



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA
ÁREA DE ENDODONCIA

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DEL GRADO DE TRANSPORTACIÓN DEL
TERCIO MEDIO DEL CANAL RADICULAR, UTILIZANDO TRES SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA DE NÍQUEL – TITANIO: PROTAPER
UNIVERSAL, HERO SHAPER Y RACE”.**

DANIELA INÉS MUÑOZ ARÁNGUIZ

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL:
PROF. DRA. MARCELA ALCOTA**

**TUTORES ASOCIADOS:
PROF. DR. JUAN CARLOS SALINAS
DRA. ANA MARÍA PALMA**

**SANTIAGO - CHILE
2008**



UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA

ÁREA DE ENDODONCIA

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DEL GRADO DE TRANSPORTACIÓN DEL
TERCIO MEDIO DEL CANAL RADICULAR, UTILIZANDO TRES SISTEMAS DE
INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA DE NÍQUEL – TITANIO: PROTAPER
UNIVERSAL, HERO SHAPER Y RACE”.**

DANIELA INÉS MUÑOZ ARÁNGUIZ

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL:
PROF. DRA. MARCELA ALCOTA**

**TUTORES ASOCIADOS:
PROF. DR. JUAN CARLOS SALINAS
DRA. ANA MARÍA PALMA**

**SANTIAGO - CHILE
2008**

*Dedico esta tesis y toda mi carrera universitaria
a mis Padres Jaime y Rosa, gracias por
estar junto a mí en cada momento
y por confiar plenamente.*

AGRADECIMIENTOS

- En especial a mi familia, Padres, Madri y hermanos, por apoyarme en cada momento y ser mi pilar siempre, gracias.
- A la Doctora Marcela Alcota, por asesorarme a lo largo de esta tesis, por su tiempo, confianza y ayuda.
- A la Doctora Ana María Palma, por su ayuda, simpatía y cordialidad. .
- Al Doctor Juan Carlos Salinas, por su gran preocupación, hospitalidad y paciencia.
- A mi hermana Macarena, gracias por dejar tu arte en esta tesis.
- A Cristóbal Ward, por ayudarme incondicionalmente, incentivar me cada día y confiar plenamente en mi.

INDICE

	Pág.
INTRODUCCION.....	1
MARCO TEÓRICO.....	5
- Morfología Radicular y Transportación.....	5
- Aleación de Níquel Titanio en Endodoncia.....	8
- Sistemas de Instrumentación Mecanizada de Niquel Titanio.....	10
o Características de los instrumentos de Ni-Ti.....	11
o Ventajas de los instrumentos de Ni-Ti.....	12
- Sistema de Instrumentación Mecanizada ProTaper Universal.....	16
- Sistema de Instrumentación Mecanizada Hero Shaper.....	21
- Sistema de Instrumentación Mecanizada RaCe.....	26
HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	30
OBJETIVOS.....	31
- Objetivo general.....	31
- Objetivos Específicos.....	31
MATERIAL Y MÉTODO.....	32
- Variables.....	32
- Selección de Dientes.....	32
- Preparación de la Muestra.....	33
- Procedimiento de Instrumentación.....	36

- Análisis de la preparación del canal radicular.....	39
RESULTADOS.....	42
DISCUSION.....	52
CONCLUSIONES.....	56
RESUMEN.....	57
BIBLIOGRAFÍA.....	59
ANEXO N°1.....	65
ANEXO N°2.....	67

INTRODUCCION

La Endodoncia integra tanto conocimientos básicos como el estudio de la estructura, morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y los tejidos periapicales, como procedimientos clínicos de prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades de estos tejidos ⁽¹⁾.

El espacio ocupado por la pulpa radicular se inicia a la altura del piso de la cámara pulpar y termina en el foramen apical ⁽²⁾ y se denomina canal radicular, de acuerdo con la Nomenclatura Anatómica, aprobada en París en 1955 y traducida por la Sociedad Brasileña de Anatomía en 1961 ⁽³⁾.

Los objetivos generales que se plantea la endodoncia son tres: diagnosticar el cuadro clínico endodóntico e identificar la etiología del proceso pulpar, eliminar el contenido del canal radicular y sellar este espacio para asegurar el éxito a largo plazo ⁽⁴⁾.

El segundo objetivo, se refiere a la conformación y limpieza de los canales radiculares, mediante su instrumentación. En esta etapa se debe eliminar el tejido pulpar, bacterias y restos tisulares necróticos ⁽⁵⁾ y dar una forma progresivamente cónica hacia apical del canal, con el fin de facilitar su limpieza sin generar accidentes de procedimiento y permitir una adecuada obturación tridimensional ⁽⁶⁾.

En 1838, Edward Maynard fue pionero en el desarrollo de instrumentos endodónticos para limpiar y conformar el canal radicular. El procedimiento realizado

con estos instrumentos, considerado como instrumentación clásica o convencional determina un ensanchamiento del canal radicular correspondiente al creciente aumento numérico de los diámetros de los instrumentos. ^(4,5).

En la preparación del canal radicular, es importante mantener la configuración original de éste; sin embargo, los instrumentos manuales clásicos, a menudo fallan en la obtención de este objetivo ⁽⁶⁾. La diversidad anatómica del sistema de canales radiculares, especialmente en relación a los rangos de curvatura, puede llevar a accidentes de procedimiento en la instrumentación como bloqueos, escalones, perforaciones, fractura de instrumentos y transportación ⁽⁷⁾. La transportación se define como una remoción excesiva de dentina, en forma irregular, de alguna de las paredes del canal, desplazándolo de su posición original y modificando su geometría natural ⁽⁸⁾.

El acero inoxidable fue el material más utilizado para la fabricación de los instrumentos endodónticos ⁽⁹⁾. Sin embargo, la mayoría de los accidentes de procedimiento que eventualmente pueden ocurrir durante la instrumentación se deben a la rigidez de esta aleación. Es por este motivo, que surge la necesidad de fabricar instrumentos con otros materiales ⁽¹⁰⁾.

Civjan y cols. en 1975 ⁽¹⁰⁾, observaron que la aleación de Níquel Titanio (NiTi) se ajustaba bien a las exigencias de los tratamientos endodónticos debido a su flexibilidad ^(11,12). Esta característica permite cambiar el diseño de los instrumentos, principalmente pasando de una conicidad estandarizada a diferentes grados de conicidad (2%, 4% y 6%) y dando mayor masa al cuerpo del instrumento

disminuyendo así su fragilidad. De esta manera, su acción de corte consigue generar una forma cónica en todo el canal, reduciendo el riesgo de fractura del instrumento ⁽¹³⁾. Los instrumentos de NiTi poseen otras características particulares, como diversas secciones transversales, presencia de ángulo helicoidal, distancia progresiva entre las láminas cortantes y una punta inactiva, todo lo cual permite una menor deformación de los canales curvos, en comparación con las limas manuales clásicas ⁽¹⁴⁾.

Otro concepto innovador es la instrumentación mecánico-rotatoria (rotación continua), que permite realizar la preparación quimiomecánica del canal radicular con mayor eficiencia y rapidez que las técnicas de impulsión y tracción, permitiendo además alcanzar calibres apicales mayores cuando el caso clínico así lo requiera, con menor riesgo de modificar la geometría natural del canal radicular⁽¹⁵⁾. Hoy en día, el uso de instrumentos de rotación continua dentro del canal radicular está aceptado, aún asumiendo considerables riesgos, como la posibilidad de fractura del instrumento ⁽¹³⁾.

En los últimos años, han surgido diversos instrumentos rotatorios fabricados de NiTi, como los sistemas Lightspeed, Profile, Quantec, Pow-R, K3, Pro-Taper, HERO Shaper, RaCe, entre otros. Estos han conducido a grandes avances en eficiencia y velocidad de instrumentación del canal radicular, incluso en raíces curvas; sin embargo, la habilidad de conformación sin producir transportación en canales radiculares con curvaturas medias y apicales, aún es controversial ⁽¹⁴⁾.

Chen J.L. y Messer H.H., compararon la capacidad de conformación de las limas manuales, de acero inoxidable, versus la instrumentación usando sistemas rotatorios de NiTi. Estos autores concluyeron que las limas de acero inoxidable, debido a su rigidez, provocan una deformación de la forma natural de los canales curvos, ensanchamiento del foramen apical, transportación apical, formación de zip y codos en el tercio medio del canal, a diferencia de las limas de NiTi ⁽¹⁶⁾.

Schneider en el año 1971 definió la curvatura radicular, como el ángulo formado por la proyección del eje dentario y la tangente al ápice radicular. Este protocolo, que sigue siendo utilizado actualmente, para la mensura angular de las curvaturas radiculares, las clasifica en leve (5 grados o menos), moderada (10 a 20 grados) y severa (25 a 70 grados) ⁽¹⁷⁾.

Las curvaturas del tercio medio radicular constituyen una zona crítica o de “peligro” ya que en éstas existe mayor vulnerabilidad a perforaciones, como consecuencia de accidentes de procedimiento ^(18,19).

La evidencia publicada en la literatura no permite determinar cuál sistema de instrumentación mecanizada es el que permite obtener la menor transportación del canal radicular en el tercio medio radicular. Por este motivo, el interés de este estudio, es comparar experimentalmente *in vitro* el grado de transportación de esta zona, utilizando los sistemas de instrumentación mecanizada disponibles en el mercado nacional: ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe.

MARCO TEÓRICO

MORFOLOGÍA RADICULAR Y TRANSPORTACIÓN.

Los canales radiculares son el espacio ocupado por la pulpa radicular, y que presentan aproximadamente la forma externa de la raíz pero no mantienen la misma regularidad en razón de la dentina secundaria y/o reaccional. Se inician a la altura del piso de la cámara pulpar y terminan en el foramen apical. Didácticamente este espacio se divide en tres tercios: cervical, medio y apical ⁽²⁾.

La frecuencia de curvatura radicular es de 97%. Esta curvatura se puede encontrar en cualquiera de los tercios de la raíz, o en todos a la vez, pudiendo tomar cualquier dirección, mesial, distal, vestibular o lingual ⁽²⁰⁾.

Al realizar la terapia endodóntica, tanto en el abordaje, como en la preparación biomecánica y la obturación del sistema de canales, pueden ocurrir accidentes de procedimiento. Los accidentes más comúnmente observados son: *escalón, perforación, obstrucción del canal radicular* y **transportación**.

La transportación se define como el desvío del canal radicular de su lecho original; es decir, desde el canal anatómico se crea un canal quirúrgico de forma, tamaño y posición modificada (Fig. 1) ⁽²¹⁾.

Al instrumentar mediante impulsión y tracción ⁽²²⁾ en las zonas convexas de la curvatura del canal radicular se provoca una mayor agresión que en la zona

cóncava del canal, resultando transportación. Este accidente, cuando ocurre en la zona apical del canal recibe el nombre de Zipp o pata de elefante, mientras que en la zona media es llamado elbow. La transportación crea zonas de mayor diámetro, que dificultan la compactación del material de obturación ⁽¹³⁾.

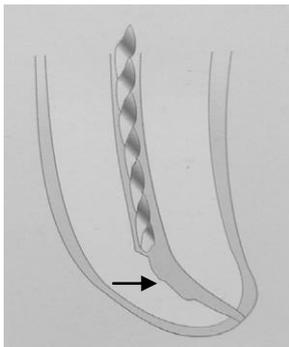


Figura N°1: Esquema de Transportación del canal radicular

La idea con la que se instrumentaba un canal radicular, era la de ensanchar al máximo el mismo, con el fin de facilitar su obturación; sin embargo, este considerable ensanchamiento con limas de acero inoxidable poco flexibles, provocaba importantes alteraciones morfológicas en el canal, modificando su geometría natural.

Abou-Rass y cols en el año 1980 describieron un área del canal radicular que nombraron "Danger zone" la cual está orientada hacia la furca del diente, donde existe un menor grosor dentinario; siendo más susceptible a accidentes de procedimiento provocados por la instrumentación biomecánica ^(18,19).

La mayoría de los accidentes de procedimiento, entre ellos la transportación, pueden ocurrir durante la instrumentación de los canales, debido a la rigidez del

acero inoxidable, lo que condiciona la técnica de instrumentación. Es por esto que surge la necesidad de utilizar un nuevo material en la fabricación del instrumental endodóntico ⁽¹⁰⁾, así como el desarrollo de nuevas técnicas, que permitan tener un mejor acceso a canales curvos y a la vez cumplan con el objetivo de mantención de esta curvatura.

ALEACIÓN NIQUEL –TITANIO EN ENDODONCIA

La aleación de níquel-titanio fue desarrollada en el Laboratorio de Artillería Naval de la Marina Americana para la fabricación de instrumentos de propiedades antimagnéticas y resistencia a la corrosión por el agua salada. Este material recibió el nombre genérico de Nitinol (Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory) ⁽¹⁰⁾.

El auge del níquel-titanio fue en la década de los sesentas, al ser utilizado por la NASA, principalmente en la fabricación de antenas de naves y satélites espaciales ⁽²⁾.

Walia, Brantly y Gerstein, en la década de los ochentas, incorporaron el Nitinol por primera vez al área de la odontología, utilizándolo para la confección de alambre de ortodoncia por su gran resistencia a la fatiga.

Civjan et al. en 1975, observaron que la aleación de Níquel Titanio (NiTi) se ajustaba bien a las exigencias de los tratamientos endodónticos ⁽¹⁰⁾.

A partir del inicio de la década de los noventas, las empresas fabricantes de instrumentos endodónticos comienzan a producir las limas manuales de níquel-titanio, ⁽²³⁾ generalmente con un 56% de níquel y 44% de titanio, ambos provenientes de China (Nitalloy), Japón o Estados Unidos. Estas limas, poseían dos o tres veces más flexibilidad elástica que las de acero inoxidable, mayor resistencia a la fractura por torsión ^(5,27), además absorbían tensiones y resistían mejor el desgaste. ⁽²⁴⁾.

Con la llegada del níquel-titanio fue posible desarrollar limas, para ser utilizadas de manera mecánica rotatoria en los canales radiculares, especialmente curvos ⁽²⁵⁾.

SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA DE NIQUEL TITANIO.

Hace varias décadas se fabricaron instrumentos rotatorios de acero inoxidable, los cuales constaban de un diseño helicoidal con tres ángulos de corte positivo y se accionaban mediante rotación horaria-antihoraria. Poco tiempo después, la misma casa comercial redujo la parte activa a 5 mm, proporcionando mayor flexibilidad al instrumento de acción apical. Estos instrumentos cayeron en desuso ya que sus propiedades mecánicas en canales curvos no fueron satisfactorias, debido a que estaban manufacturados con acero inoxidable ⁽²⁶⁾.

En 1988 Walia y cols. propusieron utilizar el níquel-titanio (NiTi) en la fabricación del instrumental endodóntico manual estandarizado. Posteriormente la elevada flexibilidad del NiTi permitió que estos instrumentos se usaran en las técnicas rotatorias intracanal que hasta el momento habían fracasado ⁽²⁷⁾. Así es como surge el primer conjunto de instrumentos rotatorios de NiTi; NT Sensor (NT Company USA) ⁽²³⁾.

El uso de instrumentos rotatorios de níquel titanio ha revolucionado la endodoncia, disminuyendo el tiempo de trabajo, la fatiga del operador, además de facilitar la conformación del canal. Actualmente es necesario considerar la existencia de varios sistemas rotatorios en el mercado, los cuales ofrecen diferentes ventajas: reducir el número de microorganismos por la remoción de dentina infectada, mejorar la irrigación, disminuir la desviación del foramen, la formación de escalones y perforaciones, además de aumentar la conicidad ⁽²⁸⁾.

Características de los instrumentos de NiTi:

La conicidad de un instrumento reduce la superficie de contacto y aumenta la eficiencia de acción, haciendo que la concentración de fuerzas ocurra sobre un área menor de dentina radicular. Los instrumentos de NiTi presentan diferentes conicidades 2%, 4% y 6%, de esta forma se consigue dos ventajas: la primera, dar una forma más cónica a todo el canal que cuando se trabaja solamente con las limas de conicidad 2% y la segunda, darle mayor masa al cuerpo del instrumento, con el fin de que sea menos frágil y de esta forma disminuir el riesgo de fractura. Esta mayor conicidad sin embargo tiene el defecto de disminuir la flexibilidad de instrumento, lo que en parte queda compensado por el cambio de material de acero inoxidable a níquel-titanio ^(11,12).

Estos instrumentos presentan una sección transversal triangular convexa, la que determina el área de contacto de éste con las paredes del canal y la cantidad de residuos que remueve el instrumento. Presentan un ángulo de corte positivo, permitiendo una acción de corte superior y un menor riesgo de torsión. Además presentan ángulo helicoidal y distancia variable entre las láminas cortantes, lo que permite una superior acción y mejor habilidad para remover residuos dentinarios, previniendo además el efecto de trabamiento.

En comparación con las limas manuales, estos instrumentos presentan una punta inactiva, lo que permite seguir la curvatura del canal radicular deformándolos menos ⁽¹⁴⁾.

Ventajas de los Instrumentos rotatorios de NiTi

Estos instrumentos de Níquel titanio accionados a motor, con rotación completa (360°), significan una verdadera “evolución tecnológica en la endodoncia”, principalmente porque posibilita realizar tratamientos de canales radiculares atrésicos, rectos y/o curvos de molares, de una forma mucho más rápida que como se hacía en un pasado reciente ⁽²³⁾.

Aparentemente, se había resuelto gran parte de las características negativas asociadas a los instrumentos de acero inoxidable. Las limas endodónticas de esta aleación superelástica son significativamente más flexibles y mucho más resistentes a la fractura y corrosión. En la limpieza y conformación de canales radiculares curvos reducen la transportación y formación de escalones y la necesidad de precurvado, permitiendo una instrumentación más rápida y eficaz.

La principal desventaja de los instrumentos rotatorios de NiTi es que disminuyen la sensibilidad táctil del operador; por lo cual, en caso de fracturar puede pasar inadvertida, comparado con los instrumentos tradicionales. ⁽²⁹⁾.

Existen varios estudios que comparan los sistemas mecanizados de NiTi entre sí, en la conformación del canal radicular ^(30 31,32). Al estudiar ProTaper Universal v/s RaCe, se ha observado que los canales preparados con instrumentos RaCe conservan mejor la geometría que aquellos preparados con limas ProTaper Universal, especialmente en canales con curvaturas de 35 grados ^(33,34). Peters y cols. en el año 2003 ⁽³⁵⁾, evidenciaron variaciones en la geometría del canal y el

grado de transportación de éste hacia la pared externa de la curvatura de la raíz, cuando eran instrumentados con el sistema ProTaper Universal.

Peters utilizando microtomografía computacional, realizó observaciones tridimensionales de la geometría del canal radicular antes y después de la instrumentación. Su técnica tiene una resolución de hasta 36 μm . Con este modelo el autor define transportación del canal midiendo en mm. los “centros de gravedad” del canal antes y después de la instrumentación para los tercios, coronal, medio y apical ⁽³⁵⁾.

Bergmans y cols. en el año 2003 ⁽³⁶⁾, utilizando tomografía computacional con una resolución de 12,5 μm ; escanearon muestras de canales radiculares antes y después de ser instrumentados, obteniendo valores de volumen, de curvatura y de dentina removida, la que definió como transportación. Este análisis fue de tipo cualitativo visual y cuantitativo, determinado por cortes perpendiculares del canal. Se señaló que los instrumentos ProTaper Universal no producen transportación del tercio apical de los canales hacia la pared externa de la curvatura; pero a nivel del tercio coronal de los canales estas limas tienden a transportarlos hacia la zona de la furcación. Así también E. Schäfer y cols. en el año 2004 demostraron que los instrumentos RaCe mantienen la curvatura original del canal, significativamente mejor que los instrumentos ProTaper Universal ^(33,37).

Por el contrario, otros reportes que comparan la preparación del canal radicular utilizando seis sistemas rotatorios de NiTi (FlexMaster, System GT, HERO 642, K3, ProTaper y RaCe) ^(38,39), siguiendo los parámetros de Loushine et al. ⁽⁴⁰⁾,

clasificaron los canales radiculares en redondos, ovales e irregulares, mediante cortes horizontales del canal radicular y la posterior evaluación de estos con microscopía óptica (50x) y documentación fotográfica. En base a esto se señaló que todos mantienen la curvatura del canal radicular, sin diferencias significativas entre ellos; y en particular, mostraron que ProTaper es capaz de mantener canales radiculares con diámetros más regulares en el tercio coronal, medio y apical del canal; en contraste con los resultados de Bergmans y cols. el año 2003.

Mediante el corte horizontal de los canales radiculares y la toma radiográfica antes y después de realizar la instrumentación mecanizada con los sistemas ProTaper Universal y HERO Shaper; Yang y cols. en el año 2007 midieron la máxima curvatura horizontal y máxima curvatura vertical del canal radicular, donde demostraron que el sistema HERO Shaper produce menor transportación y mejor habilidad de centrado, posiblemente debido a su taper reducido y a la menor rigidez de los instrumentos en relación al sistema ProTaper Universal ⁽⁴¹⁾.

Weiger en el año 2002, radiografió muestras de canales radiculares, antes y después de ser instrumentados con sistemas rotatorios LightSpeed y HERO 642, realizando cortes horizontales del canal radicular y tomando fotografías, concluyendo que los instrumentos rotatorios de Ni-Ti crean canales de forma redonda con o sin mínima transportación de la curvatura apical, lo cual indica que no son capaces de instrumentar completamente todas las paredes de dentina radicular, especialmente en el tercio medio de los canales radiculares de forma oval ⁽⁴²⁾.

SISTEMA DE INSTRUMENTACION MECANIZADA PROTAPER UNIVERSAL

El sistema de instrumentación ProTaper (Progressive Taper) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), es un sistema de instrumentación mecánica por rotación horaria continua de níquel-titanio; diseñado por Clifford Ruddle, Pierre Machtou y John West, que fue presentado en Mayo del 2001 en el congreso de la Asociación Americana de Endodancia (AAE) ⁽⁴³⁾.

Este sistema inicialmente estaba compuesto por 6 instrumentos (Fig 2): Los tres primeros tenían como función proporcionar el modelado de los tercios cervical y medio de los canales radiculares, siendo por lo tanto denominados Shaping Files (limas modeladoras). Los restantes tenían el objetivo de finalizar la preparación del tercio apical de los canales radiculares, siendo llamados Finishing files (limas de acabamiento). Los instrumentos responsables de la preparación cervical y media fueron divididos en Shaping X (SX), Shaping 1 (S1) y Shaping 2 (S2). Los instrumentos que finalizan la preparación del tercio apical se subdividieron en Finishing 1(F1), Finishing 2(F2) y Finishing 3(F3) ⁽⁴⁴⁾.

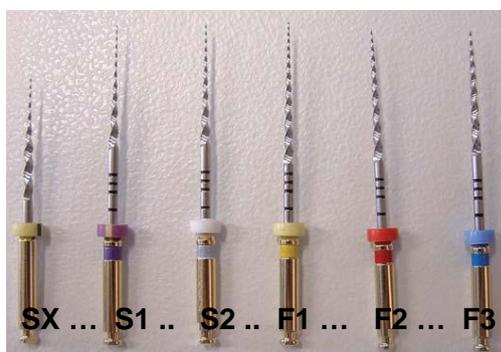
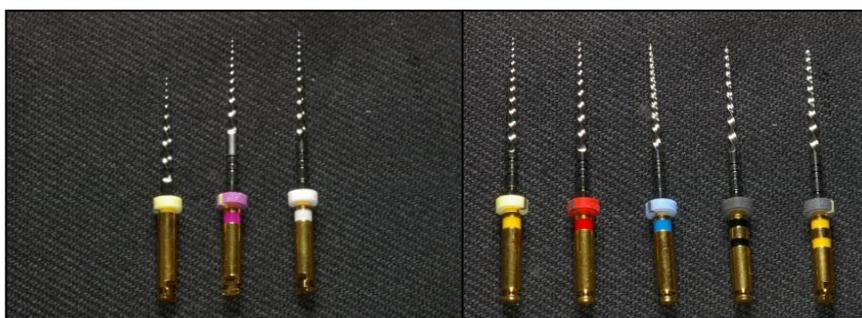


Figura N°2: Limas ProTaper.

A finales del año 2006, debido a las necesidades de mejorar algunas de sus propiedades, se modificó su sección en algunas de sus limas, y se amplió el sistema con nuevas limas de conformación apical (F4 y F5) dando origen a una nueva generación ProTaper comercialmente llamada ProTaper Universal (Fig 3).

Según el fabricante, la nueva generación fue introducida para permitir la instrumentación de canales más largos, con calibres apicales más grandes, y también debido a la opinión de muchos profesionales en relación a lima F3, considerada demasiado rígida y poco flexible ⁽⁴³⁾.



*Figura N° 3:
Limas ProTaper
Universal.*

Como características principales podemos destacar: conicidad múltiple y progresiva, ausencia de superficie radial, sección transversal triangular codiforme (Fig. 4), ángulo helicoidal de aproximadamente 60°(Fig.5) y punta inactiva (Fig 6)⁽²³⁾.

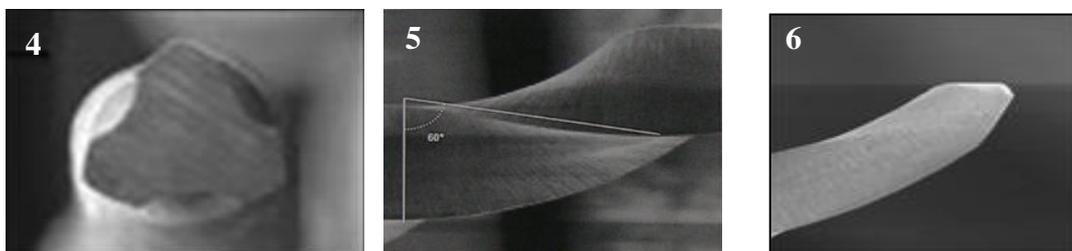
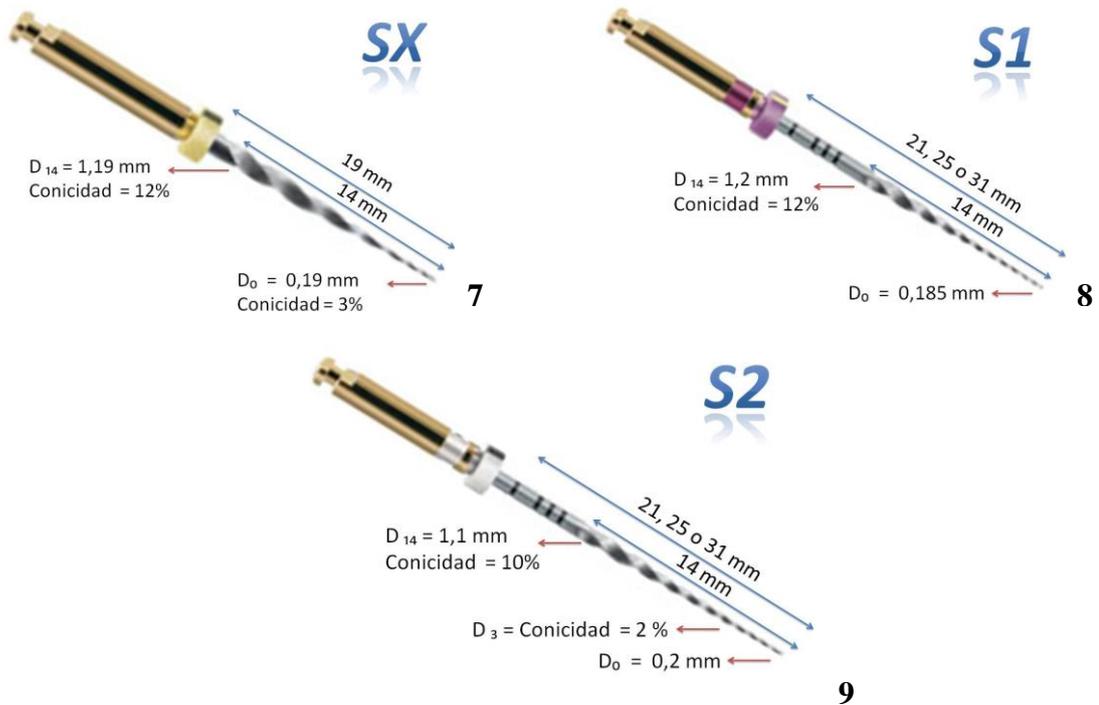


Figura N° 4: Sección Transversal codiforme. Figura N° 5: Ángulo Helicoidal de 60° y Figura N°6 punta inactiva.

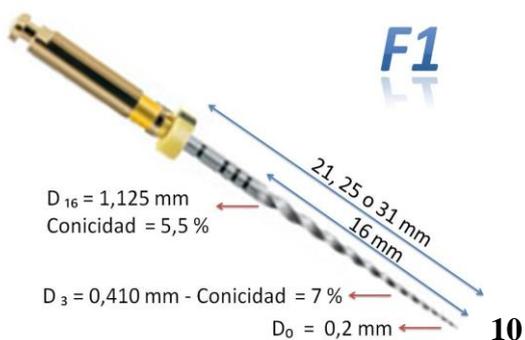
Características peculiares de los instrumentos para Modelado “Shaping Files”

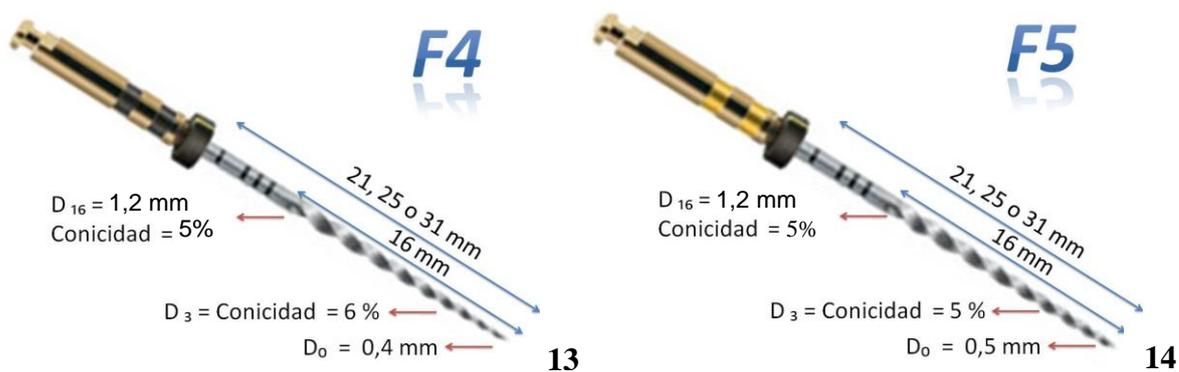
Nombre		<u>SX</u> (Fig.7)	<u>S1</u> (Fig. 8)	<u>S2</u> (Fig. 9)
Identificación		Sin anillo	Un anillo morado	Un anillo blanco
Longitud Parte activa		14 mm	14 mm	14 mm
Longitud total		19 mm	21, 25 o 31 mm	
Diámetro	Apical (D_0)	0,19 mm	0,17 mm	0,2 mm
	D_{14}	1,20 mm		
Conicidad Creciente	Apical	3%	3%	2%
	D_{14}	12%	12%	10%



Características peculiares de los instrumentos para Acabado "Finishing Files"

Nombre		F1 (Fig. 10)	F2 (Fig. 11)	F3 (Fig.12)	F4 (Fig. 13)	F5 (Fig. 14)
Identificación		Un anillo amarillo	Una anillo rojo	Un anillo azul	Dos anillos negros	Dos anillos amarillos
Longitud parte activa		16 mm	16 mm	15 mm	16 mm	16 mm
Longitud total		21, 25 o 31 mm				
Diámetro	Apical D ₀	0,2 mm	0,25 mm	0,3 mm	0,4 mm	0,5 mm
	D ₍₁₆₎	1,1 mm	1,2mm	D ₁₅ 1,2mm	1,2mm	1,2mm
Conicidad Decreciente	Apical	7%	8%	9%	6%	5%
	D ₍₁₆₎	5%	5,5%	D ₁₅ 5%	5%	5%





Figuras desde N° 7 al 14: Limas ProTaper Universal y sus características.
Leonardo: "Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio".

Según el fabricante, estas limas fueron diseñadas especialmente para instrumentar canales radiculares difíciles, altamente calcificados y con curvaturas severas ⁽⁴⁴⁾.

Para el óptimo funcionamiento de estos instrumentos, es necesaria la utilización de un motor con control de torque a una velocidad constante y controlada entre 150 y 350 rpm ⁽⁴⁵⁾.

SISTEMA DE INSTRUMENTACION MECANIZADA HERO SHAPER

HERO Shaper (High Elasticity in Rotation) es un sistema de instrumentación de Níquel Titanio de segunda generación recientemente introducido al mercado por Micromega, Besancon, France. Corresponde al sistema avanzado de la tecnología de sistema rotatorio conocida como HERO 642 (Micromega).

HERO Shaper está compuesto por dos limas de conicidad 4 y 6% (Fig. 15 y 16). Presenta un aumento en la distancia entre las láminas cortantes en limas con conicidad 6% y una disminución de esta distancia en las limas con conicidad 4%, al compararlo con su antecesor HERO 642.

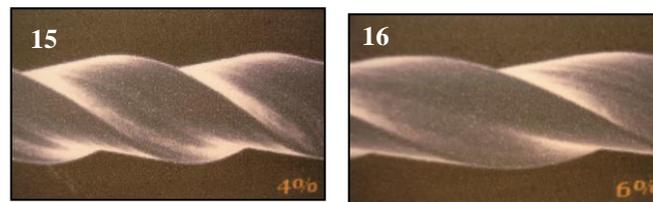


Figura N° 15 y 16: diseño limas HERO Shaper con conicidad 4% y 6%

La longitud total de estos instrumentos puede ser de 21 o 25 mm para ambas conicidades y 29 mm sólo para conicidad 4% ⁽¹⁴⁾.

La característica más significativa de HERO Shaper, corresponde a la modificación del diseño de su hoja, básicamente comprende una sección transversal de triple hélice, un ángulo de corte positivo y un ángulo helicoidal que aumenta gradualmente desde la punta del instrumento hasta el extremo de la

porción activa, por lo tanto, disminuye el pitch. La ventaja de este diseño radica en evitar el efecto de atornillamiento.

Otra característica es que este sistema fue diseñado con un mango de menor longitud, lo que confiere mayor habilidad de trabajo y mejor acceso en la región posterior ⁽⁴⁶⁾.

Según el fabricante la secuencia clínica a seguir es:

1. Se utiliza un instrumento manual convencional, usualmente una lima de calibre #10, para determinar la longitud de trabajo y la anatomía del canal radicular.
2. Para los tercios coronal y medio se utiliza una lima de conicidad 6% y luego la lima de conicidad 4% hasta longitud de trabajo.
3. Las limas una vez posicionadas y a velocidad constante, entre 300 y 600 Rpm y en sentido horario⁽⁴⁷⁾, se deben insertar en el canal radicular con movimientos alternados de entrada y salida con una presión mínima.

La secuencia a utilizar se selecciona en función de la dificultad del caso clínico, basándose en dos criterios ⁽⁴⁸⁾:

1. Diámetro del canal radicular: Amplio o estrecho
2. Curvatura del canal radicular: Fáciles, Moderadas o Severas

Preparación de casos Simples: *Secuencia Azul (Fig 17)*

Para determinar que un canal radicular se instrumentará con la secuencia azul éste debe permitir, en grosor y longitud, introducir una lima convencional de calibre 15# llegando hasta el ápice.



Figura N°17 Secuencia azul: Primero se utiliza una lima de conicidad 6% hasta dos tercios de la longitud de trabajo y luego una lima de conicidad 4% a Longitud de trabajo.

Preparación de casos con dificultad Media: *Secuencia Roja (Fig. 18)*

Para determinar que un canal radicular se instrumentará con la secuencia roja éste debe poseer una curvatura moderada y/o hipercalcificación y debe permitir la penetración de una lima calibre #10.



Figura N° 18, Secuencia roja: Se introduce la lima de calibre #25 con conicidad 6% hasta los dos tercios de la longitud de trabajo, seguidamente con la lima calibre 25# con conicidad 4% hasta la longitud de trabajo. Se termina con la lima calibre 30# con conicidad 4% hasta longitud de trabajo.

Preparación de casos Complejos: **Secuencia Amarilla (Fig. 19)**

Para determinar que un canal radicular se instrumentará con la secuencia amarilla éste debe poseer una curvatura severa y una hipercalcificación significativa y debe permitir la penetración de limas de calibre menor a #10

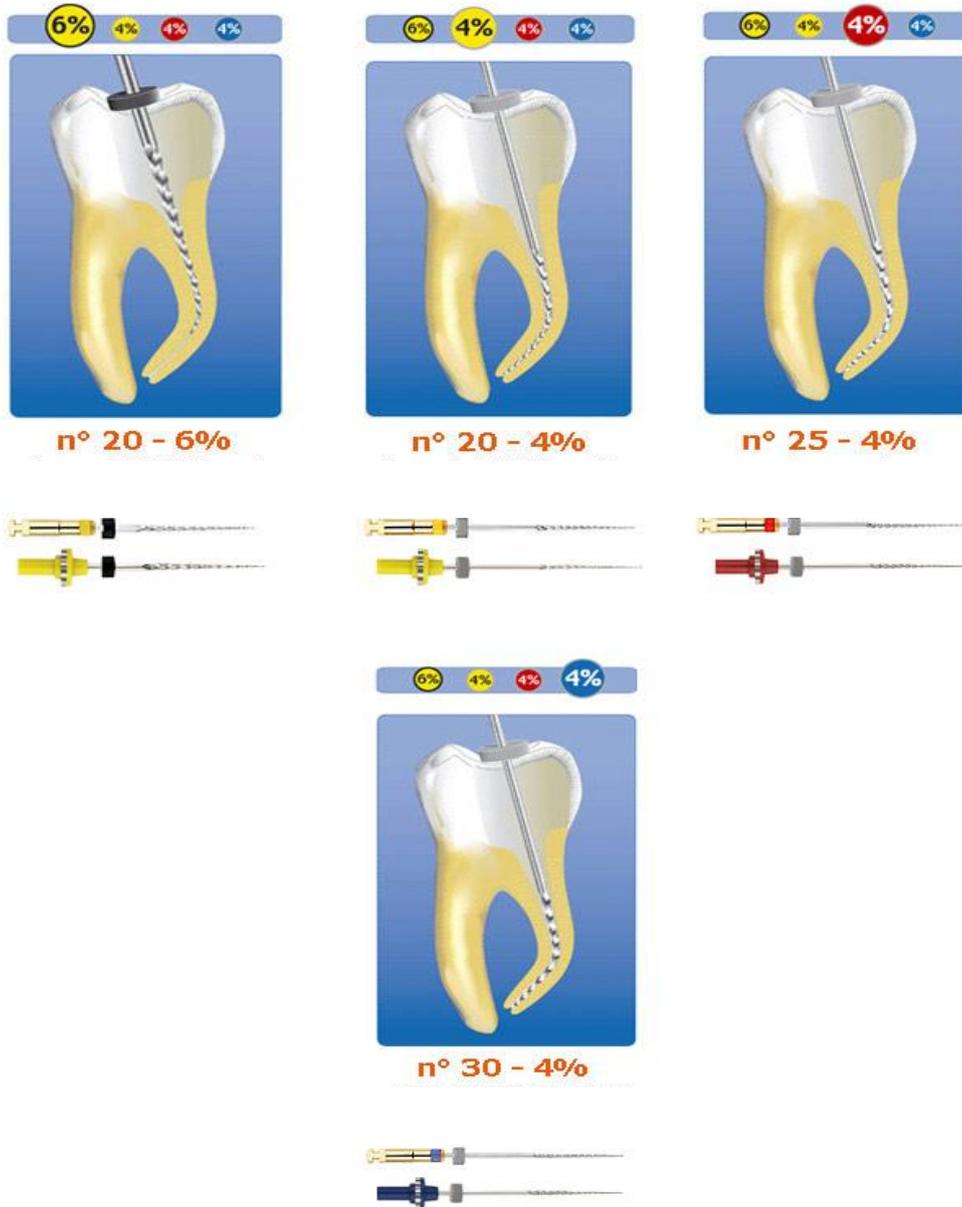
SEQUENCE JAUNE *Cas complexes*


Figura N° 19, Secuencia amarilla: En primer lugar se introduce la lima #20 con conicidad de 6% hasta los dos tercios de la longitud de trabajo, luego la lima 20# al 4% hasta longitud de trabajo, posteriormente se usa la lima 25# al 4% a longitud de trabajo y finalmente una lima 30# al 4 % también hasta longitud de trabajo.

SISTEMA DE INSTRUMENTACIÓN MECANIZADA RACE

El sistema RaCe (Reamer with Alternating Cutting Edges), que significa ensanchador con bordes cortantes alternados, desarrollado por la empresa Suiza FKG- DENTAIRE, se introdujo comercialmente en el año 2001, en el Congreso Odontológico de Colonia, Alemania ⁽²³⁾.

Los diámetros de los instrumentos se identifican por un anillo en su vástago metálico de encaje, de acuerdo con el código convencional de colores ISO. También presenta Safety MemoDisc (SMD) (Fig. 20) el cual facilita contar el número de utilizaciones de cada instrumento, prevenir la fatiga del metal ⁽¹³⁾ y reconocer la conicidad de cada instrumento ya que se establecen colores específicos en este tope de goma:

Amarillo: conicidades 10% y 2%

Negro: Conicidades 8% y 4%

Azul: Conicidad 6%



Figura N° 20: Safety MemoDisc (SMD)

Los instrumentos de este sistema tienen su parte activa en forma de láminas de corte normales, con ángulos helicoidales alternados ⁽²³⁾ que prácticamente eliminan el efecto de atornillado y disminuyen el torque (Fig. 21)⁽³³⁾.

La sección transversal de estos instrumentos tiene una forma triangular, exceptuando las limas de calibre #15y 20# con conicidad 2% que presenta una

sección transversal cuadrada, aumentando así la resistencia a la fractura sin perder flexibilidad ⁽³³⁾.

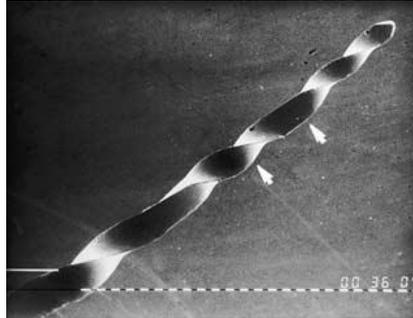


Figura N° 21: Ángulos helicoidales alternados.

De acuerdo al fabricante, la combinación de una sección transversal triangular, con bordes cortantes y las láminas alternadas, elimina el atornillamiento, aumenta la eficiencia de corte y asegura una eficiente remoción de desechos ⁽⁴⁶⁾. La longitud de la parte activa es de 16mm, con una longitud total de 21,25, 28 y 31 mm.

Este sistema se compone de tres elementos; uno para el tercio coronario Pre-RaCe, otro para la instrumentación convencional RaCe, y finalmente uno específico para la instrumentación apical S-ApeX ⁽¹³⁾.

Características instrumentos Pre RaCe (Fig. 22)

- Longitud Total: Constante de 19 mm.
- Longitud parte activa: 9 mm.
- Conicidad : 10% en su calibre #40

8% en su calibre #35

6% en su calibre #30 y 40

		Ø ISO									
		15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
PRE-RaCe & SMD	Taper SMD .10 						●				
	.08 					●					
	.06 				●		●				

Figura N° 22: Diámetro y conicidad de instrumentos Pre RaCe.

Características Instrumentos RaCe (Fig 23) :

- Longitud Total: 21, 25, 28 y 31mm.
- Longitud parte activa: 16mm.
- Conicidades: 6% en calibres #20-25-30-35- 40

4% en calibres #25-30-35

2% en calibres desde el #15 al 60 con sección transversal cuadrangular.

		Ø ISO									
		15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
RaCe & SMD	.06 	●	●	●	●	●	●				
	.04 	●	●	●	●	●	●		●		
	.02 	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●

Figura 23: Diámetro y conicidad de los Instrumentos RaCe.

Características Instrumentos S.Apex

Estos instrumentos fueron diseñados para la conformación del tercio apical del canal radicular (Fig. 24).

- Longitud Total: 25mm

- Longitud parte activa: 16mm
- Conicidad: Invertida desde el calibre #15 al #40.



Figura N° 24: Instrumentos S. Apex.

La casa comercial propone dos kits de cinco instrumentos cada uno que permiten utilizarlos diferenciándolos en canales fáciles o difíciles:

a) Canales fáciles: Easy RaCe: 1/3 coronario 40/10; 1/3 medio 35/08, y para el 1/3 apical propone con técnica crown-down 25/06, 25/04 y 25/02 hasta LT y para la técnica step-back 25/02 (LT) 25/04 (-1 mm LT) 25/06 (-2 mm LT) que como podemos constatar, son los mismos instrumentos utilizados en diferentes secuencias.

b) Canales difíciles: Xtrem RaCe: 1/3 coronario 40/10, 1/3 medio 35/08, y 1/3 apical 15/02, 20/02 y 25/02 todos a LT.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

La instrumentación con técnica mecanizada ProTaper Universal, produce mayor transportación del tercio medio del canal radicular, que las técnicas mecanizadas RaCe y HERO Shaper

OBJETIVOS

Objetivo General:

Comparar el grado de transportación del canal radicular a nivel del tercio medio en conductos curvos al utilizar tres sistemas de instrumentación mecanizada: ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe.

Objetivos específicos:

- 1) Determinar la diferencia de desgaste a nivel del tercio medio radicular, tanto en la pared cóncava como en la pared convexa, de conductos radiculares vestibulares de molares superiores con curvatura entre 25° y 35° tratados con instrumentación mecanizada ProTaper Universal.
- 2) Determinar la diferencia de desgaste a nivel del tercio medio radicular, tanto en la pared cóncava como en la pared convexa, de conductos radiculares vestibulares de molares superiores con curvatura entre 25° y 35° tratados con instrumentación mecanizada HERO Shaper.
- 3) Determinar la diferencia de desgaste a nivel del tercio medio radicular, tanto en la pared cóncava como en la pared convexa, de conductos radiculares vestibulares de molares superiores con curvatura entre 25° y 35° tratados con instrumentación mecanizada RaCe.
- 4) Comparar el grado de transportación del conducto radicular a nivel del tercio medio, post instrumentación con las tres técnicas mecanizadas

MATERIAL Y MÉTODO

Este estudio es de tipo experimental, *in Vitro* y ciego.

Definición Operacional: Se comparará la cantidad de desgaste dentinario entre las paredes mesiales y distales (vale decir: cóncavas y convexas) de molares superiores al realizar la preparación biomecánica mecanizada de los canales radiculares vestibulares que presenten una curvatura entre 25 y 35 grados. Esta comparación se basa en el supuesto teórico que al realizar cualquier técnica de instrumentación existe desgaste dentinario de las paredes del canal, pudiendo existir cambio en la ubicación espacial del canal con respecto a su ubicación original, produciéndose así un desgaste no proporcional de alguna de las paredes dentinarias en relación a la anatomía original del canal; fenómeno denominado Transportación.

Variables

- a) Variable Independiente: Tipo de Técnica
- b) Variable Dependiente: Desgaste Dentinario.

I.- Selección de Dientes:

La muestra fue conformada por 30 canales radiculares de molares humanos superiores extraídos, en base a un criterio de inspección morfológica, con los siguientes criterios de inclusión:

1. Canales Radiculares vestibulares de Molares superiores

2. Canales Radiculares finos.
3. Curvaturas radiculares entre 25 y 35 grados, de acuerdo al coeficiente de curvatura de S. W. Schneider ⁽¹⁷⁾, para estandarizar la muestra con respecto a esta variable.
4. Canales radiculares con formación radicular completa.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

1. Molares con raíces fusionadas.
2. Molares con cierre apical y formación radicular incompleta.
3. Molares con caries radicular.
4. Molares con fractura radicular.
5. Molares con canales radiculares calcificados y/o atrésicos.
6. Molares con tratamiento endodóntico previo.

II.- Preparación de la Muestra:

a) Desinfección y mantención de la muestra:

Los molares extraídos fueron mantenidos en una solución de Formalina Buffer al 10% hasta su proceso de desinfección y conservación donde se realizaron las siguientes etapas:

- Fueron hervidos en un recipiente tapado durante 30 minutos en un volumen suficiente (un litro) de agua corriente 50% e hipoclorito de sodio 50%.
- Una vez hervidos, se colaron y lavaron con cepillo y detergente para eliminar los posibles restos de tejidos adheridos.
- Se enjuagaron abundantemente y escurrieron sobre papel absorbente.

- Se sumergieron los molares en solución hidratante (agua oxigenada de 10 volúmenes 50% y glicerina 50%) hasta el momento de ser utilizados.

b) Preparación de la muestra antes de la evaluación radiográfica:

- Se realizó la cavidad de acceso en los molares utilizando fresas de alta y baja velocidad con abundante irrigación acuosa. Se seleccionaron los canales radiculares vestibulares de los molares superiores.

- Se seccionaron las raíces palatinas de los molares, para así facilitar la toma radiográfica y evitar su sobreproyección sobre canales radiculares vestibulares.

(Fig 25)



Figura N° 25: Molar con raíz palatina seccionada

c) Evaluación Radiográfica

- Se confeccionó una llave de silicona pesada, presionando el molar en ésta, conformando un molde que permitió la toma radiográfica preoperatoria y postoperatoria en la misma angulación y sentido de la curvatura del molar. Además se posicionó una regla milimetrada metálica de 20 mm. en cada una de las radiografías, para escalar la muestra y calibrar mediciones (Fig 26).



Figura N°26: Llave de silicona

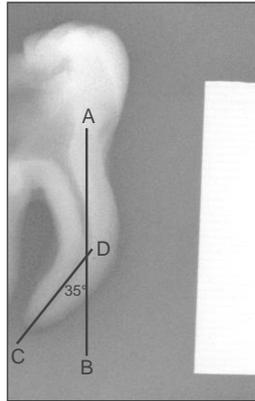
- Para identificar las películas radiográficas correspondientes a cada molar, se colocó una lamina metálica plomada en la esquina superior derecha de éstas con el correspondiente número de la muestra.
- Se confeccionó una base de cera amarilla, con el objetivo de mantener constante la posición de la película. Sobre esta base se posicionaron las llaves de silicona.
- Con el objetivo de estandarizar la técnica radiográfica, se confeccionó un aparato posicionador en que se colocó el cono de rayos X de manera que quedó siempre en la misma posición y a la misma distancia del objeto a radiografiar(Fig. 27). La toma radiográfica fue realizada con un tiempo de exposición de 0,25seg y 60 KV.



Figura N°27: Estandarizador para toma radiográfica.

d) Selección de Canales Radiculares

- Una vez tomadas las radiografías previas se midió el ángulo de la curvatura según la técnica de Schneider ⁽¹⁷⁾(Fig 28) Incluyendo en la muestra sólo aquellos canales que presentaron una angulación entre 25 y 35 grados.



*Figura N°28:
Línea (A-B) a través del eje longitudinal del conducto.
Línea (C-D) que va del foramen apical (C) al punto en que la línea (A-B) se separa del conducto (D).*

- Para identificar mejor la ubicación y forma de los canales radiculares posterior a la instrumentación, se aplicó mediante un léntulo una pasta radiopaca intraconducto de Sulfato de Bario y Yodoformo.

III.- Procedimiento de Instrumentación.

Se formaron tres grupos experimentales seleccionados al azar, de diez canales radiculares cada uno:

- 1) Grupo número uno: Se instrumentó mecánicamente con el sistema ProTaper Universal.
- 2) Grupo número dos: Se instrumentó mecánicamente con el sistema HERO Shaper.
- 3) Grupo número tres: Se instrumentó mecánicamente con el sistema RaCe.

A continuación se procedió con el cateterismo del conducto con una lima tipo K #10 con conicidad 2%, para verificar su accesibilidad. Ésta se introdujo en el conducto hasta visualizar su salida por el foramen apical. La lima se retiró y se midió. A esta medida se le restó 1mm, con lo que se determinó la longitud de trabajo (Fig 29).

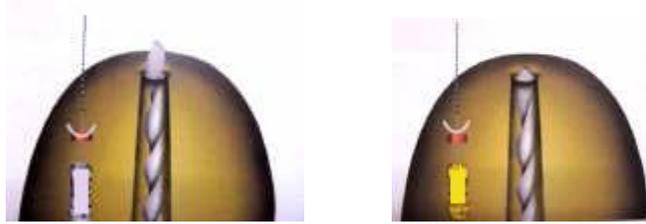


Figura N°29: Salida de la lima #10, por el foramen apical para verificar su permeabilidad. A la medida anterior se le restó 1mm, para establecer la longitud de trabajo.

Los canales fueron irrigados durante toda la instrumentación con hipoclorito de sodio al 5,25%, con un volumen de 1 cc. antes y después de cada instrumento y la aguja irrigadora se introdujo lo más apical posible con apoyo en una de las paredes, antes de que ajustara al canal.

La instrumentación mecanizada fue realizada por un solo operador, según la secuencia establecida por cada fabricante para conductos de curvatura moderada / severa. Todos los instrumentos mecanizados, fueron utilizados realizando movimientos corono apicales combinados con apoyo parietal y se utilizó un set de limas por cada 5 canales instrumentados.

Se utilizó el motor Endo-Mate TC NSK con una velocidad de 250 a 350 rpm y un torque 2.

- **Grupos Experimentales**

- **Grupo uno:** Instrumentación mecanizada con el sistema ProTaper Universal.

Se instrumentaron los canales de acuerdo a las instrucciones del fabricante para casos de dificultad moderada / severa.

Secuencia de Trabajo	
Lima	Longitud
K Flexo-File N°10	Clínica Real
K Flexo-File N°10	A -5mm de LT
K Flexo-File N°15	A -5mm de LT
ProTaper U. S ₁	A -5mm de LT
ProTaper U. S ₂	A -5mm de LT
K Flexo-File N°10	A Longitud de Trabajo
K Flexo-File N°15	A Longitud de Trabajo
ProTaper U. S ₁	A Longitud de Trabajo
ProTaper U. S ₂	A Longitud de Trabajo
ProTaper U. F1	A Longitud de Trabajo
ProTaper U. F2	A Longitud de Trabajo
ProTaper U. F3	A Longitud de Trabajo

- **Grupo Dos:** Instrumentación Mecanizada con el Sistema HERO Shaper.

Se instrumentaron los canales de acuerdo a las instrucciones del fabricante para curvaturas moderadas/severas.

Secuencia de Trabajo	
Lima	Longitud
K Flexo-File N°10	Clínica Real
K Flexo-File N°10	A Longitud de Trabajo
K Flexo-File N°15	A Longitud de Trabajo

HERO Shaper N° 25 / 6%	A -5mm de LT
HERO Shaper N° 25 / 4%	A Longitud de Trabajo
HERO Shaper N° 30 / 4%	A Longitud de Trabajo

- **Grupo Tres:** Instrumentación mecanizada con el sistema RaCe.

Se realizó la instrumentación de acuerdo a las instrucciones del fabricante utilizando el Kit Easy RaCe.

Secuencia de Trabajo	
Lima	Longitud
K Flexo-File N°10	Clínica Real
K Flexo-File N°10	A Longitud de Trabajo
Pre RaCe N°40	A -5mm de LT
Pre RaCe N°35	A -5mm de LT
RaCe N°25 / 6%	A -5mm de LT
RaCe N°25 / 4%	A -3mm de LT
RaCe N°30 / 4%	A Longitud de Trabajo

Una vez instrumentados los canales radiculares, las muestras fueron radiografiadas bajo las mismas condiciones preliminares.

IV.- Análisis de la Preparación del Canal radicular.

Las radiografías pre y postinstrumentación fueron digitalizadas en el scanner Duoscan T 1200 marca Agfa, a una resolución de 2.400 dpi, en escala de grises.

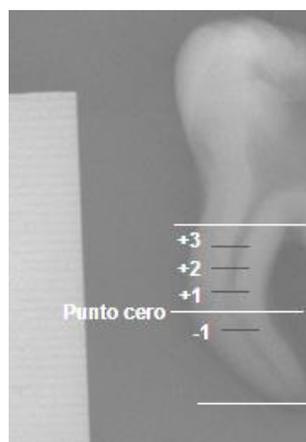
Las imágenes se modificaron en el programa Photo Shop v 7.0, de modo que la dirección de los conductos seleccionados quedara siempre hacia el mismo sentido y se asignó numeración arbitraria desde el 1 al 60 para evitar sesgo y hacer

el estudio de tipo ciego. Posteriormente los canales fueron analizados y medidos con el método de Morfometría Lineal, utilizando el sistema computacional NIH IMAGE J.

Se realizó un test de calibración intraobservador para medidas repetidas, para establecer la confiabilidad de las mediciones. Este consistió en hacer medidas en una raíz elegida la azar, la que se midió de la misma forma y con el mismo sistema computacional, dos veces al día durante cinco días. Una vez obtenidos los valores se aplicó el test estadístico T-test para muestras dependientes.

Se midió la longitud de cada conducto radicular seleccionado desde la furca hasta el vértice radiográfico radicular y esa medida se dividió en dos, obteniendo el punto cero de estas mediciones. A partir del punto cero se realizaron mediciones a +3mm, +2mm, +1mm, 0mm y -1 mm (Fig.30). Cada una de estas mediciones comprendió el ancho de la pared correspondiente al lado convexo de la curvatura (Fig. 31) y al lado cóncavo de la curvatura (Fig. 32), dando un total de 16 mediciones por raíz. Los datos obtenidos fueron expresados en milímetros.

Figura N°30: Medición para determinar punto medio entre furca y vértice radiográfico (punto cero) y puntos de medición.



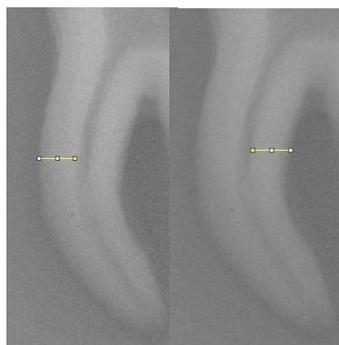


Figura N°31: Medición pared convexa
Figura N°32: Medición pared cóncava

Posteriormente los resultados fueron analizados estadísticamente utilizando el test no paramétrico Mann Whitney Rank para muestras independientes y el test Anova y Tukey, con un intervalo de confianza del 95% y un valor de $p=0<0.05$.

Durante el procedimiento de instrumentación mecanizada, fueron fracturados 2 instrumentos F3 del Sistema ProTaper Universal, por lo que estos canales radiculares fueron reemplazados, obteniendo una muestra total de 30 canales instrumentados.

RESULTADOS

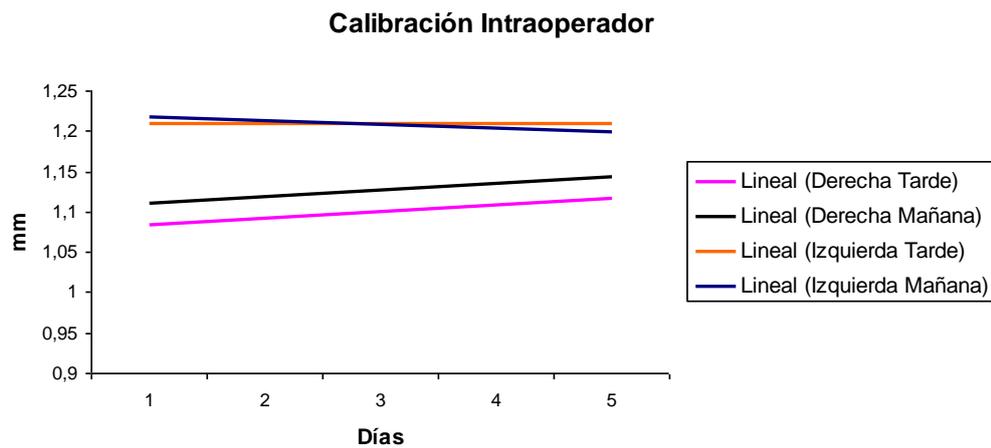
Los Resultados obtenidos permitieron comparar la cantidad de dentina removida al instrumentar los canales radiculares con tres técnicas de instrumentación mecanizada. También se pudo observar el desplazamiento de las paredes dentinarias del canal radicular al ser instrumentados con estas técnicas, revelando la existencia o no de transportación y la pared dentinaria que se vió más afectada.

Resultados de Calibración intraoperador:

Los resultados del T-test para muestras dependientes realizado con el objetivo de establecer la precisión del registro intraobservador, indican que no existe diferencias significativas en la medición, ya sea al comparar el momento de la medición (mañana v/s tarde) (Gráfico N°1) ó al comparar momento de la semana de la medición (primeros días v/s últimos días). (ver anexo 1)

Gráfico N° 1:

Comparación entre las mediciones de la pared derecha e izquierda (cóncava y convexa), tanto en la mañana como en la tarde.



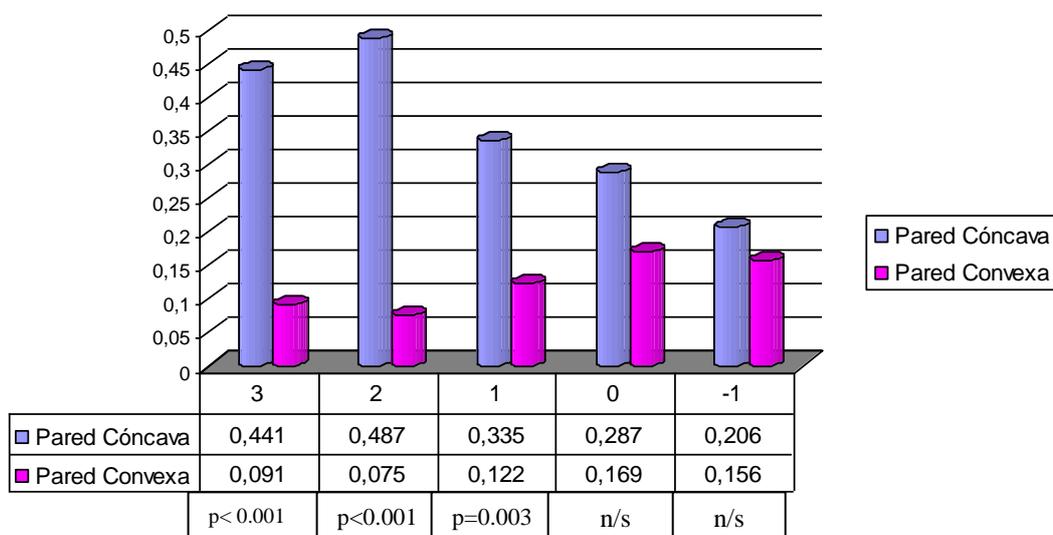
Este gráfico evidencia que no existió diferencias significativas en el análisis entre las mediciones de la pared derecha e izquierda; obteniendo un $p=1$.

Resultados Sistema ProTaper Universal

En el gráfico N° 2 se observan los resultados del test no paramétrico Mann Whitney Rank Sun para muestras independientes, indicando la ausencia o presencia de transportación para la pared cóncava v/s la pared convexa en los distintos puntos de observación (+3,+2,+1,0 y -1).

Grafico N° 2 :

Promedios de desgaste de dentina, comparando ambas paredes, convexa y cóncava, utilizando el sistema de Instrumentación Mecanizada ProTaper Universal.



Se observa gran diferencia de desgaste entre las paredes cóncavas y convexas en los puntos +3, +2 y +1; correspondientes al sector del tercio medio del canal radicular; siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Por lo tanto existe Transportación hacia la pared cóncava del canal radicular.

En las Figuras 33 y 34 se pueden observar la diferencia de la geometría del canal radicular antes y después de ser instrumentado.

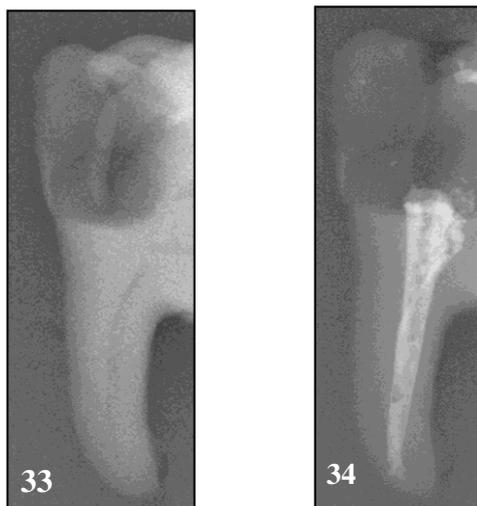


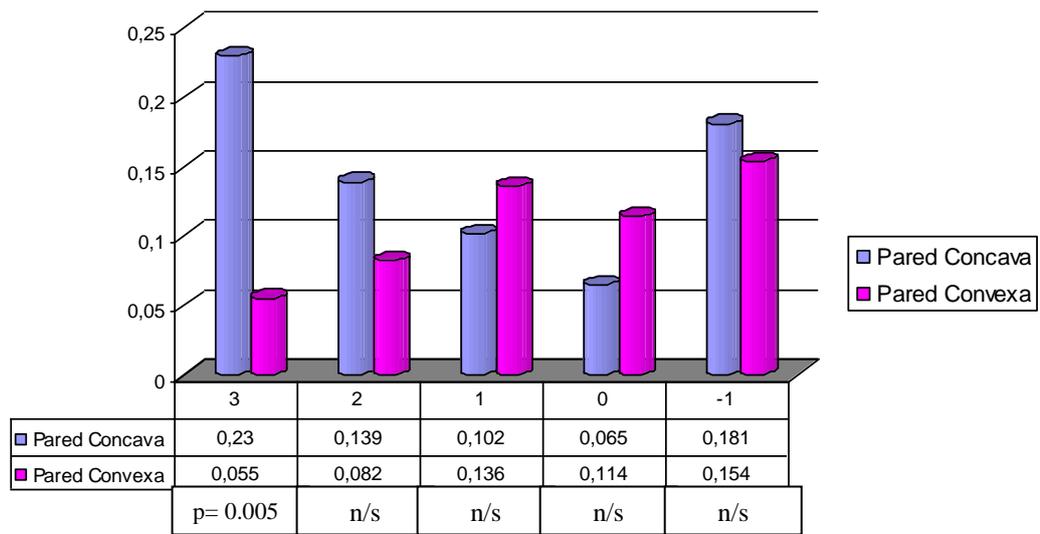
Figura N°33: Rx de molar previa instrumentación con ProTaper Universal
Figura N°34: Rx de molar post instrumentación con ProTaper Universal.

Resultados Sistema HERO Shaper:

En el gráfico N° 3 se observan los resultados del test no paramétrico Mann Whitney Rank Sun para muestras independientes, indicando la ausencia o presencia de transportación para la pared cóncava v/s la pared convexa en los distintos puntos de observación (+3,+2,+1,0 y -1).

Grafico N°3

Promedios de desgaste de dentina, comparando ambas paredes, convexa y cóncava, utilizando el sistema de Instrumentación Mecanizada HERO Shaper.



Se observa diferencia estadísticamente significativa entre el desgaste de la pared cóncava y el desgaste de la pared convexa en el punto más coronal del tercio medio del canal radicular, determinándose así trasportación en este punto.

En el área media del canal radicular (puntos +2,+1, 0 y -1), no se observa diferencias significativas entre el desgaste de las pared cóncava y convexa.

En el área más coronal del tercio medio del canal radicular (+3mm) existe transportación de éste hacia la pared cóncava. Las mediciones en los demás puntos indican que no existe transportación del canal radicular, al no observarse diferencias significativas entre los desgastes de las paredes cóncavas y convexas.

Esto indica que los instrumentos rotatorios HERO Shaper se mantienen centrados en el canal radicular, excepto en el área más coronal del tercio medio.

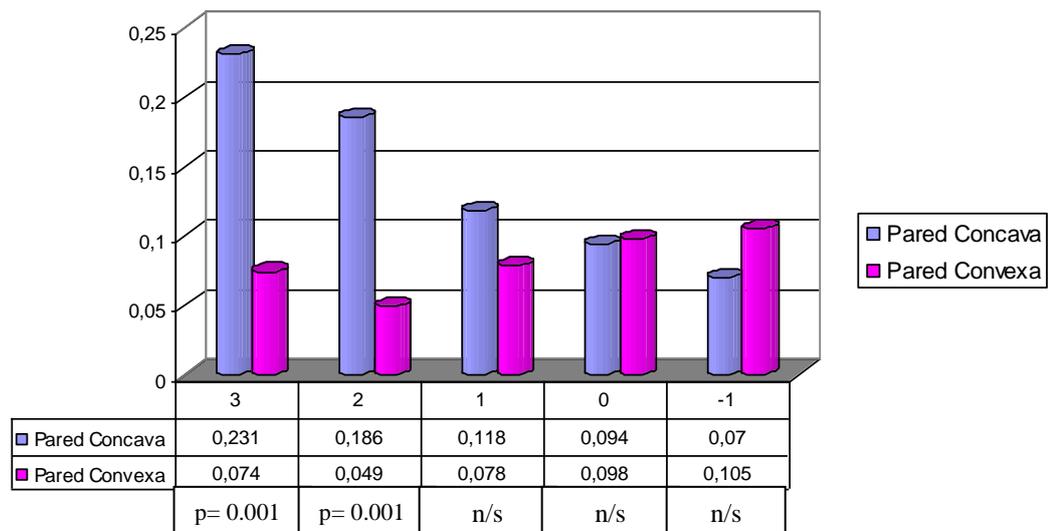
También se puede observar que la pared que sufre mayor desgaste dentinario debido a la instrumentación mecanizada con el sistema HERO Shaper varía en los distintos puntos de medición, siendo en los puntos +1 y 0 afectada la pared convexa en mayor proporción que la pared cóncava, lo que se invierte en los puntos +3, +2 y -1 mm, sin embargo esto no es estadísticamente significativo.

Resultados Sistema RaCe

En el gráfico N° 4 se observan los resultados del test no paramétrico Mann Whitney Rank Sun para muestras independientes, indicando la ausencia o presencia de transportación para la pared cóncava v/s la pared convexa en los distintos puntos de observación (+3,+2,+1,0 y -1).

Gráfico N°4

Promedios de desgaste de dentina, comparando ambas paredes, convexa y cóncava, utilizando el sistema de Instrumentación Mecanizada RaCe.



En este gráfico se puede observar que en la medición +3 y +2 mm por sobre el punto medio del canal radicular (punto 0), existe gran diferencia de desgaste dentinario entre la pared cóncava y la pared convexa de éste, determinando transportación en esta área, que corresponde al área más coronal del tercio medio del canal radicular, afectándose notablemente la pared dentinaria cóncava. En los puntos +1, 0 y -1 mm no se observan diferencias significativas entre el desgaste de la pared cóncava y convexa.

Es importante destacar que como lo muestra el gráfico, la pared que más se desgasta va variando; en éste caso, mientras más apical es el punto de medición la

pared convexa se va afectando más, mientras que la pared cóncava va disminuyendo en cuanto a cantidad de dentina removida.

Así podemos determinar que el sistema de instrumentación mecanizada RaCe transporta a expensas de la pared cóncava en el sector más coronal del tercio medio del canal radicular, mientras que en la otra área del canal radicular, los instrumentos se mantienen centrados.

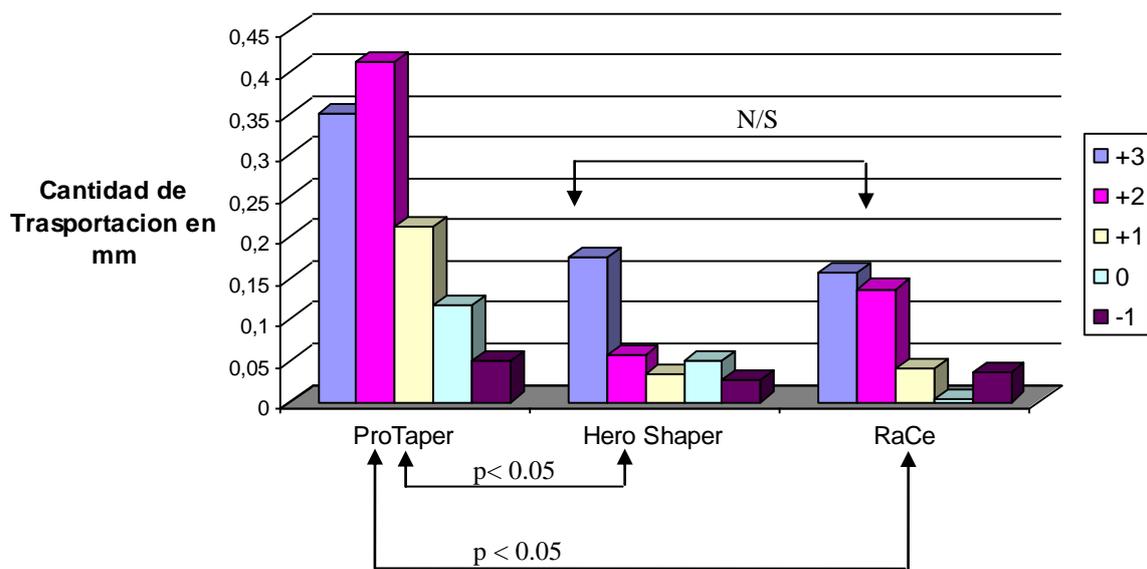
Resultados de la comparación entre los tres sistemas mecanizados:

ProTaper, HERO Shaper y RaCe.

En el gráfico número 5 se comparan las diferencias de cantidad de transportación del canal radicular en los cinco puntos de medición (+3,+2,+1,0 y -1) entre los tres sistemas de instrumentación mecanizada utilizados en este estudio, con el objetivo de determinar cual de ellos provoca mayor cantidad de transportación del canal radicular.

Grafico N°5

Diferencias del promedio de desgaste de dentina en los distintos puntos de medición de las paredes convexas y cóncavas, utilizando los tres sistema de Instrumentación Mecanizada; ProTaper universal HERO Shaper y RaCe.



Se analizó mediante test estadístico ANOVA, demostrando que existen diferencias significativas entre la trasportación producida por los tres sistemas de instrumentación mecanizada. También se sometió a análisis estadístico Tukey, para comparar un sistema con otro, observándose diferencias significativas entre el sistema ProTaper v/s HERO Shaper y entre el sistema ProTaper v/s RaCe, lo que indica que el sistema ProTaper Universal provoca más trasportación de los canales radiculares que los otros dos sistemas analizados.

Entre los sistemas de instrumentación HERO Shaper y RaCe no se observaron diferencias significativas en cuanto a la trasportación provocada, a

pesar que RaCe provocó transportación en dos puntos de medición, en cambio HERO Shaper transportó el canal radicular solo en un punto.

En los anexo N° 2 se representan cada una de las mediciones realizadas que permitieron obtener los resultados del sistema de instrumentación mecanizada ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe. En este anexo se indican los valores del espesor dentinario de la pared cóncava y convexa, así como también se muestran las tablas que indican el promedio de dichos valores y las diferencias entre ellos.

DISCUSIÓN

Existen numerosos estudios que comparan los sistemas de instrumentación mecanizada, en cuanto al tiempo y el cambio de longitud de trabajo, fracturas de instrumentos, perforaciones y diferencias en la geometría del canal radicular antes y después de ser instrumentados ^(14,30,32,38). Dentro de estos accidentes de procedimiento uno que eventualmente se puede producir, es la transportación del canal radicular. Diversos estudios comparan la cantidad de transportación en los tercios radiculares: apicales, medios y cervicales ^(19, 21, 41, 46, 49, 50, 53, 51) con grandes intervalos de medición, así como también la transportación sólo en el tercio apical ^(31, 37, 52) o sólo en el tercio cervical ⁽⁵³⁾. No existe literatura disponible sobre la medición en diversos puntos del tercio medio del canal radicular.

Este estudio pretendió comparar el grado de transportación específicamente del tercio medio de canales radiculares con curvaturas entre 25 y 35 grados medidos según la técnica indicada por Schneider, los que fueron preparados por un mismo operador con tres técnicas de instrumentación mecanizada: ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe.

La metodología utilizada se basó en la medición en mm. de la diferencia de grosor de las paredes dentinarias, cóncavas y convexas, de las raíces vestibulares de 30 molares superiores, antes y después de instrumentar sus canales radiculares. Este modelo metodológico ha sido utilizado por otros autores ^(14, 32, 37) que han comparado el grado de transportación en los tercios cervical, medio y apical.

En esta investigación se observó que los canales radiculares instrumentados con el sistema ProTaper Universal sufrieron transportación estadísticamente significativa en los puntos +3, +2 y +1, removiendo mayor cantidad de dentina en la pared cóncava del canal, correspondiendo prácticamente a todo el tercio medio radicular. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Paqué y cols. en el año 2005 ⁽³⁹⁾, quienes señalaron que ProTaper Universal removía mayor cantidad de dentina en los tercios coronales y medios. Probablemente esto se deba a la conicidad progresiva de los instrumentos hasta de un 19% a lo largo de su superficie de corte, dificultando la libre elección de conicidad para casos clínicos específicos. Al contrario, un estudio realizado el mismo año por Guelzow y cols. ⁽³⁸⁾ indicaron que este sistema de instrumentación mecanizada, mantiene la curvatura original de todo el canal radicular con una transportación mínima de éste. Esto se puede deber a las diferencias en la secuencia de instrumentación utilizada y que en este último estudio se utilizó microscopía de luz y cortes transversales de las raíces estudiadas tan sólo en tres puntos a lo largo de la raíz. En cambio, en nuestro estudio se realizó una medición bidimensional en cinco puntos equidistantes y sólo en el tercio medio del canal radicular. En un reporte realizado el año 2007 por Alexios y cols. ⁽⁵⁴⁾ señalaron; que en el sector más coronal del tercio medio del canal radicular, el sistema ProTaper Universal transporta hacia la pared interna o cóncava de la raíz, coincidiendo con nuestros resultados.

En los canales radiculares instrumentados con el sistema de instrumentación mecanizada RaCe, se pudo observar que hubo transportación del canal radicular en los puntos de medición +3 y +2, desgastándose significativamente más la pared cóncava en estos puntos. Según Schafer y Vlassis

⁽³⁷⁾ RaCe mantiene mejor la curvatura original del canal radicular al compararlo con ProTaper, siendo esta observación concordante con nuestro estudio. En una publicación realizada el año 2008 por Cumhur Aydin y cols ⁽⁴⁶⁾ donde compararon el sistema de instrumentación mecanizada RaCe v/s HERO Shaper, observaron que RaCe provocaba mayor cantidad de accidentes de procedimiento en el canal radicular que HERO Shaper y señalaron que RaCe provoca mayor desgaste en la pared cóncava de éste. Sin embargo Guelzow y cols ⁽³⁸⁾ indicaron que RaCe mantiene la curvatura del canal radicular sin existir diferencias significativas en cuanto a cantidad de desgaste dentinario.

En las siguientes mediciones, +1, punto cero y -1 la pared convexa fue progresivamente más afectada en cuanto a la cantidad de dentina removida sin trasportar el canal radicular en estos puntos, lo que probablemente se debió a la dirección que adquiere cada lima al seguir la curvatura del canal radicular.

En los canales radiculares instrumentados con el sistema HERO Shaper, sólo se observó leve transportación en el punto más coronal del tercio medio (punto +3), lo que probablemente se debió a la rectificación que provocan los instrumentos para realizar el acceso al canal radicular. Cumhur Aydin y cols. ⁽⁴⁶⁾ en el año 2008 observaron que HERO Shaper era capaz de mantener la morfología del canal radicular de mejor forma que RaCe. Abeer y cols. ⁽⁵³⁾ en el mismo año, observaron que el sistema HERO Shaper provocaba significativamente menor cantidad de dentina removida que el sistema ProTaper ya que este último afectaba la zona del tercio medio radicular llamada “danger zone”, aumentando así el riesgo de

perforaciones hacia la pared cóncava de la raíz. Ambos estudios concuerdan con los resultados aquí presentados

Durante la etapa experimental de este trabajo, ocurrió la fractura de dos instrumentos ProTaper, específicamente la lima F3, lo que coincide con lo publicado por otros operadores ^(33, 37, 39), ya que esta lima presenta mayor conicidad y diámetro, haciéndola más rígida y susceptible a fracturas, que los demás instrumentos utilizados.

Según los resultados obtenidos en este estudio, existen diferencias significativas en cuanto al grado de trasportación del tercio medio de los canales radiculares instrumentados con el sistema ProTaper Universal, provocando mayor trasportación en comparación con aquellos donde se utilizó instrumentación mecanizada RaCe y HERO Shaper. El sistema HERO Shaper fue el que provocó menor grado de trasportación en el tercio medio del canal, lo que sugiere ser una técnica efectiva y segura en cuanto a la mantención de la geometría natural de éste.

CONCLUSIONES

1.- El sistema ProTaper Universal provoca una mayor trasportación en el tercio medio del canal radicular, estadísticamente significativa, comparada con los sistemas RaCe y HERO Shaper; siendo en mayor grado en el sector más coronal del tercio medio y disminuyendo hacia apical de éste.

2.- Los sistemas RaCe y HERO Shaper provocan mínima trasportación, sólo en el extremo coronal del tercio medio del canal radicular, no mostrando diferencias significativas entre sí.

3.- El sistema HERO Shaper fue el que provocó la menor trasportación del tercio medio del canal, siendo el sistema que mejor se comporta desde el punto de vista de la mantención de la geometría natural del canal radicular.

RESUMEN

En la preparación del canal radicular se debe lograr una conformación progresivamente cónica hacia apical de él, sin generar accidentes de procedimiento; sin embargo, la diversidad anatómica presente en el sistema de canales radiculares, especialmente en relación a los rangos de curvatura, lo dificulta. Durante la última década, se han fabricado nuevos instrumentos endodónticos rotatorios, de Níquel Titanio, que provee mayor flexibilidad y resistencia a la fractura, disminuyendo el tiempo de trabajo, la fatiga del operador y facilitando la conformación del canal y reduciendo los accidentes de procedimiento.

El interés de este estudio, fue comparar el grado de transportación del tercio medio del canal radicular, utilizando los sistemas de instrumentación mecanizada disponibles en el mercado nacional: ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe.

Se realizó un estudio *in vitro*, de 30 molares superiores extraídos, donde la curvatura de los canales radiculares fue moderada a severa (según Schneider). Se formaron 3 grupos de diez conductos, cada uno de los cuales fue preparado con una técnica mecanizada diferente, todos hasta calibre #30.

Se tomaron radiografías estandarizadas previas y posteriores a la instrumentación. Luego se digitalizaron y mediante el método de morfometría lineal, fueron medidas las paredes cóncavas y convexas de cada raíz en los puntos +3,+2,+1,0 y -1, los cuales fueron establecidos a partir del punto cero ubicado en la mitad de la distancia entre la furca y el vértice radiográfico.

Los resultados obtenidos indican que el sistema de instrumentación mecanizada ProTaper Universal, produce mayor transportación del tercio medio del canal radicular, en comparación con los sistemas RaCe y HERO Shaper, siendo este último el que provocó menor transportación; lo que lo hace recomendable para la instrumentación de molares con curvaturas moderadas a severas.

BIBLIOGRAFIA

1. American Association of Endodontists. Glossary. Contemporary Terminology for Endodontics. 6th ed. Chicago: AAE, p. 20. 1998.

2. LEONARDO, M.R., DE TOLEDO, R., “ Endodoncia: Tratamiento de conductos radiculares- principios técnicos y biológicos”. Volumen 1 Editorial Artes Médicas, 2005.
3. Nomina Anatómica Oficial. VI Congreso Internacional de Anatomía, París, 1955.
4. ROIG M, MORELLÓ S. “Manual de Endodoncia. Parte 1. Concepto de Endodoncia.” Rev. Oper. Dent. Endod. 5 (20). 2006
5. BEER, R., BAUMANN, M., KIM, S. “Atlas de Endodoncia.” Editorial Masson,. S.A. 2005
6. SCHAFER. “Effects of four instrumentation techniques on curved canals: a comparison study”. J Endod. 22(12), 685 - 689. 1996
7. SCHIRRMESTER JF. et al. “Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation insimulated curved root canals”. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 101(6),807-13. 2006
8. GOLBERG F., ARAUJO J.A., “Comparison of three instruments in the preparation of curved root canals”. Endod Dent Traumatol. 13 (6), 265-268. 1997.
9. ZUOLO, M.L., WALTON, R. E. “Deterioro de los instrumentos con el uso: comparación entre níquel-titanio y el acero inoxidable.” Quintessense. Editorial Española. Volumen 11, Número 4, 1998.
10. CIVJAN S, HUGET E.F, DESIMON L.B. “Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys”. J. Dent. Res. 54 (1), 89-96. 1975.

11. CAMPS JJ, PERTOT WJ, LEVALLOISB. "Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files". *Int Endod J.* 28(5), 239-243. 1995.
12. CANALDA SAHLÍ C, BRAU AGUDE E, BERASTEGUI JIMENO E. "A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys". *Int. Endod J.* 29(3), 185-189. 1996.
13. BRAU AGUADÉ E. "Propuesta de una secuencia clínica para un nuevo sistema de preparación de canales radiculares: RaCe". *Science.* 163 (1-5), 1-6. 2005.
14. VELTRI M. et al. "A comparative study of EndoFlare-HERO Shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals" *Int Endod J.* 38(9), 610-616. 2005.
15. FINTEN, SUSANA B. - TESTI, JULIO A. "Comparación in vitro de instrumentación mecánica- rotacional (RBS y Power R) y manual asociada con fresas Gates Glidden". *Cátedra de Endodoncia-Facultad de Odontología-UNNE.* 2004.
16. CHEN JL., MESSER HH. "A comparison of stainless steel hand and rotary nickel-titanium instrumentation using a silicone impression technique". *Australian Dent. J.* 47 (1), 12-20. 2002.
17. SCHNEIDER SAM. "A comparison of canal preparations in straight and curved root canals." *Oral Surg.* 32 (2), 271-275. 1971
18. ABOU-RASS M, FRANK LA. "The anticurvature filing method to prepare the curved root canal". *JADA.* 101(5), 792-794. 1980
19. DOBÓ-N " A comparison of the shaping characteristics of two nickel–titanium endodontic hand instruments" *Int. Endod J.* 35(3), 283-288. 2002.

20. LEDO PÉREZ, "Algunos fallos durante el tratamiento endodóntico", Revista oficial de la Asociación española de Endodoncia. 13(4), 187-190.1995.
21. SOARES, GOLDBERG. Endodoncia; técnica y fundamentos,325 p. Ed Medica Panamericana. 2003
22. WEINE F, NELLY RF, LIO PJ. "The effect of preparation procedures on original shape and on apical foramen shape". J Endod. 1(8), 255-262. 1975.
23. - LEONARDO, M.R., DE TOLEDO, R. "Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio".Volumen 2. Editorial Artes Medicas Ltda. 2002
24. THOMPSON,S.A. "An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry." Int. Endod J. 33(4), 297-310, 2000.
25. ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J.A.P. "Endodontia-Principios biológicos y mecanicos". 1ª ed. Sao Paulo, Artes médicas, 1999.
26. BRAU AGUADÉ ESTEBAN, PUMAROLA SUÑÉ JOSÉ. "Reflexiones a la técnica de instrumentación rotatoria y aplicación clínica del HERO 642". RCOE. [periódico en la Internet]. 7(3), 261-270.2002
27. WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. "An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files". J. Endod. 14(7), 346-351.1988.
28. BAUMANN MA. "Nickel-Titanium: options and challenges" .Dent Clin N Am. 48(1), 55-67. 2004.
29. J GUTMANN. "Solución de problemas en Endodoncia, prevención, identificación y tratamiento". Cuarta Edición, editorial Elsevier España. 2007.

30. MATTHEW T. ANKRUM, GARY HARTWELL. "K3 Endo, ProTaper, an Profile System: Breakage and Distortion in Severely Curved Roots of Molars". *J. Endod.* 30(4), 234-237. 2004
31. IQBAL M. K., FIRIC S. TULCAN J. KARABUCAK B., KIM S. "Comparison of apical transportation between Profile and ProTaper NiTi rotary instruments". *Int Endod J.* 37(6), 359-364. 2004.
32. SCHAFER E. FLOREK. "Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals". *Int Endod J.* 36(3), 199-207. 2003.
33. SCHAFER E. Y VLASSIS M. "Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper v/s RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals" *Int Endod J.* 37(4), 229-38. 2004.
34. OZGUR UYANIK M. et al. "Comparative evaluation of three nickel – titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography". *J. Endod.* 32(7), 668-671. 2006.
35. PETER OA, PETERS CI, SCHONENBERGERK K, BARBAKOW F. "ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT." *Int Endod J.* 36(2), 86-92. 2003.
36. BERGMANS L, et al. "Progressive versus constant tapered shaft design using Ni-Ti rotary instruments". *J. Endod.* 36(4), 288-95. 2003
37. SCHAFER E. Y VLASSIS M. "Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper v/s RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth." *Int Endod J.* 37(4), 239-248 2004.

38. GUELZOW A., et al. "Comparative study of six rotary nickel-titanium system and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J.* 38(10), 743-52. 2005.
39. PAQUE F., MUSCH U., HULSMANN M. "Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments." *Int Endod J.* 38(1), 8-16. 2005.
40. LOUSHINE R.J. WELLER R.N. HARTWELL G.R. "Stereomicroscopic evaluation of canal shape following hand, sonic, and ultrasonic instrumentation". *J. Endod.* 15(9), 417-21. 1989.
41. YANG G.B., et al., "Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root Canals of extracted teeth". *Int Endod J.* 40(9), 707-714. 2007.
42. WEIGER R. "Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals". *J Endod.* 28(8), 580-3. 2002.
43. ALBUQUERQUE MATOS M., DE RIBOT J M^a, ROIG CAYÓN M. "ProTaper Universal". *Rev Oper Dent Endod.* 5 (79). 2007.
44. TULSA DENTAL PRODUCTS. "ProTaper manufacturer's instructions for use". Tulsa Dental Products, 2001
45. CIFFORD J. RUDDLE, "The ProTaper NT system". *Dent Clin N Am.* 48(1), 87-111. 2004
46. CUMHUR AYDIN et al.. "Comparison of shaping ability of RaCe and HERO Shaper instruments in simulated curved canals" *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*105(3), 92-97. 2008.

47. KAPTAN F. et al. "Comparative evaluation of the preparation efficacies of HERO Shaper and Nitiflex root canal instruments in curved root canals". *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 100(5), 636-42. 2005.
48. <http://www.micro-mega.com/anglais/produits/HEROshaper/memploi.php>
49. CHANG Y CHEUNG. "A comparison of stainless steel and nickel-titanium K-files in curved root canals" *Int. Endod J.* 29(6), 370-375. 1996.
50. CHRIS L. et al. "Analysis of nickel.titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging". *J. Endod.* 22(11), 603-607.1996.
51. BERTRAND, et al. " Curved molar root canal preparations using HERO 642 rotary nickel-titanium instruments". *Int. Endod. J.* 34(8), 631-636. 2001
52. JAVAHERI HH, JAVAHERI GH. " A comparison of three Ni.Ti rotary instruments in apical transportation". *J. Endod.* 33(3), 284-6. 2007.
53. ABEER H, MONA M. "Comparison of effects of ProTaper, HERO Shaper, and Gates Glidden burs on cervical dentin thickness and root canal volumen by using multislice computed tomography". *J. Endod.* 34(10), 1219-1222. 2008
54. ALEXIOS L. et al. " A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography". *J. Endod.* 33(12), 1455-1459. 2007
55. ANDREA CRUZ, CARLOS MENEZES, JOSE POLI. "Assessment of the deviation alter biomechanical preparation of the coronal, middle, and apical thirds of root Canals instrumented with three HERO Rotary Systems" *J. Endod.* 33(12), 1460-1463. 2007.

ANEXO 1

Tabla N°1: Calibración intraoperador:

CALIBRACION	Pared Derecha	Pared Izquierda
1° día mañana	1,13mm	1,23 mm
1° día tarde	1,11mm	1,21mm
2° día mañana	1,10 mm	1,21mm
2° día tarde	1,04mm	1.20mm
3° día mañana	1,10mm	1,19mm
3° día tarde	1,12 mm	1,22mm
4° día mañana	1,16 mm	1,20 mm
4° día tarde	1,12 mm	1,20 mm
5° día mañana	1,14mm	1,21 mm
5° día tarde	1,11 mm	1,21 mm

Tabla N° 2: Análisis estadístico para la pared derecha en distintas jornadas.

T-test para muestras dependientes.

Pared Derecha	n/s
Derecha Mañana	Derecha Tarde
1,13	1,11
1,1	1,04
1,1	1,12
1,16	1,12
1,14	1,11

Tabla N° 3: Análisis estadístico para la pared izquierda en distintas jornadas.

T-test para muestras dependientes.

Pared Izquierda	n/s
Izquierda Mañana	Izquierda Tarde
1,23	1,21
1,21	1,2
1,19	1,22
1,2	1,2
1,21	1,21

Tabla N°4: Análisis estadístico para pared derecha e izquierda realizado al inicio y final de la calibración.

T-test para muestras dependientes.

Pared Derecha	n/s	Pared Izquierda	n/s
Inicial	Final	Inicial	Final
1,13	1,12	1,23	1,22
1,11	1,16	1,21	1,2
1,1	1,12	1,21	1,2
1,04	1,14	1,2	1,21
1,1	1,11	1,19	1,21

ANEXO 2

Tabla N° 5: Resultados de las mediciones en +3 mm. Sistema ProTaper Universal.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
1	0,92	0,56	0,36	1,31	1,21	0,1
2	1,39	1,06	0,33	1,54	1,5	0,04
3	1	0,69	0,31	1,61	1,55	0,06
4	1,63	1,01	0,62	1,13	1,09	0,04
5m	1,5	0,63	0,87	1,3	1,24	0,06
5d	1,24	0,75	0,49	1,4	1,17	0,23
6	1,25	1,02	0,23	1,77	1,75	0,02
7	1,44	1,21	0,23	1,94	1,76	0,18
8	1,62	1,28	0,34	1,9	1,74	0,16
9	1,55	0,92	0,63	1,3	1,28	0,02
		Promedio	0,441			0,091

Tabla N° 6: Resultados de las mediciones en +2 mm. Sistema ProTaper Universal.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
1	1,09	0,61	0,48	1,24	1,24	0
2	1,44	0,95	0,49	1,53	1,47	0,06
3	1,07	0,63	0,44	1,47	1,46	0,01
4	1,59	0,9	0,69	1,11	1,03	0,08
5m	1,41	0,63	0,78	1,15	1,14	0,01
5d	1,18	0,61	0,57	1,08	1,01	0,07
6	1,21	0,94	0,27	1,5	1,5	0
7	1,58	1,12	0,46	1,88	1,69	0,19
8	1,69	1,4	0,29	1,86	1,71	0,15
9	1,24	0,84	0,4	1,16	0,98	0,18
		Promedio	0,487			0,075

Tabla N° 7: Resultados de las mediciones en +1 mm. Sistema ProTaper Universal.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
1	1,16	0,81	0,35	1,27	1,03	0,24
2	1,31	1,01	0,3	1,48	1,41	0,07
3	0,9	0,76	0,14	1,42	1,41	0,01
4	1,52	1,03	0,49	1,04	0,97	0,07
5m	1,26	0,73	0,53	0,92	0,9	0,02
5d	1,22	0,63	0,59	1	0,88	0,12
6	1,13	1,01	0,12	1,47	1,43	0,04
7	1,42	1,12	0,3	1,81	1,57	0,24
8	1,72	1,4	0,32	1,86	1,74	0,12
9	1,08	0,87	0,21	1,16	0,87	0,29
		Promedio	0,335			0,122

Tabla N° 8: Resultados de las mediciones en punto Cero. Sistema ProTaper Universal.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
1	1,23	0,95	0,28	1,23	0,87	0,36
2	1,68	1,13	0,55	1,26	1,13	0,13
3	0,97	0,65	0,32	1,43	1,28	0,15
4	1,46	1,05	0,41	1	0,88	0,12
5m	1	0,89	0,11	0,92	0,75	0,17
5d	0,99	0,67	0,32	0,95	0,9	0,05
6	1,24	1,09	0,15	1,35	1,32	0,03
7	1,45	1,16	0,29	1,72	1,54	0,18
8	1,96	1,65	0,31	1,92	1,7	0,22
9	1,01	0,88	0,13	1,16	0,88	0,28
		Promedio	0,287			0,169

Tabla N° 9: Resultados de las mediciones en -1mm. Sistema ProTaper Universal.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
1	1,13	0,98	0,15	1,1	0,84	0,26
2	1,54	1,19	0,35	1,16	0,88	0,28
3	1,15	0,84	0,31	1,28	1,11	0,17
4	1,24	0,94	0,3	0,89	0,78	0,11
5m	1,23	1,07	0,16	0,85	0,62	0,23
5d	1,1	0,73	0,37	0,98	0,8	0,18
6	1,25	1,19	0,06	1,17	1,17	0
7	1,41	1,23	0,18	1,47	1,46	0,01
8	2,03	1,88	0,15	1,78	1,53	0,25
9	0,81	0,78	0,03	1,03	0,96	0,07
		Promedio	0,206			0,156

Tabla N° 10: Resultados de las mediciones en +3mm. Sistema HERO Shaper.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
10	1,46	1,2	0,26	1,46	1,41	0,05
11	1,92	1,62	0,3	1,97	1,89	0,08
12	1,46	1,17	0,29	1,45	1,45	0
13	1,9	1,47	0,43	0,92	0,92	0
14	1,54	1,41	0,13	1,53	1,52	0,01
15	1,46	1,43	0,03	1,38	1,22	0,16
16	1,48	0,99	0,49	1,18	1,17	0,01
17	1,47	1,3	0,17	1,83	1,75	0,08
18m	1,35	1,21	0,14	1,46	1,42	0,04
18d	1,46	1,4	0,06	1,57	1,45	0,12
		Promedio	0,23			0,055

Tabla N° 11: Resultados de las mediciones en +2mm. Sistema HERO Shaper.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
10	1,43	1,12	0,31	1,36	1,36	0
11	1,75	1,71	0,04	1,84	1,65	0,19
12	1,34	1,2	0,14	1,34	1,27	0,07
13	1,55	1,35	0,2	1	1	0
14	1,49	1,36	0,13	1,64	1,5	0,14
15	1,6	1,55	0,05	1,45	1,22	0,23
16	1,32	1,11	0,21	1,07	1,06	0,01
17	1,42	1,33	0,09	1,62	1,47	0,15
18m	1,23	1,11	0,12	1,29	1,28	0,01
18d	1,47	1,37	0,1	1,38	1,36	0,02
		Promedio	0,139			0,082

Tabla N° 12: Resultados de las mediciones en +1mm. Sistema HERO Shaper.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
10	1,37	1,11	0,26	1,39	1,29	0,1
11	1,77	1,74	0,03	1,86	1,48	0,38
12	1,3	1,13	0,17	1,1	0,98	0,12
13	1,46	1,21	0,25	1,2	1,19	0,01
14	1,38	1,37	0,01	1,66	1,38	0,28
15	1,49	1,49	0	1,44	1,16	0,28
16	1,05	0,84	0,21	1,2	1,1	0,1
17	1,26	1,23	0,03	1,48	1,44	0,04
18m	1,22	1,16	0,06	1,17	1,16	0,01
18d	1,24	1,24	0	1,49	1,45	0,04
		Promedio	0,102			0,136

Tabla N° 13: Resultados de las mediciones en punto cero. Sistema HERO Shaper.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
10	1,35	1,15	0,2	1,23	1,16	0,07
11	1,88	1,71	0,17	1,58	1,36	0,22
12	1,12	0,98	0,14	0,84	0,75	0,09
13	1,3	1,21	0,09	1,23	0,99	0,24
14	1,35	1,34	0,01	1,41	1,29	0,12
15	1,62	1,62	0	1,44	1,2	0,24
16	1,11	1,09	0,02	1,2	1,14	0,06
17	1,22	1,22	0	1,39	1,36	0,03
18m	1,15	1,13	0,02	1,11	1,11	0
18d	1,22	1,22	0	1,45	1,38	0,07
		Promedio	0,065			0,114

Tabla N° 14: Resultados de las mediciones en -1mm. Sistema HERO Shaper.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
10	1,19	1,08	0,11	1,19	1,04	0,15
11	1,9	1,74	0,16	1,29	1,26	0,03
12	1,1	0,89	0,21	0,74	0,6	0,14
13	1,26	1,2	0,06	1,17	0,96	0,21
14	1,31	1,24	0,07	1,28	1,1	0,18
15	1,91	0,9	1,01	1,36	1,17	0,19
16	1,24	1,2	0,04	1,1	0,64	0,46
17	1,08	1,03	0,05	1,32	1,24	0,08
18m	1,17	1,1	0,07	1,29	1,24	0,05
18d	1,28	1,25	0,03	1,22	1,17	0,05
		Promedio	0,181			0,154

Tabla N° 15: Resultados de las mediciones en +3mm. Sistema RaCe.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
19	1,61	1,29	0,32	1,36	1,33	0,03
20	1,28	1,16	0,12	1,73	1,67	0,06
21	1,49	1,24	0,25	1,54	1,45	0,09
22	1,37	1,2	0,17	1,65	1,57	0,08
23	1,31	1,24	0,07	1,25	1,06	0,19
24	1,52	1,3	0,22	1,91	1,83	0,08
25	1,57	1,32	0,25	1,31	1,31	0
26	1,41	1,15	0,26	1,63	1,56	0,07
27	1,4	1,13	0,27	1,39	1,3	0,09
28	1,25	0,87	0,38	1,45	1,4	0,05
		Promedio	0,231			0,074

Tabla N° 16: Resultados de las mediciones en +2mm. Sistema RaCe.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
19	1,49	1,25	0,24	1,25	1,21	0,04
20	1,09	0,94	0,15	1,64	1,54	0,1
21	1,33	1,16	0,17	1,38	1,38	0
22	1,45	1,32	0,13	1,65	1,55	0,1
23	1,17	1,01	0,16	1,1	1,1	0
24	1,44	1,34	0,1	1,7	1,68	0,02
25	1,5	1,43	0,07	1,14	1,14	0
26	1,37	1,12	0,25	1,48	1,46	0,02
27	1,38	1,03	0,35	1,27	1,07	0,2
28	1,15	0,91	0,24	1,22	1,21	0,01
		Promedio	0,186			0,049

Tabla N° 17: Resultados de las mediciones en +1mm. Sistema RaCe.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
19	1,36	1,21	0,15	1,19	1,17	0,02
20	1,11	0,97	0,14	1,56	1,46	0,1
21	1,02	0,88	0,14	1,41	1,41	0
22	1,48	1,36	0,12	1,69	1,59	0,1
23	1	0,86	0,14	1,12	1	0,12
24	1,35	1,33	0,02	1,47	1,45	0,02
25	1,5	1,5	0	1,35	1,29	0,06
26	1,42	1,19	0,23	1,44	1,32	0,12
27	1,3	1,1	0,2	1,26	1,06	0,2
28	1,04	1	0,04	1,1	1,06	0,04
		Promedio	0,118			0,078

Tabla N° 18: Resultados de las mediciones en punto cero. Sistema RaCe.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
19	1,32	1,21	0,11	1,22	1,18	0,04
20	1,13	1,02	0,11	1,55	1,43	0,12
21	1,23	1,02	0,21	1,45	1,45	0
22	1,37	1,36	0,01	1,65	1,6	0,05
23	0,81	0,81	0	1,05	0,93	0,12
24	1,33	1,24	0,09	1,26	1,26	0
25	1,45	1,42	0,03	1,43	1,28	0,15
26	1,48	1,35	0,13	1,4	1,25	0,15
27	1,33	1,17	0,16	1,15	1,02	0,13
28	0,98	0,89	0,09	1,26	1,04	0,22
		Promedio	0,094			0,098

Tabla N° 19: Resultados de las mediciones en -1mm. Sistema RaCe.

	Pared Concava	Pared Concava	Diferencia	Pared Convexa	Pared Convexa	Diferencia
Diente	Pre Instrum	Post Instrum		Pre Instrum	Post Instrum	
19	1,38	1,29	0,09	1,27	1,13	0,14
20	0,99	0,98	0,01	1,5	1,39	0,11
21	1,33	1,24	0,09	1,62	1,48	0,14
22	1,23	1,21	0,02	1,65	1,61	0,04
23	0,92	0,8	0,12	0,88	0,72	0,16
24	1,2	1,14	0,06	0,96	0,94	0,02
25	1,2	1,13	0,07	1,52	1,36	0,16
26	1,26	1,22	0,04	1,2	1,16	0,04
27	1,43	1,3	0,13	1,05	0,95	0,1
28	1,12	1,05	0,07	1,09	0,95	0,14
		Promedio	0,07			0,105

Tabla N°20: Diferencias de desgaste por pared dentinaria. Pared cóncava versus convexa +3,+2,+1,0 y -1 mm. Sistema ProTaper Universal.

Test de Mann Whitney Rank Sun

Puntos de Medición	Pared Concava	Pared Convexa	Diferencia	Test
3	0,441	0,091	0,35	p<0,001
2	0,487	0,075	0,412	p<0,001
1	0,335	0,122	0,213	p=0,003
0	0,287	0,169	0,118	n/s
-1	0,206	0,156	0,05	n/s

Tabla N°21: Diferencias de desgaste por pared dentinaria. Pared cóncava versus convexa +3,+2,+1,0 y -1 mm. Sistema HERO Shaper.

Test de Mann Whitney Rank Sun

Puntos de Medición	Pared Concava	Pared Convexa	Diferencia	Test
3	0,23	0,055	0,175	p=0,005
2	0,139	0,082	0,057	n/s
1	0,102	0,136	0,034	n/s
0	0,065	0,114	0,049	n/s
-1	0,181	0,154	0,027	n/s

Tabla N°22: Diferencias de desgaste por pared dentinaria. Pared cóncava versus convexa +3,+2,+1,0 y -1 mm. Sistema HERO Shaper.

Test de Mann Whitney Rank Sun

Puntos de medición	Pared Concava	Pared Convexa	Diferencia	Test
3	0,231	0,074	0,157	p=0,001
2	0,186	0,049	0,137	p=0,002
1	0,118	0,078	0,04	n/s
0	0,094	0,098	0,004	n/s
-1	0,07	0,105	0,035	n/s

Tabla N°23: Diferencias de desgaste entre pared dentinaria cóncava versus convexa en +3,+2,+1,0 y -1 mm. en los tres sistemas de instrumentación mecanizada: ProTaper Universal, HERO Shaper y RaCe.

Test ANOVA

Puntos de medición	ProTaper	HERO Shaper	RaCe
3	0,35	0,175	0,157
2	0,412	0,057	0,137
1	0,213	0,034	0,04
0	0,118	0,049	0,004
-1	0,05	0,027	0,035

p=0,009

Tabla N°24: Test Estadístico Tukey para comparar los tres Sistemas de Instrumentación Mecanizada.

- 1.- ProTaper Universal v/s HERO Shaper
- 2.- ProTaper universal v/s RaCe
- 3.- HERO Shaper v/s RaCe

--- Multiple Comparisons - Tukey ---								
Comparison	Difference of means			SE	p	q	P<.05	
1 vs 2:	0.2286	-	0.0684 =	0.1602	0.03052	3	5.249	Yes
1 vs 3:	0.2286	-	0.0746 =	0.154	0.03052	3	5.046	Yes
3 vs 2:	0.0746	-	0.0684 =	0.0062	0.03052	3	0.203	No
Degrees of freedom: 8								