupos A y C fueron estadísticamente superiores al grupo B, no existiendo diferencias significativas entre los dos

grupos de Níquel- Titanio.

A 3 mm del ápice radicular los resultados muestran que en los grupos A y C se produjo menos transportación en comparación con el grupo B (7% grupo A , 40% grupo B y 8% grupo C). El análisis estadístico indica que el grupo A es superior al comportamiento exhibido por el grupo B, mientras que el grupo C es levemente superior al grupo B, no existiendo diferencias significativamente estadísticas entre los dos grupos instrumentados con instrumental de níquel-titanio (referencia=0.05).

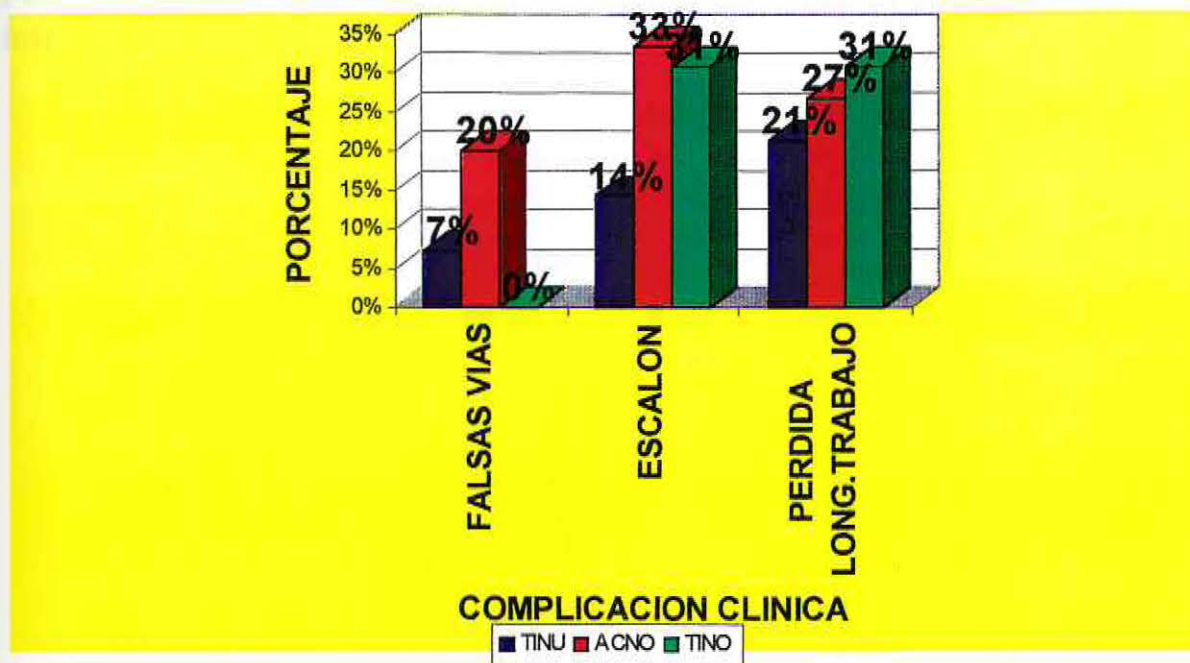
El grado de transportación medido a los 5 mm de el ápice radicular nos muestra que hay un menor grado de transportación en el grupo C (8%) comparado con lo apreciado en los otros dos grupos (A 21% y B 27%). A pesar de lo anterior no existen diferencias significativas entre los tres grupos en estudio a este nivel (referencia p = 0.05).

Tabla VII : Complicaciones clínicas.

	Grupo A	Grupo B	Grupo C		Grupo A	Grupo B	Grupo C
Falsas Vías	1	3	0	Falsas vías	7%	20%	0%
Escalón	2	5	4	Escalón	14%	33%	31%
Perdida LT	3	4	4	Perdida LT	21%	27%	31%

Gráfico 3

PORCENTAJES DE COMPLICACIONES CLINICAS SEGUN TRATAMIENTO



*TINU = GRUPO A ACNO = GRUPO B TINO = GRUPO C

En la tabla VII y en el gráfico 3 podemos apreciar que el grupo con mayor incidencia en la formación de falsas vías fue el grupo B con un 20 % de las preparaciones. El Grupo A presentó solo en un 7 % de las preparaciones la formación de falsas vías. El grupo C instrumentado con Limas de níquel-titanio presentó una ausencia en la formación de falsa vías con un 0%. Diferencias estadísticamente significativas no fueron encontradas (referencia $p=0.05$). En cuanto a la formación de escalones en las preparaciones, se obtuvo como resultado que el grupo B presentó el mayor número de preparaciones con este defecto, en un 33% de los conductos instrumentados. El grupo C, preparado con instrumentos de NiTi y con la técnica convencional presentó un 31% de sus preparaciones con la formación de escalones. Con un 14% el grupo A, instrumentado con Limas de Ni Ti y técnica de preparación biomecánica de media vuelta y tracción, fue el que menos presentó esta complicación. Entre los grupos no se presentó significancia estadística (referencia=0.05).

Otra complicación evaluada en el estudio fue la pérdida de la longitud de

trabajo, la cual se vio alterada en un mayor porcentaje (31%) en el grupo C, seguido por el grupo B y A con un 27% y 21% respectivamente. No se registraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos en estudio.

Finalmente, otra variable estudiada fue la incidencia de fractura de los instrumentos, la que ocurrió en ninguno de los distintos grupos estudiados.

DISCUSIÓN.

Se han estudiado distintos parámetros para medir el comportamiento de las limas de níquel-titanio, algunos de ellos con resultados positivos y en otros similares a los observados con instrumental de acero inoxidable.

Sin embargo, al analizar en forma detallada toda la información obtenida, podemos inferir que las limas manuales de níquel-titanio, son una muy buena alternativa de tratamiento para la instrumentación de conductos radiculares curvos.

Es así como en términos de disminución de la curvatura del conducto radicular, si bien no hubo diferencias significativas entre los tres grupos en estudio, los grupos instrumentados con limas de níquel-titanio exhibieron un mejor comportamiento. Creemos que el hecho de haber preparado los dos tercios coronarios con instrumental rotatorio, como lo son las fresas Gates Glidden, podría de alguna manera haber afectado una de las coordenadas utilizadas para medir este cambio en el grado de curvatura del conducto radicular, es por esto que esta información la valoraremos como un complemento a lo observado al analizar el tercio apical que veremos a continuación.

En cuanto al análisis del comportamiento de los distintos instrumentos específicamente en el tercio apical, medido mediante si se observo o no transportación a distintos niveles, podemos recalcar que los instrumentos de níquel-titanio se comportaron mejor, comparado con las limas de acero inoxidable, en todos los niveles, incluso encontrándose diferencias con significación estadística a 1mm y a 3mm del ápice. Otro punto a recalcar es que no hubo diferencias estadísticamente válidas entre ambos grupos NiTi, teniendo un comportamiento bastante similar, atribuyendo las diferencias a las dos técnicas utilizadas para los dos distintos grupos NiTi.

Se observó que las limas de acero inoxidable produjeron transportación en forma pareja en los distintos niveles estudiados. En cambio los instrumentos de NiTi produjeron un mayor porcentaje de transportación a nivel del ápice radicular en comparación a los otros niveles. Esto podría explicarse por el hecho de que las limas de acero inoxidable tienden a rectificarse más, al ser

mas rígidas, y a desgastar en forma mas marcada la pared externa de la curvatura del conducto en el tercio apical. Creemos que los instrumentos NiTi también tienden a rectificarse a pesar de ser más flexibles, pero en menor magnitud que los de acero inoxidable. Debido a ésto, es posible que la mayor fuerza de rectificación del instrumento ocurrió en el extremo de éste, explicándose de esta manera que la tranportación fue mayor en este nivel.

En lo referente a la ocurrencia de complicaciones clínicas producto de la instrumentación de los conductos radiculares, falsas vías no fueron observadas en el grupo C, seguido por el grupo A y finalizando con el grupo B el que experimentó el peor comportamiento, a pesar que no se percibieron diferencias estadísticamente significativas.

Presencia de escalones fue observado en todos los grupos teniendo el grupo de acero inoxidable la mayor presencia de escalones seguido por el grupo C y el grupo A, que fue el que mejor se comportó. No hubo significancia estadística según los datos recopilados. Los instrumentos de acero inoxidable presentaron mayor porcentaje de complicaciones tipo escalones y formación de falsas vías en comparación a los instrumentos NiTi debido, teóricamente, a la mayor rigidez de la aleación con la cuál están fabricadas.

En cuanto a la pérdida de la longitud de trabajo el grupo C es el que tuvo una mayor proporción de esta complicación, seguido por el grupo B y el A. Es importante analizar que este porcentaje de perdida de longitud de trabajo exhibido por el grupo C, siendo que no es estadísticamente significativo, podría estar dado por la dificultad de las limas NiTi usadas con la técnica convencional de superar posibles obstáculos que pudieran haber en el interior del conducto, lo que se vería reflejado de alguna forma en la ausencia de formación de falsas vías para este grupo.

Pese a que no hubo diferencias estadísticamente válidas entre los distintos grupos en lo referente a complicaciones clínicas observadas, destaca el mejor comportamiento exhibido por las limas NiTi usadas con la técnica de intrusión-180°-tracción, teniendo una menor incidencia de formación de escalones, como así también en cuanto a la perdida de la longitud de trabajo,

comparándolo tanto con el grupo trabajado con acero inoxidable, como con el otro grupo NiTi.

Cabe señalar que en ninguno de los grupos hubo incidencia de fractura de los instrumentos. Lo que reafirma el hecho de que no es deseable forzarlos en el interior del conducto durante los procedimientos de preparación biomecánica.

CONCLUSIONES.

Una vez finalizado este estudio in vitro podemos concluir que los objetivos de este han sido cumplidos en su totalidad, permitiendo llevar a cabo un buen análisis de los instrumentos de níquel-titanio para así compararlos con los instrumentos convencionales de acero inoxidable.

De dicha comparación se puede afirmar que los instrumentos NiTi son una muy buena alternativa para el tratamiento de los conductos radiculares curvos.

Se hace imprescindible, el conocimiento de los aspectos teóricos de las características de esta aleación de níquel-titanio para así, de esta forma, comprender de mejor forma su comportamiento y extrapolarlo al desenvolvimiento clínico.

De los resultados obtenidos también se concluye, que las diferencias obtenidas entre los tres tipos de preparaciones de conductos radiculares curvados, son estadísticamente significativas en lo referido a la transportación en dos niveles (a 1mm y 3 mm del ápice) siendo los restantes, aunque sin significancia estadística, superiores en cuanto a su comportamiento. Lo anteriormente expuesto se ve confirmado por los resultados obtenidos como consecuencia de la medición en los cambios de la curvatura del conducto producto de la instrumentación que, aunque no alcanzaron significancia estadística, fueron superiores a los mostrados para los instrumentos de acero inoxidable.

Con los resultados obtenidos en cuanto a las complicaciones clínicas, podemos concluir que los instrumentos de acero inoxidable al ser de menor flexibilidad que los instrumentos de níquel-titanio, tendieron en general a producir un mayor porcentaje de éstas. Creemos que la superelasticidad de los instrumentos NiTi contribuyó a minimizar la incidencia de estas complicaciones, permitiendo que los instrumentos mantuvieran con mayor facilidad la forma y dirección del conducto.

Se observó que la técnica de preparación biomecánica de intrusión-180°-tracción es la que, en general, mejores resultados obtuvo al ser ejecutada con

las limas de níquel-titanio. Fue la técnica que se comporto, según los parámetros medidos, de la manera más estable en la preparación de los conductos radiculares. Debido a que esta técnica, la cuál incluye movimientos de media vuelta permitiría, de alguna manera, salvar posibles obstáculos presentes en el interior de los conductos o de alguna forma minimizar el empacamiento dentinario en el interior de ellos.

Es así, que en el estudio se vio que uno de los principales defectos de las limas NiTi usadas con la técnica convencional, fue la dificultad en la mantención de la longitud de trabajo, atribuible a las características de la aleación y a la técnica utilizada.

Finalmente, de todo lo anterior se desprende que ambos grupos trabajados con limas NiTi exhibieron un desempeño, en general, superior al grupo instrumentado con limas de acero inoxidable, en la mayoría de los aspectos estudiados. Lo que nos hace suponer un promisorio futuro para este tipo de instrumentos fabricados de esta nueva aleación de níquel-titanio.

SUGERENCIAS

Terminada esta investigación in vitro y, analizado los datos obtenidos, se hace necesario la aplicación de un estudio de similares características in-vivo, de modo de recopilar datos y resultados con una mayor significancia clínica.

Creemos que es recomendable sugerir nuevos estudios con la finalidad de evaluar que tipos de técnicas de preparación biomecánica manuales son las más adecuadas, para este tipo de instrumental de níquel-titanio, usados en conductos radiculares curvados.

Si tomamos en cuenta que uno de los aspectos negativos que tuvieron los instrumentos NiTi, en especial los usados con la técnica convencional, fue la pérdida de la longitud de trabajo, creemos que es conveniente con la finalidad de mejorar aún más su comportamiento, estudiar la posibilidad de ocuparlos mediante el uso de una técnica de preparación biomecánica mixta, con instrumental manual de acero inoxidable o de otro tipo, especialmente con las limas de menor número o en circunstancias que el caso clínico así lo amerite, por ejemplo, en caso de conductos estrechos donde sea dificultoso alcanzar la longitud de trabajo predeterminada.

Al finalizar, es sugerente también señalar la importancia de futuros estudios de estos instrumentos, ahora accionados en forma rotatoria, basándonos en los promisorios resultados obtenidos mediante la instrumentación manual de los conductos radiculares.

RESUMEN.

Cuarenta y cinco primeros molares superiores humanos extraídos con raíz mesiovestibular curvada fueron instrumentados con fresas Gates-Glidden en sus 2/3 coronarios y el 1/3 apical (Crown-Down) con dos diferentes tipos de limas K manuales, de níquel-titanio (Nitiflex) y de acero inoxidable (Flexofile), usando la técnica convencional y una técnica de intrusión-180°- tracción para la preparación biomecánica de los conductos. Se obtuvieron radiografías estandarizadas de pre y post instrumentación. Las imágenes fueron analizadas digitalmente registrando el grado de curvatura según el método de Schneider. Se realizó la superposición de la imágenes de pre y post instrumentación para obtener las diferencias entre éstas, evaluando la presencia de transportación en el ápice, a 1mm, a 3mm y a 5mm de éste. La formación de falsas vías, escalones, pérdida de longitud de trabajo también fueron evaluados en el tercio apical.

Los resultados mostraron que existieron diferencias estadísticamente significativas en la transportación de los conductos a 1 y a 3 mm del ápice entre los instrumentos níquel-titanio y los de acero inoxidable, evidenciando que las limas de níquel-titanio presentaron un mejor desempeño en todos los niveles. No existieron diferencias estadísticamente significativas, entre los distintos grupos, en la disminución del grado de curvatura. Así mismo no existieron diferencias significativas en la incidencia de complicaciones clínicas entre los distintos grupos. Bajo las condiciones y parámetros de este estudio, las limas NT utilizadas con la técnica de intrusión -180°-Tracción fueron las que mejor desempeño demostraron.

BIBLIOGRAFIA

- Betteridge, W. (1984): Nickel and Its Alloys. *Sci. Am.* 241: 74-82.
- Buchanan, L.S. (1991), Cleaning and shaping the root canal system. In : *Pathways of the pulp*, S. Cohen, R.C. Burns, Eds., St Louis : Mosby Year Book, pp. 166-192.
- Buehler, W.J.; Cross W.B. (1969): 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire J.* 2: 41-49.
- Camps, J.; Pertot, W. (1995): Torsional and Stiffness properties of Nickel-Titanium K files. *Int End Journal.* 28 : 239-243.
- Civjan, S.; Huget, E.F.; DeSimon, L.B. (1975): Potential applications of certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys. *J Dent Res.* 54(1): 89-96.
- Coleman, C.L.; Svec, T.A.; Rieger, M.R.; Wang, M.; Suching, J.A.; Glickman, G.N. (1995): Stainless steel vs. Nickel-titanium K-files: Analysis of instrumentation in curved canals. *J Endodon.* 21(4): 221.
- Coleman, C.; Svec, T.; Rieger, M.; Suchina, J.; Wang, M.; Glickman, G. (1996) : Analysis of Nickel-Titanium Versus Stainless steel Instrumentation by Means of Direct Digital Imaging. *J Endodon.* 11: 603-607.
- Esposito, P.; Cunningham, C. (1995): A Comparison of Canal Preparation with Nickel-Titanium and Stainless Steel Instruments. *J Endodon.* 21:173-6.
- Gambill, J.M.; Alder, M.; del Rio, C.E. (1996): Comparison of NiTi and stainless steel hand file instrumentation using computed tomography. *J Endodon.* 22(7): 369.
- Glickman, G.N. (1997): Níquel-Titanio en endodoncia. *Rev. Operatoria Dental y Endodoncia.* 1: 3.

- Glosson, C.R. ; Haller, R.H. ;Brent, S. ;del Rio, C.E. (1995): A Comparison of Root Canal Preparations Using Ni-Ti Hand, Ni-Ti Engine-Driven, and K-Flex Endodontic Instruments. *J Endodon.*21: 147-151.
- 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.
- Hernáez, 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.
- 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.
- Krupp, J.D.; Brantley, W.A.; Gerstein, H. (1984): An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *J Endodon.* 10: 372-380.
- 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.
- Maillefer Instruments SA, Nitiflex product information.

- Maillefer Instruments SA, Flexifile product information.

- 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.

- Newman, J.G.; Brantley, W.A.; Gerstein, H. (1983): A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontics files in linear motion. *J Endodon.* 9: 316-321.

- Pruett, J.P.; Clement, J.; Carnes, D.L. (1997): Cyclic fatigue of Nickel-Titanium endodontic instruments. *J Endodon.* 14: 346-351.

- Russell, S. (1997): NiTi Smart Sheet (sm). www.sma-inc.com.

- 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.

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

- Serene, T.P.; Adams, J.D.; Saxena, A. (1995): Nickel-titanium instruments, applications in endodontics. Ishiyaku EuroAmerica Inc., St Louis, MO : 62-63.

- 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.

- Tarín, P. (1990): El titanio y sus aleaciones: Estado actual. *Rev. Metal.*

Madrid. 26: 395-409.

- 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

- Tharuni, S.; Parameswaran, A.; Sukumaran, V. (1996) : A Comparison of Canal Preparation Using the K-File and Lightspeed in Resin Blocks. J Endodon. 9: 474-477.

- 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): 346-351.

- Weine, F.; Kelly, R.; Lio, P. (1975): The Effect of preparation procedures on the original canal shape and on apical foramen shape. J Endodon. 1: 255-262.

Anexo A: Glosario NiTi.

- Temperatura Af : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma se termina transformando a Austenita sobre calentamiento.
- Temperatura Ap : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma esta cerca del 50% transformada a Austenita sobre calentamiento , medido por el Peak o cresta de la curva DSC .
- Temperatura As : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma comienza la transformación a Austenita en calentamiento .
- Fase de la aleación : Un arreglo u ordenamiento particular de átomos (o estructura cristalina) en una aleación .
- Austenita : La fuerte, fase de alta temperatura presente en NiTi .
- Biocompatibilidad : Un término general usado para describir la conveniencia de un material para exposición con el cuerpo o fluidos corporales. El significado específico es dependiente en la aplicación particular o circunstancias .
- DSC : Un calorímetro diferencial examinador usado para medir las temperaturas de transformación de fase en aleaciones NiTi por detección de los cambios en el flujo del calor en la aleación durante la transformación de fase
- Histéresis : La diferencia de temperatura entre una transformación de fase sobre calentamiento y enfriamiento. En aleaciones NiTi, es generalmente medido como la diferencia entre Ap y Mp .
- Temperatura Mf : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma termina transformándose a martensita en enfriamiento.
- Temperatura Mp : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma esta aproximadamente 50% transformada a martensita sobre enfriamiento , medida por el peak o cresta en la curva DSC .
- Temperatura Ms : Temperatura en la cual una aleación con memoria de forma comienza la transformación a martensita sobre enfriamiento.
- Martensita : La más deformable, fase de baja temperatura presente en NiTi .
- Transformación de la fase: El cambio de una fase de la aleación a otro con un cambio en temperatura, presión, tensión, química, y/ o tiempo.
- Memoria de la forma: La habilidad de ciertas aleaciones de volver a una predeterminada forma en calentamiento via una transformación de la fase.
- Superelasticidad: La elástica conducta presente en aleaciones NiTi con memoria de forma a temperaturas justo sobre la temperatura Af.

- Transformación martensítica termoelástica : Una fase de transformación térmica reversible caracterizada por una distorsión en el enrejado o estructura cristalina .

Anexo B: Plantillas de evaluación de preparaciones.

Dte#	Falsas Vías	Escalón	Longitud de trabajo	Fractura de instrumento
A1	-	-	-	-
A2	-	-	-	-
A3	Eliminado			
A4	-	-	-	-
A5	-	-	-	-
A6	-	-	+	-
A7	-	-	-	-
A8	+	+	-	-
A9	-	-	-	-
A10	-	-	+	-
A11	-	-	-	-
A12	-	-	-	-
A13	-	-	-	-
A14	-	+	+	-
A15	-	-	-	-

Dte#	Falsas Vías	Escalón	Longitud de trabajo	Fractura de instrumento
B1	-	+	-	-
B2	-	+	+	-
B3	-	-	-	-
B4	-	-	-	-
B5	+	-	-	-
B6	-	-	+	-
B7	-	-	-	-
B8	-	-	-	-
B9	-	+	-	-
B10	+	-	+	-
B11	+	-	-	-
B12	-	-	-	-
B13	-	+	+	-
B14	-	-	-	-
B15	-	+	-	-

Dte#	Falsas Vias	Escalón	Longitud de trabajo	Fractura de instrumento
C1	-	+	-	-
C2	-	-	-	-
C3	-	-	-	-
C4	-	-	-	-
C5	-	-	-	-
C6	-	-	-	-
C7	-	-	-	-
C8	-	-	+	-
C9	-	+	-	-
C10	-	+	-	-
C11	Eliminado			
C12	-	+	+	-
C13	-	-	+	-
C14	Eliminado			
C15	-	-	+	-

Anexo C: Definición de términos.

Para evaluar las preparaciones se definieron las siguientes variables a estudiar, considerando el tercio apical de cada conducto radicular.

1.- Falsas Vías : Defecto de la preparación, consistente en una desviación de la trayectoria original del conducto. Se clasifican como positivos(+) en aquellos casos donde se presenta este defecto y, negativo(-) en caso contrario.

2.- Escalón : Cambio brusco en el diámetro del conducto, debido a que los instrumentos se tienden a enderezar por sí mismos en el interior del conducto, la punta comienza a penetrar en dentina cruda formando un escalón, en el cual la lima produce una sensación de choque contra un extremo sin salida, lejos de la longitud de trabajo original. La radiografía muestra que el instrumento ya no sigue la curvatura original del conducto. Se definieron dos categorías:

- positivo : Presencia de uno o mas escalones en el conducto radicular.
- negativo : ausencia de cambios bruscos en el diámetro del conducto.

3.- Longitud de trabajo : Respeto de la longitud de trabajo(LT) establecida para cada conducto (a un milímetro de la constricción apical). Se especifican dos categorías :

- positivo : cuando no se respetó la LT.
- negativo : cuando se respetó la LT.

4.- Transportación : El zipping o transportación se produce por efectuar un exceso en la remoción de dentina en la pared externa de la curvatura apical. Para el estudio definimos dos términos :

- Positivo : cuando no existe transportación.
- Negativo : cuando existe transportación.

Anexo D: Análisis estadístico de datos relativos a ángulos pre y post-instrumentación en molares.

ANTECEDENTES.

Los datos se refieren a mediciones relativas a ángulos de las raíces de molares tomadas antes de determinados tratamientos y después.

El Objetivo principal de este análisis es determinar si existe alguna diferencia entre los diferentes tratamientos aplicados en los molares.

Los tratamientos están basados en dos tipos de técnicas (Convencional y Nueva) y dos tipos de material (Acero inoxidable y Níquel-Titanio), lo que en resumen generaron tres tipos de tratamiento: Níquel-Titanio con Técnica nueva (Grupo A); Acero inoxidable con Técnica convencional (Grupo B) y Níquel-Titanio con Técnica convencional (Grupo C).

La cantidad total de molares analizados fueron 42 de un total de 45 (3 fueron descartados debido a diferentes fallas del experimento), los cuales estaban distribuidos de la siguiente manera: Grupo A 14 molares, Grupo B 15 molares y Grupo C 13 molares.

PROCEDIMIENTO DE ANÁLISIS

- 1.-Se aplicó la técnica de Análisis de Varianza para un Diseño Completamente al Azar para comprobar la existencia de diferencias entre los tratamientos.
- 2.-Para verificar si existían diferencias a distintos niveles o distancias desde el ápice de los molares, se utilizaron técnicas no paramétricas.

I.- ANÁLISIS I

1.- Para la realización del siguiente análisis, se da por hecho que se cumplen los siguientes supuestos:

- La variable aleatoria a estudiar (efecto del tratamiento), posee una distribución normal en cada uno de los tratamientos.
- Los errores poseen una distribución Normal, con media cero y varianza sigma cuadrado, y son independientes.
- El material experimental (molaes) son homogéneos.

2.- El modelo a aplicar es el siguiente:

$$Y_{ij} = U + T_i + E_{ij} \quad i = 1, 2, 3 \quad J = 1, \dots, 15$$

Donde Y_{ij} es el efecto a medir, en este caso la diferencia entre el ángulo original y el provocado por el tratamiento.

U : Corresponde a la media (promedio) general de diferencias.

T_i : Corresponde al efecto directo que tiene el tratamiento i -ésimo.

E_{ij} : Corresponde al error experimental.

3.- La información relativa a las diferencias entre los ángulos pre y post-instrumentación son los siguientes:

	TINU	ACNO	TINO
1	6,46	7,98	15,08
2	7	11,51	12,05
3	3,81	17,23	1,97
4	12,7	18,64	22,87
5	6,62	5,08	20,8
6	9,07	5,17	2,24
7	25,92	14,87	8,82
8	28,72	8,32	20,05
9	13,6	27,51	9,88
10	7,51	17,39	12,1
11	25,28	12,59	10,01
12	4,89	13,64	10,42
13	24,97	16,5	10,33
14	2,87	10,7	
15		29,78	

4.- Se proponen las siguientes hipótesis con respecto al modelo:

Ho: No existen diferencias entre los tratamientos

Versus

H1: Los tratamientos son diferentes.

Estas hipótesis escritas matemáticamente, corresponden a:

Ho: $T_i = 0$ para todo $i \iff u_1 = u_2 = u_3$ (medias iguales)

H1: $T_i > 0$ para todo $i \iff u_1 > u_2 > u_3$ (medias distintas)

El Test estadístico esta dado por:

$$F_{\text{calculado}} = \frac{\text{CUADRADO MEDIO TRATAMIENTOS}}{\text{CUADRADO MEDIO DEL ERROR}}$$

La región de rechazo de la hipótesis H_0 , es la siguiente:

$$F_{\text{calculado}} > F(2; 39) \text{ a un nivel de significación del } 5\%$$

5.- La siguiente tabla contiene los resultados correspondientes al análisis de varianza para el modelo ya explicitado:

ADEVA (Análisis de Varianza)

Factor de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrados Medios	F Calculado
Tratamiento	2	43,12	21,56	0,3594
Error	39	2.339,64	59,99	
Total	41	2.382,76		

6.- Conclusión Análisis I

Resumiendo los datos en la siguiente tabla, referida a los promedios de ángulos (en grados) relativos a Pre-instrumentación versus Post-instrumentación:

	TECNICA NUEVA TITANIO (n = 14)	TECNICA NORMAL ACERO (n = 15)	TECNICA NORMAL TITANIO (n = 13)
Pre-Instrumentación	37,06	35,54	39,93
Post- Instrumentación	24,25	21,08	27,89

y considerando un nivel de significación del 5 % se tiene un $F(2,39) = 3,2381$.

nos queda lo siguiente:

0,3594 no es mayor que 3,2381, lo que implica no rechazar H_0 ,

con lo que se puede confirmar con un 95 % de confianza que los tratamientos no presentan diferencias significativas.

Explicado de otra manera, esto quiere decir que los promedios correspondientes a las diferencias presentadas por los distintos tratamientos en los molares, no son estadísticamente diferentes.

II.- ANÁLISIS II

1.- La información a analizar, corresponde a una variable que dice relación con lo bueno o malo de la aplicación de los tres tratamientos (Grupo A, Grupo B y Grupo C) a diferentes distancias del ápice de los molares, donde se consideró como bueno cuando no se observó tansportación en un determinado nivel, y malo cuando tansportación fué vista.

Los resultados fueron los siguientes:

Tratamiento	Distancia	Bueno	Malo	Total
Grupo A	APICE	8	6	14
	1 MM	11	3	14
	3 MM	13	1	14
	5 MM	11	3	14
Grupo B	APICE	7	8	15
	1 MM	7	8	15
	3 MM	9	6	15
	5 MM	11	4	15
Grupo C	APICE	8	5	13
	1 MM	11	2	13
	3 MM	12	1	13
	5 MM	12	1	13

2.- Para el análisis de esta información se utilizó técnicas no paramétricas, específicamente tablas de contingencia 2x2, estudiando dos tratamientos a la vez.

Para la realización de este análisis se hicieron los siguientes supuestos:

- Cada muestra es una muestra aleatoria.
- Las dos muestras son mutuamente independientes.
- Cada observación puede ser categorizada dentro de alguna de las dos categorías (Bueno o Malo).

3.- Se proponen las siguientes hipótesis de acuerdo a cada una de las distancias del ápice (Ápice, 1 mm, 3 mm y 5 mm):

Ho: La proporción de molares bien trabajados, correspondientes al tratamiento "i" es menor o igual que la proporción de molares bien trabajados del tratamiento "j". Para todo "i" distinto a "j"

H1: La proporción de molares bien trabajados, correspondientes al tratamiento "i" es mayor que la proporción de molares bien tratados del tratamiento "j".

Para todo "i" distinto a "j"

Donde Tratamiento "i" o "j" corresponden a los tratamientos Grupo A, Grupo B y Grupo C.

El Test Estadístico a utilizar es el siguiente:

$$T = \frac{N*(O_{11}*O_{22} - O_{12}*O_{21})^2}{n_1*n_2*(O_{11}+O_{21})*(O_{12}+O_{22})}$$

Donde: $N =$ N° total de Observaciones

$n_1 =$ N° total de observaciones correspondientes al tratamiento 1

$n_2 =$ N° total de observaciones correspondientes al tratamiento 2

$O_{ij} =$ N° de observaciones correspondientes al tratamiento i y Categoría j (bueno o malo).

La región de rechazo de la hipótesis H_0 , es la siguiente:

$T >$ Chi-Cuadrado (1) a un nivel de significación del 5 %

4.- Conclusión Análisis II

Al comparar los diferentes tratamientos a diferentes niveles del ápice de los molares, se puede concluir, con un nivel de confianza de 95 %, lo siguiente:

1.- Existen dos niveles o distancias al ápice en los cuales no existe una diferencia significativa entre los tratamientos TINU, ACNO y TINO, estos son en el mismo ápice y a 5 mm del mismo.

2.- A 1 mm de ápice, los dos tratamientos con Titanio (Normal y Nuevo) son superiores al Acero Normal (ACNO), no existiendo una diferencia significativa entre TINO y TINU.

3.- A 3 mm del ápice, se comprueba que el tratamiento Nuevo con Titanio (TINU) es superior al normal con Acero (ACNO), mientras que el tratamiento Normal con Titanio (TINO) es levemente superior al ACNO, no existiendo diferencia entre los dos tratamientos con Titanio.

III.- ANÁLISIS III.

1.- La información a analizar corresponde a la presencia o no de complicaciones clínicas(Escalones, Falsas vías, Pérdida de longitud de trabajo), donde se considero como (+) cuando esta complicación se presentó y como (-) cuando no ocurrió.

Los resultados fueron los siguientes:

	Grupo A	Grupo B	Grupo C		Grupo A	Grupo B	Grupo C
Falsas Vías	1	3	0	Falsas vías	7%	20%	0%
Escalón	2	5	4	Escalón	14%	33%	31%
Perdida LT	3	4	4	Perdida LT	21%	27%	31%

2.- Las técnicas utilizadas para analizar los datos fueron las mismas descritas anteriormente para el análisis II.

3.- Conclusión análisis III.

Al comparar las distintas incidencias de complicaciones clínicas, se puede comprobar que: No existen diferencias estadísticamente significativas para cada complicación clínica, entre los distintos grupos, con un nivel de confianza del 95%.

Anexo E: Imagenes

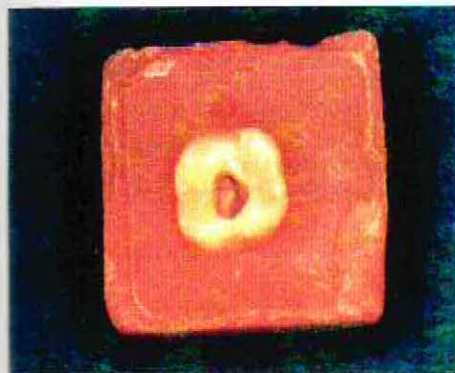


Fig. 1
Vista superior de un molar con la apertura realizada.



Fig. 2
Vista inferior de un troquel donde se aprecia la raíz mesiovestibular intacta. Las otras dos fueron seccionadas.



Fig. 3
Preparación dentaria con instrumento N°15 a la longitud de trabajo.



Fig. 4
Preparación de los 2/3 coronarios con fresas Gates- Glidden.

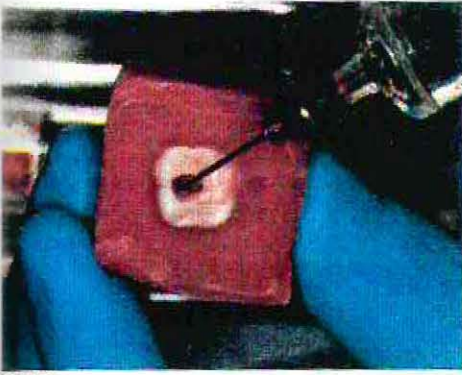


Fig. 5
Irrigación del conducto con NaOCl.

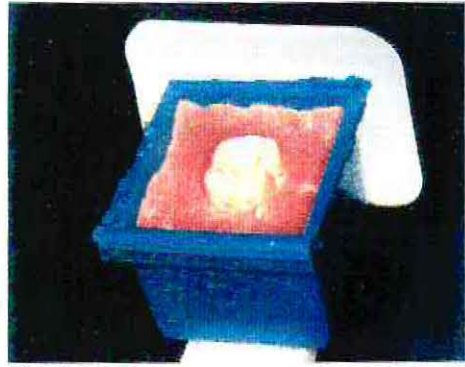


Fig. 6
Troquel ubicado dentro del cubo del recipiente para cubos de hielo con la película radiográfica en posición estandarizada.



Fig. 7
Instrumental utilizado en el estudio.

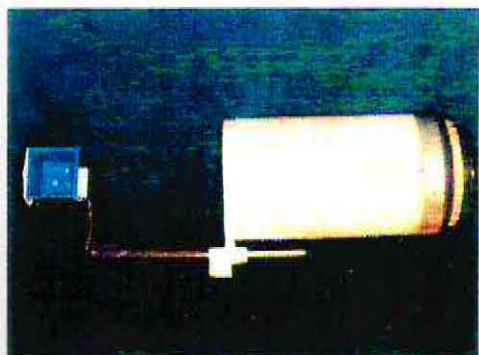


Fig. 8
Vista superior del tubo de rayos x con el paralelizador en posición.



Fig. 9
Preparación dentaria con lima N° 40 a la longitud de trabajo, listo para ser radiografiado.

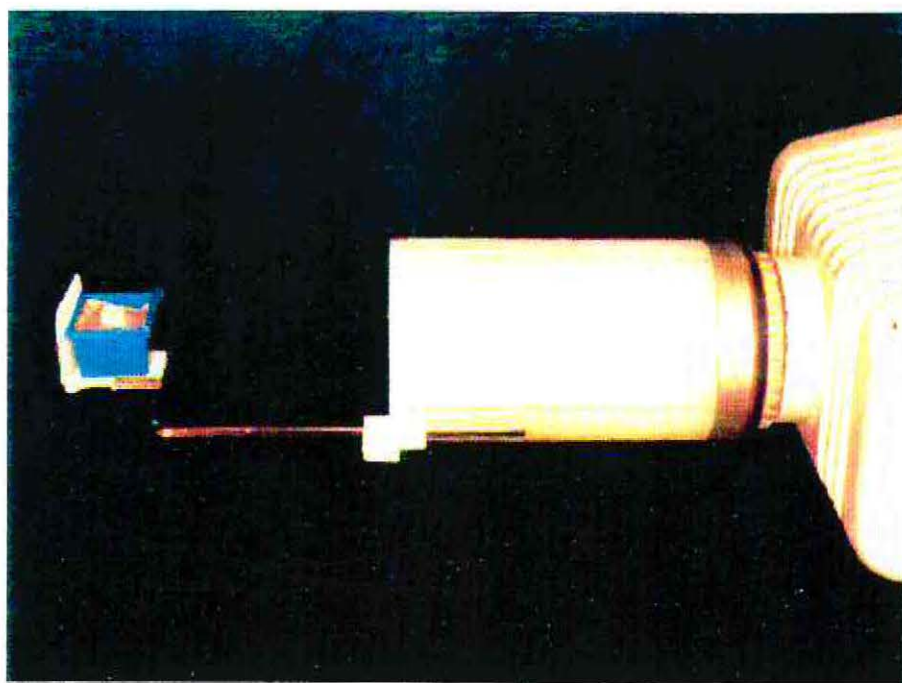


Fig. 10
Vista lateral del troquel ubicado dentro del recipiente para cubos de hielo, a 10 cm del tubo de rayos x.



Fig. 11
Imagen digitalizada de pre instrumentación con lima N°15 a LT.



Fig. 12
Imagen digitalizada de post instrumentación con lima N°40 a LT.

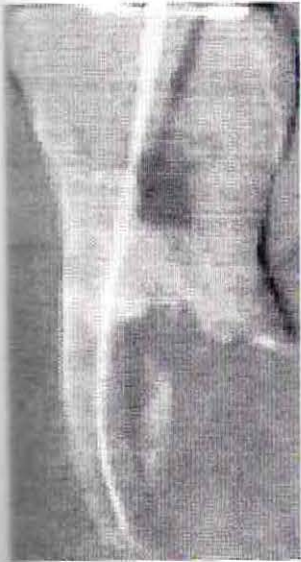


Fig. 13
Imágenes digitalizadas que muestran la superposición de las imágenes de pre y post instrumentación. En este caso no se aprecia transportación del conducto radicular.



Fig. 14