



**EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LA FRACTURA SEGÚN TIEMPO
DE USO DE DOS SISTEMAS ROTATORIOS DE ENDODONCIA:
PROTAPER UNIVERSAL® Y RACE®**

Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista

Alumnos: Carlos Concha Soto
Hernán López Brevis

Docente Guía: Porf. Dra. Patricia Nazar Misleh
Cátedra de Endodoncia

Agradecimientos

Al final de este largo camino hemos decidido agradecer a quienes nos apoyaron de una u otra forma para realizar la culminación de nuestra carrera.

A nuestra querida docente guía, Dra Patricia Nazar, por su incalculable ayuda, motivación y por nunca perder la fe en nosotros.

A Dra. Loreto Martin y su esposo Andrés, por su buena voluntad, apoyo incondicional y el ánimo que nos entregaron día a día durante nuestro trabajo.

A Dr. Jorge Godoy, por su valiosa ayuda y cooperación siempre que la necesitamos.

A Nicole y a Tía Angélica, por su paciencia y cooperación mientras trabajábamos.

Al Tío Pepe, por su sonrisa constante y sus palabras alegres que nos motivaban a seguir.

A Jacqueline y Claudia, por su siempre eficiente ayuda en los momentos más complicados.

A Dra. Rosa Moya y a Alan, por su oportuna intervención cuando más la necesitamos.

A Carolina, representante de Dentsply, y a Pierre, representante de FKG, porque gracias a ellos tuvimos los medios necesarios para poder llevar a cabo nuestro estudio.

A ellos y a quienes siempre mostraron preocupación y apoyo constante, de corazón, gracias.

Agradecimientos Carlos Concha

Ahora que he materializado mi sueño expreso mis agradecimientos:

A Dios, por sentir su presencia siempre a mi lado, y entregarme la vida por intermedio de los padres que yo necesitaba para vivir esta experiencia.

A mi madre, por su amor, cuidados, preocupaciones, desvelos, esfuerzo y sacrificio que ha realizado durante toda su vida por mí. Gracias por tu fuerza, confianza, apoyo y por todo tu amor. Todo esto te lo dedico a ti madre, te amo.

A mi padre, por el esfuerzo que ha hecho durante toda su vida por darme todo lo que he necesitado, por enseñarme a nunca conformarse, por tu amistad, cariño, por darme lecciones de vida... te quiero papá.

A mi hermano Matías, por su preocupación, cariño y confianza, por ser mi hermano, por ser mi gran amigo, te quiero.

A mis tíos Eduardo, Samuel, Verónica, Rita y Cristina, por su ayuda incondicional durante toda esta aventura, gracias.

A mis abuelos por el amor incondicional que siempre me han entregado, aunque algunos ya no estén junto a mí.

A mis amigos "los chuscos" por todos estos años de amistad y cariño de hermanos, los quiero un montón.

A mis amigos "los vividores", "las peladas" y los amigos de Valparaíso, gracias por ser mi familia en esta vieja ciudad, por todos los momentos felices, no los olvidare jamás...

A mi compañero de tesis y gran amigo Hernán, por tu confianza y por sobre todo por tu amistad, disfrutemos esta etapa y este logro al máximo, te quiero amigo.

A la tía Ester, gracias por su amistad, cariño y por toda la ayuda que me ha dado siempre, no la olvidare jamás, gracias de todo corazón.

A María Cristina Asensio y su familia, por toda su desinteresada ayuda durante toda este tiempo, gracias.

A todas aquellas personas que en presencia y anónimamente contribuyeron a este importante logro en mi vida.... Sinceramente Carlos Concha Soto.

Agradecimientos Hernán López:

A mis padres Hernán y Catherina que los amo, porque mi educación y el cariño entregado en estos largos 27 años para ellos siempre fue lo principal, gracias a los dos.

A mi hermano Matías que lo adoro y me hace disfrutar día a día más aún de la música, mi verdadera pasión.

Porque esta carrera no podría haber sido terminada sin la ayuda de ustedes, gracias a mi Yaya por entregarme tanto amor y preocupación desde que llegué a su casa, y gracias a mi Tata, que yo se que me sigue dando fuerzas desde el cielo.

A mi querida tía Alicia que siempre tuvo fe en mi, y que supo estar cuando la necesité. Gracias por el apoyo.

A mis grandes amigos Yufi, Fels, Mosca y Leonard por todos estos años de celebraciones y buenos momentos en la Universidad. Espero nunca dejar de verlos.

A Bea por todo el apoyo incondicional que me diste junto a tu familia en todo momento. Siempre me sentí parte de ustedes.

A ti compadre Carlillos, por tu paciencia, porque aunque esto no haya sido fácil, vas a ser el que me va a acompañar en esta etapa inolvidable y lo vas a disfrutar tanto como yo.

A mi tan querido centro de alumnos (2008-2010), porque ustedes me enseñaron mucho y siempre traté de entregarles lo mejor, sigan así por siempre.

Y a todos los que de verdad me hicieron recordar estos años de Universidad como los años más importantes de mi vida.

Valparaíso U! , Valparaíso V!...Muchas gracias.

ÍNDICE

I. Introducción.....	Pág.1
II. Marco Teórico.....	Pág.2
Instrumentación del Sistema de Conductos Radiculares.....	Pág.2
Irrigación.....	Pág.5
Instrumental en Endodoncia.....	Pág.8
Instrumentos de Níquel Titanio.....	Pág.9
Generalidades del instrumental rotatorio.....	Pág.15
Características del diseño del instrumental rotatorio de NiTi.....	Pág.17
Causa de fracturas de instrumentos rotatorios.....	Pág.21
Sistema RaCe®.....	Pág.23
Sistema ProTaper Universal®.....	Pág.27
III. Hipótesis.....	Pág.32
IV. Objetivos.....	Pág.32
V. Materiales y Métodos.....	Pág.33
VI. Análisis estadístico.....	Pág.40
VII. Resultados.....	Pág.41
VIII. Discusión.....	Pág.51
IX. Conclusiones.....	Pág.55
X. Sugerencias.....	Pág.56

XI. Resumen.....	Pág.57
XII. Bibliografía.....	Pág.58
XIII Anexos.....	Pág.61

I. Introducción

Desde sus comienzos, la Endodoncia se ha encontrado en un proceso de evolución, cambiando vertiginosamente, por lo que los instrumentos y técnicas día a día se incorporan al ejercicio profesional, permitiendo que la ciencia odontológica logre un grado de perfeccionamiento progresivo.

La anatomía del sistema de conductos, a la cual se le ha asignado la terminología de sistema de conductos radiculares justificando su complejidad, ha sido un permanente desafío en la terapéutica para el endodoncista.

La instrumentación rotatoria mecanizada representa una verdadera “revolución en la técnica endodóntica”, pues permite al profesional realizar un tratamiento de conducto radicular de manera más eficaz que la que se hacía en un pasado reciente.

Muchas dificultades técnicas endodónticas observadas antes de la instrumentación rotatoria fueron reducidas acentuadamente después de su implantación. Resumidamente, se tornó más fácil el tratamiento endodóntico para aquellos que ya poseían predicados técnicos para su realización, a través de los instrumentos manuales.

Los instrumentos de Níquel Titanio, dada sus características de superelasticidad y flexibilidad han venido a resolver muchos de los problemas que genera la correcta conformación del sistema de conductos pero, a pesar de contar en la actualidad con una amplia variedad de sistemas para este propósito, es un denominador común que el accidente más frecuente y temido por el clínico es la separación o fractura de estos instrumentos.

Considerando que, las características de diseño y fabricación son factores determinantes en la resistencia de los instrumentos, este estudio pretende comparar el comportamiento de dos sistemas de última generación que difieren en su diseño y acabado superficial, sometiéndolos a semejantes condiciones y así evaluar su comportamiento de acuerdo al tiempo de uso.

II. Marco teórico

1. Instrumentación del Sistema de Conductos Radiculares

La instrumentación es un proceso físico mecánico: ya que por medio de limas u otros instrumentos se remueve detritus, da forma, esculpe y alisa las paredes dentinarias del conducto radicular; y químico: ya que las soluciones irrigantes actúan sobre los restos necróticos y microorganismos, y sobre el material orgánico e inorgánico de los conductos radiculares.

Su objetivo no se limita a la remoción de tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada del sistema de conductos radiculares, sino también a atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical.

Uno de los mayores adelantos en la preparación biomecánica de los conductos fue otorgado por Marshall y Pappin en 1980, que desarrollaron el concepto de "Crown down" descrito como una "preparación sin presión de la corona hacia abajo", también llamada Step Down. (Soares & Goldberg, 2003). Es considerada una técnica corono apical para PBM.

En esta técnica la porción coronal del conducto radicular es preparada en forma previa a la determinación de la longitud de trabajo. Consiste en ensanchar los 2/3 coronarios previamente, evitando el stress que los instrumentos sufren a la hora de preparar el tercio apical, ya que los sistemas van aumentando su conicidad para preparar mejor la entrada del conducto y abrir el acceso al tercio apical. Con esta técnica minimizamos el grado de curvatura de los 2/3 coroneales sin un gran riesgo de transportación, lo que disminuye la complejidad del tratamiento al momento del ensanchamiento apical y posteriormente en la obturación del conducto. Permite además remover todo lo que pudiera interferir la entrada de los instrumentos a los conductos logrando obtener un acceso de los instrumentos a través de la vía más directa (Soares & Goldberg, 2003).

De esta manera el Crown Down:

- Permite un mejor control de la instrumentación apical al disminuir el roce del instrumento en la totalidad del conducto
- Obtener un mejor acceso al tercio apical, ya que logra un acceso en línea recta a la zona de la curva del conducto.
- Mejorar el tallado del conducto radicular.
- Facilitar la acción de los irrigantes a través de un mayor acceso,
- Reduce el riesgo de bloqueo apical con fragmentos de dentina y tejido pulpar.
- Aumentar el taper de la preparación.
- Disminuir la extrusión de detritus.
- Disminuir accidentes operatorios.
- Respetar la anatomía dentaria.

-Facilitar la obturación al permitir una mayor facilidad en la condensación lateral.

Entre las posibles desventajas incluyen la formación de escalones, bloqueo apical y perforación, especialmente en conductos estrechos, pero esto puede solucionarse con una manipulación cuidadosa de las limas y la frecuente recapitulación. En estos casos debe realizarse un ensanchamiento de toda la longitud del conducto previamente hasta un tamaño 10 o 15 antes de proceder, lo que reduciría estos riesgos.

El Crown Down utiliza instrumentos de punta activa e inactiva, según sea el caso, y se puede realizar con instrumentos manuales, como limas H, o rotatorios de acero inoxidable o Níquel Titanio, como fresas Gates Glidden y Sistemas ProTaper, o RaCe, respectivamente.

Una vez concluidas las etapas de apertura, limpieza de la cámara pulpar, localización y preparación de acceso de las entradas de los conductos, el caso clínico ofrecerá las condiciones para que se inicie la preparación del conducto radicular (Soares & Goldberg., 2003)

La preparación del conducto, está constituida por un conjunto de procedimientos mecánicos (preparación mecánica) y de productos químicos (preparación química) (Soares & Goldberg., 2003) que tienen como objetivo, en primer lugar, la conformación (ensanchamiento), respetando al máximo la anatomía interna original, de manera que los conductos adquieran una forma progresivamente cónica desde el orificio de entrada, a nivel de la cámara pulpar, hasta el ápice, manteniendo la posición y el diámetro de la constricción y del orificio apical. Con ellos se favorece el segundo objetivo, la limpieza completa del contenido del conducto (tejido pulpar, bacterias, componentes antigénicos y restos hísticos necróticos) y su desinfección. Al conseguir ambos objetivos se facilita la posterior obturación tridimensional de los conductos con materiales biológicamente inocuos y la obtención de un sellado coronoapical lo más hermético posible (Canalda & Brau, 2001).

Como partícipes de esta etapa, los instrumentos endodónticos desempeñan un papel de extraordinaria importancia (Soares & Goldberg, 2003).

Existen diversas técnicas para la realización de la preparación biomecánica de los conductos radiculares dividiéndose en técnicas para conductos aparentemente rectos (Técnica de la Universidad de Valparaíso para conductos aparentemente rectos, Técnica Convencional con Escariadores) y técnicas para conductos curvos (Técnica de la Universidad de Valparaíso para Conductos Curvos, Técnica telescópica, Técnica de fuerzas balanceadas o de Roane).

El fin último del tratamiento endodóntico es lograr el sellado biológico de los conductos. En el caso de biopulpectomías esto se logra a través del muñón pulpar, debido a su potencial de autorreparación (regeneración). Por este motivo debe evitarse toda forma de irritación o traumatismo, tanto por medios químicos como mecánicos. Aquí radica la importancia de conservar la constricción apical, que desde hace mucho tiempo se ha considerado como el punto final de la instrumentación y la obturación, ya que bajo ésta se encuentra el muñón pulpar, y además porque es lugar mas estrecho del conducto radicular.

Al tratar el conducto dentinario, tanto en las biopulpectomías como en las necropulpectomías, se obtendrá reparación de la zona apical y periapical, pero en el caso de las necropulpectomías esta reparación la realizará el tejido periodontal y no el muñón pulpar, puesto que aquí ya no existe. Por lo tanto, no obtendremos regeneración propiamente tal sino que la formación de tejido mineralizado, ya sea osteoide o cementoide por medio de células totipotenciales del ligamento periodontal (cicatrización).

Las técnicas disponibles para PBM pueden dividirse en dos grupos: (Stock et al, 1996).

1) Técnicas ápico-coronales: En estas técnicas la longitud de trabajo se establece y a continuación se prepara toda la longitud del conducto, aumentando secuencialmente su tamaño hasta que se alcanza la forma final, la preparación a menudo finaliza con el refinamiento de la parte coronal.

2) Técnicas corono-apicales: En estas técnicas la porción coronal del conducto se prepara antes de determinar la longitud de trabajo. Luego el conducto se prepara secuencialmente desde el extremo coronal hasta la longitud total de trabajo, que se determina en algún momento después del limado coronal (acceso radicular).

2. Irrigación

La instrumentación de conductos radiculares, sea cual sea la técnica, solo elimina parte de su contenido. Los instrumentos no pueden alcanzar la las múltiples irregularidades de la anatomía interna radicular, que han permitido acuñar el término de sistema de conductos radiculares para evidenciar su complejidad (Canalda & Brau., 2001).

La instrumentación rotatoria continua tampoco aumenta la limpieza de las paredes, que depende más de las soluciones irrigadoras empleadas (Canalda & Brau., 2001)

La limpieza y desinfección de las paredes y los conductos, incluyendo laterales y accesorios especialmente frecuentes en la zona apical, es una tarea reservada a la irrigación (Canalda & Brau., 2001).

No cabe ninguna duda de que su cometido es más significativo que el de los medicamentos intraconductos y es un acompañamiento indispensable de la instrumentación de conductos (Soares & Goldberg., 2003).

Objetivos (Canalda & Brau., 2001).

- a) Disolución de restos pulpares vitales o necróticos
- b) Limpieza de las paredes de los conductos para eliminar los residuos que las cubren y que taponan la entrada de los túbulos dentinarios y de los conductos accesorios.
- c) Destrucción de las bacterias y neutralización de sus productos y componentes antigénicos.
- d) Lubricar los instrumentos para facilitar su paso y su capacidad de corte.

2.1 Propiedades de una solución irrigadora

-Capacidad de disolver los tejidos pulpares vitales y necróticos, tanto en la luz de los conductos principales como en todos los recovecos del sistema de conductos, y de forma especial, en los conductos accesorios que se abren al periodonto (Canalda & Brau., 2001).

-Baja tensión superficial para facilitar el flujo de la solución y la humectancia de las paredes de dentina (Canalda & Brau., 2001).

-Escasa toxicidad para los tejidos vitales del periodonto, lo que entra en contradicción con su capacidad disolvente de los restos pulpares y con su acción antibacteriana. Si alcanza el periápice, puede interferir en los mecanismos inflamatorios implicados en la reparación posterior al tratamiento (Canalda & Brau., 2001).

-Capacidad para desinfectar la luz y las paredes de los conductos, destruyendo las bacterias, sus componentes y cualquier sustancia de naturaleza antigénica (Canalda & Brau., 2001).

-Lubricación para facilitar el deslizamiento de los instrumentos y mejorar su capacidad de corte (Canalda & Brau., 2001).

-Capacidad para eliminar la capa residual de las paredes del conducto instrumentadas (Canalda & Brau., 2001).

-No existe una solución irrigadora ideal, por lo que se deberán combinar dos o más para conseguir los objetivos mencionados (Canalda & Brau., 2001).

2.2 Soluciones Irrigadoras

La selección de la solución adecuada depende del cotejo entre las propiedades del producto y los efectos deseados en cada una de las condiciones clínicas que pueda presentar el diente en tratamiento (Soares & Goldberg., 2003).

HIPOCLORITO DE SODIO

Es el irrigante más utilizado en endodoncia y se viene empleando eficazmente para la preparación del conducto desde hace muchos años.

Se trata de un compuesto halogenado. Sus funciones primordiales son disolver los restos de tejido pulpar, siendo efectivo tanto sobre el tejido vital como sobre el tejido necrosado o fijado por el uso de productos químicos, y destruir bacterias neutralizando sus componentes y productos antigénicos (Canalda & Brau., 2001).

Características: (Nazar et al, 2003)

- Neutraliza los productos tóxicos, ya que actúa sobre las proteínas
- Es bactericida porque libera cloro y oxígeno nascente

- Tiene un PH alcalino. Neutraliza la acidez del medio transformándolo en impropio para el desarrollo bacteriano
- Deshidrata y solubiliza las proteínas, transformándolas en fácilmente eliminables
- No irrita los tejidos vivos (Solución de Dakin → Hipoclorito de Sodio al 0,5% neutralizado con ácido bórico) y las soluciones más concentradas pueden ser usadas en dientes necrosados con o sin lesiones periapicales.
- Es un agente blanqueador. Es una fuente potente de agentes oxidantes
- Es un agente desodorizante por actuar sobre los productos de descomposición
- Tiene una tensión superficial baja, lo que permite un mejor contacto con las superficies dentarias

3. Instrumental en Endodoncia

La cantidad de instrumental existente en el mercado, representa un avance tecnológico significativo. La literatura odontológica y la práctica diaria demuestran la pequeña diferencia en la capacidad de corte, la resistencia y la flexibilidad entre los diversos instrumentos de buena procedencia (Soares & Goldberg., 2003).

Para la preparación de los conductos radiculares encontramos el grupo más importante de instrumentos endodónticos existentes, pues con ellos se intervendrá en el interior de los conductos de acuerdo con la indicación de cada caso (Leonardo & De Toledo, 2002,a).

Estos instrumentos para la preparación de los conductos radiculares están clasificados por la International Standards Organization y el comité de la Federation Dentaire International, de acuerdo con su forma de empleo, de la siguiente manera: (Canalda & Brau., 2001).

Grupo	Funcionamiento	Instrumento
I	Solo uso manual	-Limas K y H -Sondas barbadas tipo o extractor pulpar -Condensadores y espaciadores
II	Propulsión mecánica sin seguro	-Instrumentos con el mismo diseño que el grupo I, pero fabricados con un mandril para usarse en una pieza de mano. -También se incluyen aquí los léntulos
III	Propulsión mecánica con seguro	-Gates Gliden (tipo G) -Peeso (tipo P) -Otros
IV	Otros	-Puntas para el conducto radicular (de gutapercha, plata y papel)

Tabla I. “Clasificación del instrumental de preparación de conductos radiculares de la International Standards Organization y el comité de la Federation Dentaire International, de acuerdo con su forma de empleo”

4. Instrumentos de Níquel Titanio

A lo largo de los años, se ha intentado obtener un tallado preciso y menos iatrogénico del conducto radicular, para lo cual se han desarrollado nuevas técnicas de PBM, nuevos diseños de instrumental y mejores materiales, que tienen características más apropiadas para el trabajo en el conducto. Es así como después de años de buscar una aleación que cumpla de mejor manera con los requisitos para un tallado correcto de los conductos radiculares, apareció el níquel titanio, el cual marcó un antes y un después en la calidad del tratamiento endodóntico.

En los años sesenta se comenzaron a utilizar las aleaciones de Níquel Titanio en la Marina de Estados Unidos, creándose aleaciones con distintos porcentajes de ambos metales. Fue Buehler en 1962 quien descubre la más conocida en el ámbito odontológico, el Nitinol (Níquel Titanium-Naval-Ordnance-Laboratory) que contiene 56% de Titanio y 44% de Níquel en peso. Su primer uso en odontología fue para fabricar alambres de ortodoncia, pero no fue sino hasta 1988, que Walia et al. establece la posibilidad de producir NiTi en endodoncia. (*James et al, 2006*). Posteriormente se descubrió su utilidad en Endodoncia, por lo que se comenzaron a manufacturar limas endodónticas, de uso tanto manual como rotatorio, al poseer varias características deseables en un instrumento endodóntico (Thompson, 2000).

Los instrumentos de Níquel Titanio (NiTi) poseen propiedades de súper elasticidad y de memoria de forma. Gracias a esto son ideales para la instrumentación de conductos con curvaturas severas, ya que no sufren deformaciones permanentes. Son más efectivos en la mantención de la curvatura original del conducto, producen menos transportaciones apicales, se centran mejor en el conducto y producen un corte más redondeado. Esto último trae la desventaja de producir menor remoción de dentina y menor eficiencia de corte que las limas flexibles de acero inoxidable (Yun & Kim, 2003). Otro aspecto negativo de las propiedades de súper elasticidad y memoria de forma es que se impide el precurvamiento de los instrumentos, ya que vuelven a su forma original.

4.1 Metalurgia del Níquel Titanio

La aleación de NiTi es un sistema binario de composición equiatómica (con dos metales en proporción similar, 46 y 54% en limas endodónticas). Es un material muy resistente a la corrosión, presenta excelente biocompatibilidad, fabricable en tamaños muy pequeños, además de muy buena elasticidad y liberación de fuerzas, lo que permite realizar esfuerzos que con otros materiales no sería posible. Presenta un rango de solubilidad adecuado para excesos de níquel o titanio, más que otros metales. (Peters & cols, 2008; Leonardo & De Toledo, 2002,b)

Esta aleación posee la peculiar característica de poder modificar la unión de sus átomos frente a stress y cambios de temperatura, cambiando a su vez, sus propiedades mecánicas, produciéndose el fenómeno de súper elasticidad y memoria de forma (pueden recuperarse deformaciones de hasta un 10%, versus el 1 % recuperable del acero inoxidable). Estos fenómenos ocurren cuando la aleación pasa de la forma conocida como austenita a la forma martensita. El cambio de fase sucede cuando la aleación de NiTi baja de los 125° C (temperatura de transformación). Si se vuelve a calentar sobre esta temperatura, recuperaría la rigidez de la forma austenita.

Este cambio de fase también sucede con el stress producido al entrar el instrumento en contacto con las paredes del conducto radicular. Al tallar, se produce presión y calor sobre el instrumento, pasando éste de forma austenita a martensita. A medida que aumenta el stress, aumenta la deformación elástica del material (fenómeno de súper elasticidad). Al terminar de ejercer la presión, el instrumento vuelve a su forma austenita (memoria de forma), sin sufrir deformaciones permanentes (Peters & cols, 2008)

La superelasticidad, es la habilidad de la aleación de retornar a su forma original al dejar de ser sometida a tensión, tras su deformación sustancial. Gracias a esta propiedad pseudoelástica el material puede sobrevivir a la deformación sin alcanzar el límite elástico, retornando así a su forma original (Thompson, 2000).

Las aleaciones superelásticas se someten a una transformación termoelástica martensítica, la cual es prerequisite para el efecto memoria. A pesar, que es flexible en su forma a baja temperatura (martensita), reanuda su forma y dureza original, cuando es calentada a su forma a alta temperatura (austenita).

En general, se emplea el término austenita, para la fase estable a altas temperaturas y a bajo stress, en contraste, martensita existe a baja temperatura y alto stress y proviene de la austenita por una transformación martensítica.

Para lograr los cambios de forma, el material debe encontrarse dentro de determinados rangos de temperatura (Tabla II).

Punto de transformación	Descripción
Ms	Temperatura de inicio de transformación en martensita
Mf	Temperatura del fin de la transformación en martensita
Msc	Temperatura a 50% de la transformación martensítica
As	Temperatura de inicio de transformación en austenita
Af	Temperatura del fin de la transformación en austenita
Asc	Temperatura a 50% de la transformación austenítica

Tabla II. “Descripción de las siglas que explican el comportamiento de memoria de forma del Ni-Ti” (Chen et al., 2004).

Ms es la temperatura a la que la aleación es enfriada desde altas temperaturas, es donde austenita es la fase estable, y martensita empieza a ser más estable. Entre Ms y Mf coexisten ambas fases y, bajo Mf, sólo hay martensita. De igual manera, As y Af se definen respecto a la fase austenítica y es calentada a partir de martensita. Dicho de otra forma, para que la aleación de Níquel-Titanio pueda expresar su característica de memoria de forma, este debe ser deformado por debajo de Mf y tendrá la capacidad de retornar a su forma inicial por un simple calentamiento por encima de Af (Michiardi & cols, 2006).

El efecto memoria resulta de un proceso termomecánico. Se inicia a partir de un material en fase austenítica, el cual es enfriado hasta una temperatura por debajo de Mf, bajo una tensión nula. Esto provoca una transformación martensítica completa, pero sin deformación macroscópica. Luego se aplica y se deja de aplicar una tensión al material en estado martensítico, el cual se deforma de manera estable. Al calentar el material hasta una temperatura mayor a Af, bajo una tensión nula. Lo que permite que el material retorne a su forma inicial (Michiardi & cols, 2006).

La superelasticidad puede observarse bajo Mf y cuando martensita es inducida por tensión. Este último ocurre cuando la austenita se transforma en martensita, al someter a un instrumento a carga, y se revierte a austenita, cuando deja de ser sometido a carga. Lo anterior ocurre porque los instrumentos se encuentran dentro de un rango de temperaturas que va por encima de Af mas baja y por debajo de Md, la temperatura máxima en la que la martensita puede ser inducida por tensión. En este rango de temperaturas, la martensita puede llegar a ser estable al aplicar una cierta tensión, pero vuelve a ser inestable al dejar de aplicar la tensión. Las aleaciones con esta propiedad pueden deformarse elásticamente hasta un 8%(Michiardi & cols, 2006).

La superelasticidad le permite al instrumento seguir la anatomía del canal, cortando la dentina mediante un movimiento circular. Esta característica, junto a la punta y al diseño, le entrega al instrumento la capacidad de autocentrarse dentro

del canal, el cual no está sujeto a las fuerzas recíprocas típicas de los instrumentos de acero inoxidable.

La aleación se puede modificar alterando los porcentajes en que se encuentran ambos metales, cambiando así sus propiedades físicas y mecánicas. Por ejemplo, al aumentar el porcentaje de Níquel a 60%, disminuye la súper elasticidad, pero aumenta la capacidad de recuperación frente a cambios de temperatura (disminuye la temperatura de transformación). Lo mismo ocurre al agregar un pequeño porcentaje de cobalto en vez de níquel.

En su fabricación, las limas de NiTi son más complejas que la de las limas de acero inoxidable, ya que deben ser talladas y no enrolladas. La súper elasticidad del material, presenta como desventaja el no permitir la mantención de un espiral, ya que no soporta deformaciones permanentes. Los intentos de enrollar el instrumento en forma convencional sólo terminan en la fractura del material. Otra dificultad en la fabricación de estos instrumentos, es que se deben eliminar irregularidades, defectos estructurales y flashes de metal, que se producen en los bordes cortantes, ya que disminuyen la capacidad de corte del instrumental y; causan problemas de corrosión. Realizar este afinamiento es complejo, porque el instrumento se desgasta rápidamente. Esto puede ser uno de los motivos por los cuales su capacidad de corte es menor que la de instrumentos de acero inoxidable (Thompson, 2000).

La esterilización también produce efectos negativos sobre la capacidad de corte de las limas de NiTi. Un ciclo de autoclavado produce una considerable disminución de la capacidad de corte de éste, mientras que 10 ciclos de esterilización no producen disminución de la misma en las limas de acero inoxidable. Khun en el año 2001, observó una gran influencia de rugosidades y otros defectos en la superficie de los instrumentos rotatorios de Niti. Después de varios ciclos, estos defectos se transforman en hendiduras que se extienden y pueden ocasionar roturas (Peng & cols, 2005).

4.2 Características de los componentes de la aleación

a) Características níquel: El níquel es un metal de color blanco grisáceo. Debido a que los minerales niquelíferos son tan pobres, es necesario concentrarlo antes de fundir, esto se realiza es un proceso llamado flotación. Su metalurgia es difícil y compleja y varía según la naturaleza de los metales que le acompañan. (Craig, 1998)

- Propiedades físicas: El níquel es un metal casi tan tenaz, dúctil y maleable como el hierro, sus propiedades se parecen mucho a las del cobalto aunque es menos ferromagnético

- Propiedades químicas: Posee mayor resistencia a la acción del aire que el titanio, es más inerte a la oxidación química, también es más resistente al ataque de ácidos como el clorhídrico y sulfúrico. Aunque es fácilmente disuelto por el ácido nítrico. Posee una gran aptitud para formar aleaciones con otros metales.

b) Características del titanio: El titanio es el noveno elemento, y el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre y esta presente en la mayoría de los minerales. (Craig, 1998)

- Propiedades físicas: posee una baja densidad, alta temperatura de fusión, bajo coeficiente de dilatación, bajo calor específico y muy baja conductibilidad térmica.

- Propiedades químicas: Es un elemento altamente reactivo al oxígeno, lo cual le permite crear rápidamente una capa de óxido de casi un 75% de volumen del metal formado, esto lo hace muy impermeable.

La presencia de carbono u oxígeno pueden cambiar la temperatura de transformación y producir una alteración en lo que a propiedades mecánicas se refiere. Lo cual nos obliga a reducir la presencia de estos elementos en ambientes en los cuales se manipule la aleación.

El titanio soporta muy bien el calor húmedo, ácido nítrico y otros ácidos orgánicos, soluciones de cloruros, sulfatos, azufre fundidos, etc.

- Propiedades mecánicas: según la pureza que presente, el titanio tiene distintas propiedades mecánicas. Posee una baja resistencia, pero puede ser elevada, aunque eso disminuye su plasticidad, esto se logra a través de la disolución de otros elementos en la red de titanio. Debido a la sensibilidad en el comportamiento del titanio al ser sometido a estos cambios, es necesario realizar cualquier tratamiento térmico al vacío o en una atmósfera inerte.

c) Características de la aleación

-Biocompatibilidad: Esta aleación posee una excelente biocompatibilidad entregada por sus componentes, los cuales al formar una unión química fuerte, hacen que el riesgo de reaccionar, así como la sensibilidad de los pacientes al níquel sea baja.

-Resistencia a la corrosión: Esto se debe a las propiedades que aporta el titanio a la aleación, las cuales son mejoradas por el níquel. Estudios de Sakal y cols, demostraron corrosión en alambres ortodóncicos de NiTi selectivamente sobre el níquel en las capas superficiales de la aleación, causando microporosidades que se cree tendrían relación con posibles fracturas bajo carga. Sin embargo esto se contrapone con estudios de 1998 de Youssef y Harkel para evaluar la eficiencia de corte de instrumentos endodóncicos de NiTi sumergidos en NaOCl, aquí no se apreció la presencia de microporosidades. El autor explica el

fenómeno dando mayor atención a la proporción de la aleación, ya que para los instrumentos endodónticos no es estrictamente equiatómica, como para los alambres de ortodoncia, sino que de 46% de titanio y 54% de níquel. Esto la haría más resistente a la corrosión con cloro. Concluyendo, parece que existe un riesgo de corrosión de los instrumentos de NiTi, sin tratamiento de superficie, cuando entran en contacto con NaOCl. Esto disminuiría notablemente al tratar las limas NiTi con un tratamiento electroquímico de superficie. (Bonnacorso et al, 2008)

-Superelasticidad: Se entiende por superelasticidad como una propiedad de ciertas aleaciones metálicas para retornar a su forma original después de librarse de una acción (fuerza) de deformación. El instrumental de NiTi presenta un comportamiento superelástico, es decir, se mantiene dentro de su límite elástico en situaciones que causarían deformaciones plásticas permanentes en instrumentos de acero inoxidable. Esta característica de superelasticidad hace que la aleación tenga mayor resistencia a la fractura torsional y posea un extremadamente bajo módulo elástico, ($ME = \text{deformación} / \text{fuerza aplicada}$). Las aleaciones de níquel-titanio cuando sometidas a la deformación de hasta 10 % pueden retomar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables, mientras las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1% (Leonardo & De Toledo, 2002). Debido a las características, las limas no pueden precurvarse como las de acero inoxidable (Soares & Goldberg, 2003).

-Fatiga cíclica: La fatiga cíclica se explica a través de un mecanismo llamado de “bandas deslizantes”, en el cual se producen, repetidamente, fuerzas compresivas-traccionales, estas fuerzas oponen resistencia a la flexión, lo que ocasiona el almacenamiento de energía en el metal. En el caso de someter a flexión un alambre, la curvatura externa estará siendo sometida a fuerzas traccionales al mismo tiempo que la curvatura interna estará siendo sometida a fuerzas compresivas, encontrando su eje neutral entre ambos extremos. A mayor distancia entre los extremos y el eje neutral, es decir a mayor diámetro del instrumento hay un riesgo mayor de deformación permanente y fractura. Los niveles de esfuerzo durante cargas cíclicas son generalmente dependientes de la forma de la curvatura y de las cargas aplicadas. Este esfuerzo es mayor en el área de la curvatura. Mientras mas severa sea la torsión, mayor será el estrés que sufrirá el instrumento; mientras mayor sea el diámetro del instrumento, y su rigidez, estará expuesto a mayor estrés, que un instrumento de diámetro más pequeño sometido a esfuerzo en una curvatura similar. Los instrumentos de acero inoxidable usualmente se deforman de forma permanente previo a la fractura, lo que da la oportunidad al operador de prever la separación del material, no así los instrumentos de NiTi, lo que implica que pueden fracturarse antes de sobrepasar su límite elástico sin llegar a la deformación permanente (Peters & cols, 2008)

-Memoria de forma: Esta es una propiedad en la cual al eliminar la carga a la cual esta siendo sometido un instrumento este recobra su tensión y forma original. Las propiedades metalúrgicas de memoria de forma son el resultado de un cambio de fase, a través de un tratamiento térmico, desde una fase austenítica, más dura y de alta temperatura, a una fase martensítica. Cuando la aleación esta en su fase martensítica se deforma fácilmente a una nueva forma. Sin embargo cuando la aleación es calentada a través de sus temperaturas de transformación, se revierte a austenítica y recupera su forma previa con gran fuerza, este proceso es la denominada memoria de forma.

-Acción en el conducto radicular: En relación a su acción dentro del conducto radicular, cuando el instrumento se curva por las condiciones anatómicas, genera una fuerza de recuperación muy baja, que no es suficiente para superar la resistencia de la pared dentinaria, por lo tanto si la resistencia de la pared del conducto radicular es mayor que la fuerza de recuperación del instrumento utilizado, el conducto no se deformará durante la instrumentación, lo cual es una característica altamente deseable, por lo tanto son más efectivos en la mantención de la curvatura original del conducto, producen menos transportaciones apicales, se centran mejor en el conducto y producen un corte más redondeado. Esto último trae la desventaja de producir menor remoción de dentina y menor eficiencia de corte que las limas flexibles de acero inoxidable. Esto se percibe en especial con las limas de menor calibre, como por ejemplo, #15 y #20 (Soares & Goldberg ,2003). Por sus características, las limas de níquel-titanio son mas eficaces cuando se usan con movimientos de rotación, ya sea manual (en sentido horario/antihorario) o en los sistemas mecanizados.

5. Generalidades del instrumental rotatorio

Las limas manuales fabricadas de acero inoxidable son consideradas aún los instrumentos endodónticos más utilizados en el mundo. Estos instrumentos nos ofrecen buena resistencia a la fractura, no se oxidan, permiten torsión, incluso los de pequeño calibre, son precurvables y son relativamente rígidos, lo que permite su avance en la exploración de conductos radiculares atrésicos y curvos. No obstante, en razón de su poca flexibilidad, no son indicados para usarse con movimientos de rotación en el interior de conductos radiculares, principalmente conducto atrésicos y curvos, ya que al introducirse con presión en dirección al ápice, sus ángulos de corte que son positivos, tiende a trabarse en las paredes de dentina, lo que provocaría su fractura (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

Los sistemas rotatorios constituyen la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación de la endodoncia y pueden considerarse como una nueva era en la práctica diaria del endodoncista (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

Con el advenimiento de los instrumentos fabricados en níquel-titanio, de gran flexibilidad, el uso de instrumentos de conicidad variable para un mismo calibre en D1, el diseño de nuevos o modificados perfiles de la sección y la presencia de un extremo apical inactivo, con un ángulo de transición suave entre la punta del instrumento y el inicio de los bordes cortantes, permitieron desarrollar el concepto de rotación horaria continua, llamada así por emplearse piezas de mano reductoras a baja velocidad, entre 150 y 350 rpm según el instrumento (Vieira et al, 2008). Para obtener un buen torque a esta velocidad, es preferible un motor eléctrico, el cual nos informa del número de revoluciones por minuto a la salida del motor y permite un ajuste más exacto de la velocidad que los motores accionados por aire comprimido (Canalda & Brau, 2001).

Por su mayor flexibilidad y guía de penetración no agresiva, los instrumentos de níquel-titanio facilitan la preparación de conductos con curvatura moderada, reducen la posibilidad de transportación y evitan la formación de escalones y perforaciones (Soares & Goldberg, 2003).

En todos los sistemas mecanizados la técnica requiere un accionar delicado, sin forzar el instrumento en dirección a la porción apical, para evitar su fractura. Debe entrar y salir en movimiento, sin recibir presiones exageradas, en sentido lateral contra las paredes del conducto radicular (Soares & Goldberg, 2003).

Una de las grandes ventajas de los sistemas rotatorios es la mayor rapidez en la instrumentación, principalmente en conductos radiculares atrésicos y curvos de molares, siendo, para el profesional menos agotador, por lo tanto implica una menor fatiga (Leonardo & De Toledo, 2002, b). Como contrapartida, presentan

grandes dificultades en la instrumentación de conductos con curvaturas abruptas (Soares & Goldberg, 2003).

Particularidades del instrumento e instrumentación. (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

- Un instrumento con mejor capacidad de corte requiere menor torque para dar el mismo grado de ensanchamiento del conducto radicular.
- En conductos rectos la capacidad de un instrumento de resistir al torque varía directamente con el cuadrado del diámetro del instrumento.
- En conductos curvos la capacidad de un instrumento de resistir a la fatiga varía inversamente con el cuadrado de su diámetro.
- El torque necesario para girar un instrumento varía directamente con el área superficial del contacto del instrumento con el conducto.
- A mayor número de rotaciones del instrumento, mayor su fatiga.
- A mayor grado de curvatura del conducto, mayor fatiga del instrumento.
- Mejora la eficiencia del instrumento, cuanto menor es el área superficial del instrumento en contacto con el conducto radicular, por lo tanto mayor velocidad rotacional es utilizada.
- Cuantas más espirales por unidad de área alrededor de la parte activa del instrumento y más puntos de concentración de estrés hay, se aumenta en rasgos de fractura, pero se gana en flexibilidad.
- A mayor capacidad de corte de la superficie del instrumento, es necesario un menor número de espirales.

6. Características del diseño del instrumental rotatorio de NiTi

Conicidad (Taper): Representa la medida de aumento del diámetro de la parte activa. De esta forma, el instrumento nº 10 posee en el comienzo de la punta activa (D_1) un diámetro equivalente a 0,10mm, el cual progresivamente se aumenta hacia el cabo (D_2), atribuyendo a la parte activa una conformación cónica, con un aumento de diámetro de 0,02mm hacia el D_2 . Así, en el instrumento convencional nº10 el D_1 equivale a 0,10mm y el D_2 a 0,12mm. Teóricamente esa conicidad facilitaría la instrumentación, no obstante esto no ocurre clínicamente, ya que al utilizarlas en el conducto el instrumento se ajusta a todas las paredes del conducto radicular, por lo que al hacer el movimiento de rotación hay un riesgo de fractura.

Como consecuencia de esa mayor conicidad, solamente una porción de la parte activa del instrumento (plano de contacto) entra en contacto con la pared dentinaria (figura nº1). Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento, con menor riesgo de fractura, con menor cantidad de instrumentos y menos pasos clínicos (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

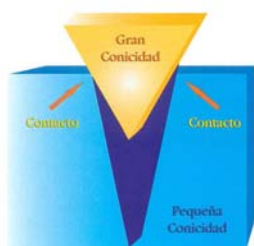


Figura nº 1: Esquema de la conicidad dentro de un conducto radicular en relación al plano de contacto

Superficie radial o guía lateral de penetración (Radial land): Proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular. Este plano de contacto impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice (figura nº2). Permite que al girar el instrumento en el conducto, este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limaje, concurriendo para un menor riesgo de fractura (Leonardo & De Toledo, 2002, a).



Figura nº2: Superficie radial de una lima NiTi.

Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte: El surgimiento de la superficie radial hace junto al ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea tan intenso (figura n°3 y n°4). La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

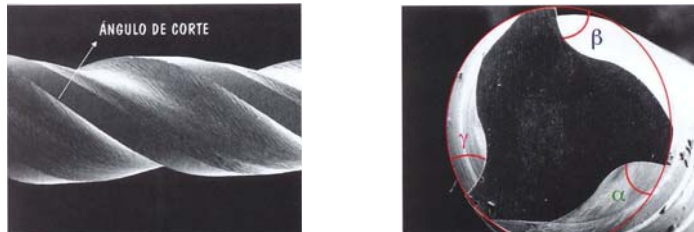


Figura n°3 y n°4: Ángulo de corte en una lima NiTi

Alivio de la superficie radial: Esta representado por la inserción de la superficie de ataque. Algunos instrumentos rotatorios poseen un alivio observado a través de su sección transversal (figura n°5). Este alivio permite un área menos de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción (Leonardo & De Toledo, 2002, a).



Figura n°5: Alivio de la superficie radial en una lima NiTi

Ángulo helicoidal: El ángulo helicoidal está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento (figura n°6). Cuando mayor es el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad. Con un ángulo helicoidal pequeño y con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste, cuando este ángulo es mayor a 45°, el riesgo de que el instrumento se imbrique en las pares es mayor, facilitando la fractura. El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° aproximadamente, que es una graduación que compensa velocidad con efectividad. Los instrumentos más nuevos presentan ángulo helicoidal variable, donde en el comienzo de la punta activa este ángulo es de 25° y próximo al D2, este ángulo varía hasta 35°. De esta manera, el comienzo de la punta activa, que es delgado y fracturable, la eficacia de corte es menos y consecuentemente con mayor riesgo de fractura (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

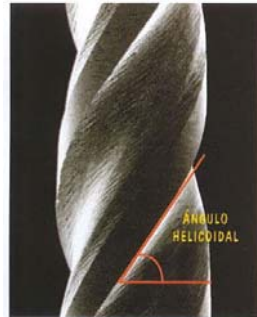


Figura n°6: Angulo helicoidal lima NiTi.

Distribución de la masa metálica: La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea. Tal hecho permite que el instrumento se "acomode" en el conducto radicular distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina y/o que el propio recibe (figura n°7). Este es otro hecho que, además de permitir el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduce el riesgo de fractura. (Leonardo & De Toledo, 2002, a). Otro factor que influye en la resistencia a la fractura es el grosor del instrumental; al aumentar éste (por ejemplo, fabricando al instrumento con forma de triple hélice y aumentando así su masa central), se disminuye el riesgo de fractura.

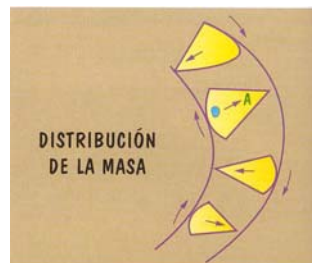


Figura n°7: Esquema de la distribución de más

Diseño de la punta: La mayoría de los instrumentos poseen punta inactiva, de esta manera el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico. (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

Área de escape: Los instrumentos accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como áreas de escape para las limallas dentinarias consecuentes de la instrumentación del conducto radicular (figura n°8 y n°9)(Leonardo & De Toledo, 2002, a).

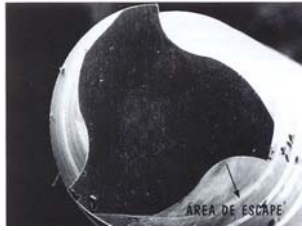
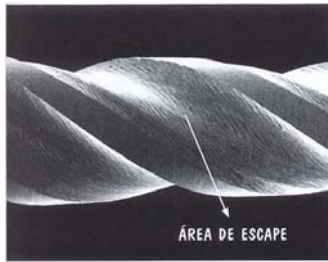


Figura n°8 y n°9: Área de escape en una lima NiTi

Acabado superficial: La ausencia de un pulimento físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular que facilita la fractura del instrumento (Leonardo & De Toledo, 2002, a).

7. Causa de fracturas de instrumentos rotatorios.

El cambio de fase de la aleación de NiTi de forma austenita a martensita, además de permitir que se produzca la súper elasticidad y memoria de forma, también provoca la predisposición a la fractura

Las limas endodónticas mecánico-rotatorias realizan movimientos completamente diferentes de los instrumentos manuales. Mientras las limas manuales presentan características de movimiento vectorial vertical (limadura) y otro de rotación (un cuarto de vuelta a la izquierda y/o a la derecha), las limas rotatorias describen un movimiento de rotación continuo (360°) alrededor de su propio eje. Por esta causa las limas rotatorias esta sujetas a dos tipos de esfuerzos, que son las principales causas de fracturas (Cheung & Darvell, 2007).

- **Fractura por torsión:** Ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se traba en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación. En esta situación, se sobrepasa el límite de elasticidad de la aleación (instrumento), llevando el mismo a una deformación plástica como también a la fractura. Este tipo de fracturas se asocia a una técnica de instrumentación inadecuada, donde se realiza excesiva fuerza apical. Representa un 55% de todas las fracturas de instrumentos.

- **Fractura por stress y fatiga intrínseca del material (fatiga cíclica):** Este tipo de situaciones dan por resultado una fractura por flexión y deflexión. Al girar la lima, las moléculas de la superficie de la lima sufren una inversión y pasan a sufrir una expansión. Estos movimientos de contracción y expansión ocurren debido a los movimientos de flexión y deflexión de la lima dentro del conducto curvo, que llevan a microfracturas en la matriz metálica de la lima (Whipple & cols, 2009).

En este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo; de esta manera, en la curva el instrumento se dobla y ocurre la fractura, siendo este punto de mayor significancia en relación a la fractura de los instrumentos de níquel titanio. El diseño de la lima, incluyendo sección transversal zona, cono, y el tipo de metal también puede afectar la resistencia a la fatiga cíclica (Whipple & cols, 2009).

Es importante tener en consideración el número de rotaciones del instrumento dentro el conducto, ya que la fatiga de un instrumento aumenta con el número de rotaciones en el interior de este y con el grado de curvatura del instrumento. Corresponde a un 45% de todas de las fracturas de instrumental (Martín, 2003; Thompson, 2000).

Además, es una preocupación constante, la reutilización de los instrumentos rotatorios de NiTi. Han sido constantemente analizados los efectos

acumulativos de los múltiples usos clínicos en cuanto a la incidencia de de fatiga, deformación y fracturas, con la conclusión de que la reutilización, progresivamente reduce la resistencia a la fatiga. Durante la preparación del conducto, especialmente la zona de la curvatura, estos instrumentos son sometidos a un alto grado de deformación cíclica que puede disminuir considerablemente la resistencia de la lima. Estudios actuales, han demostrado una disminución del 52% de la resistencia a la fatiga, en aquellos instrumentos que han sido sometidos al tratamiento de cinco conductos en comparación con aquellos instrumentos nuevos sin uso (Vieira et al, 2009).

8. Sistema RaCe® (FKG)

Es un sistema totalmente innovador, seguro y simple, desarrollado para eliminar las limitantes impuestas por la rotación continua. Combinando una sección triangular con filos cortantes de tamaño alternados.

Características de las limas

Presenta punta inactiva lo que asegura una buena guía y un buen centrado en el conducto disminuyendo el riesgo de perforaciones o desvíos. (Fig nº 1)

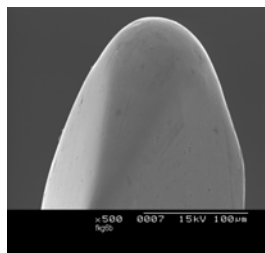


Figura nº 10

Punta inactiva RaCe®

Su sección transversal triangular permite una mejor penetración y corte. En las limas de pequeño calibre 15-.02 y 20-.02 posee sección transversal cuadrada aumentando la resistencia a la fractura, sin perder flexibilidad. Presenta bordes cortantes alternados los cuales previenen el efecto de atornillado y bloqueo, disminuyendo el torque.

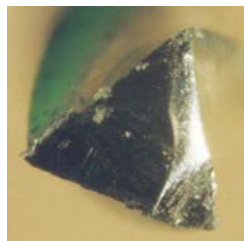


Figura nº 11

Sección transversal
RaCe®

Este sistema sufre un tratamiento electroquímico de la superficie de las limas, lo que permite obtener un acabado más liso y más fácil de limpiar, otorgando a las limas una vida media más larga (Kirkpatrick & Rutledge, 2007). Se quita la capa externa rugosa del metal, y aparece una superficie libre de contaminantes pegados y sin el stress residual del trabajo. Como los defectos de la superficie y también el stress residual no favorecen el paso a la fase martensita, se puede considerar que quitando las marcas de molido con el tratamiento electroquímico, se aumenta la durabilidad del instrumento. (Bonaccorso et al, 2008)

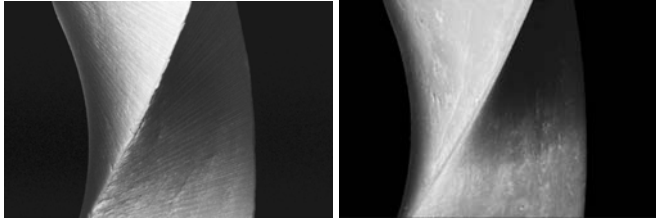


Figura n° 12. RaCe® sin acabado electrolítico (izq.) y RaCe® con acabado electrolítico (der.)

En cuanto a su conicidad, esta es variable lo que permite al instrumento trabajar pequeñas zonas de dentina lo cuál reduce el estrés por torsión, la fatiga de la lima y la posibilidad de fractura.



Figura n° 13. Serie de limas RaCe®

Velocidad Baja : 300 a 600 rpm, RaCe y S-Apex dan mejores resultados de 500 a 600.

Velocidad Constante : Para evitar stress inútil en las láminas

Con poco torque : RaCe menos de 1,5 Ncm en dentina.

Para evitar el riesgo de fractura tras los continuos usos este sistema utiliza el "Safety Memo Disc" (SMD). Los pétalos del MemoDisc se eliminarán en dependencia del conducto que hemos instrumentado y nos permitirá saber cuando se deben descartar un instrumento. Cada MemoDisc presenta 8 pétalos. Según el fabricante se debe eliminar un pétalo después de instrumentar conductos rectos o fáciles para conductos difíciles se deben eliminar 2 o 3 pétalos. Se eliminan 4 pétalos después de instrumentar conductos muy estrechos o con curvaturas muy severas. Una vez eliminados todos los pétalos, se debe desechar el instrumento.

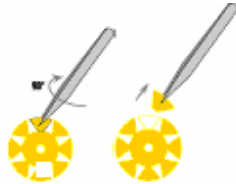


Figura n° 14 Safety Memo Disc RaCe ®

8.1 Descripción del instrumental

PreRaCe

Está constituido por 4 limas:

- 1- Conicidad 10%- calibre apical 40
- 2- Conicidad 8%- calibre apical 35
- 3- Conicidad 6%-calibre apical 30 y 40.

Las limas de calibre 40-10% de conicidad y la 35-8% están disponibles tanto en Ni-Ti como en acero inoxidable y su longitud total es de 19mm y la longitud de la parte activa es de 10mm.

RaCe

Encontramos tres conicidades:

- Conicidad .06- calibres 20 - 25- 30 -35 - 40
- Conicidad .04- calibres 25 - 30 - 35
- Conicidad .02- calibres desde el 15 al 60.

Las podemos encontrar en longitudes de 21 y 25 mm. La longitud de la parte activa es de 16mm.

Para la identificación de las limas:

En el mango presentan una anilla cuyo color corresponde con el calibre apical del instrumento según la normativa ISO.

- * Amarillo..... PreRace 10% y RaCe 2%
- * Gris..... PreRaCe 8% y RaCe 4%
- *Azul..... PreRaCe 6%. Y RaCe 6%.

Se recomienda utilizarlos este sistema entre 500-600rpm con el torque entre 0,5 y 1,5 Ncm y máximo 7-8 segundos por cada instrumento.

		ISO												
		15	20	25	30	35	40	45	50	55	60			
PRE-RaCe	.10						1.5							
	.08					1.5								
	.06				1	1								
RaCe	.06	1												
	.04			0.5	0.7					1				
	.02	0.5			0.7		1							

Figura n°15 Torque según nomenclatura ISO para limas RaCE ®

8.2 Secuencia de Instrumentación.

Conductos Simples y Medianos

1-Introduzca una lima k#10 a una profundidad aproximada de la mitad del conducto para crear un espacio para la lima RaCe.

2-Prepare la parte coronal y media con la PreRaCe 40/.10 y 35/.08.

3-Establezca la LT (Rx y localizador de ápice)

4-Proceda a ensanchar el resto del conducto usando 25/.06 seguido 25/.04 y 25/.02 hasta alcanzar la LT. Recapitule hasta llegar a la LT con la conicidad deseada.

Puede variar el calibre apical de la lima en función del conducto que esté instrumentando.

Se recomienda irrigar con NaOCl y permeabilizar el conducto (patency) con una lima de pequeño calibre (lima k #10) después de utilizar cada lima, así como aplicar sustancias quelantes del calcio (geles) para facilitar la conformación del conducto.

Conductos Difíciles.

1-Introduzca una lima k#10 a una profundidad aproximada de la mitad del conducto para crear un espacio para la lima RaCe.

2-Prepare la parte coronal y media con la PreRaCe 40/.10 y 35/.08.

3-Establezca la LT (Rx y localizador de ápice).

4-Realizar un step back con limas de conicidad .02 calibres 15-20-25. Acabe la preparación según su necesidad. Ajuste el calibre a la anatomía del conducto.

9. Sistema ProTaper Universal®

ProTaper® es un sistema de instrumentación mecánica por rotación horaria continua fabricado de la aleación Níquel Titanio. Entre sus características podemos destacar su conicidad múltiple y progresiva, un ángulo de corte ligeramente negativo (según el fabricante), una sección transversal triangular convexa, presenta aristas redondas con un pitch variable, y una punta inactiva no cortante.

Posee sección transversal triangular. Esta característica disminuye el área de contacto entre el filo cortante de la lima y la pared de dentina lo que permite que aumente la acción de corte y la seguridad, debido a que disminuye el estrés por torsión.



Figura n° 16 Sección transversal ProTaper Universal®

Tiene un ángulo helicoidal variable lo que permite la extrusión de detritus fuera del conducto y previene el posible atornillamiento de la lima en el interior del mismo.



Figura n° 17 Variación del ángulo helicoidal ProTaper Universal®

Su conicidad es variable lo que es una de las más importantes, sino su principal, característica de este sistema. Permite al instrumento trabajar pequeñas zonas de dentina lo cual reduce el estrés por torsión, la fatiga de la lima y la posibilidad de fractura. Permite además con ello que, llevando siempre los instrumentos a longitud de trabajo, utilicemos no obstante una sistemática de tratamiento coronario-descendente o *crown down*. Como describiremos en un apartado posterior, esta existencia de conicidades variables en la parte activa de un mismo instrumento ha dado lugar a la existencia de dos grupos de instrumentos dentro de este sistema.

Tendríamos en primer lugar una serie de instrumentos que la casa comercial denomina "S" (Sx, S1 y S2), de "*shaping*" o preparación coronal. Estos instrumentos S se caracterizan por tener mucha conicidad cerca del mango, y poca en la porción apical. Frente a ello están los otros instrumentos, de la serie "F" (F1, F2, F3, F4 Y F5), de "*finishing*" o preparación apical. Estos instrumentos tienen diseño opuesto a los S, con mucha conicidad en la parte apical, que se reduce mucho conforme vamos hacia coronal. Los instrumentos F4 y F5 se utilizan principalmente para ápices amplios.

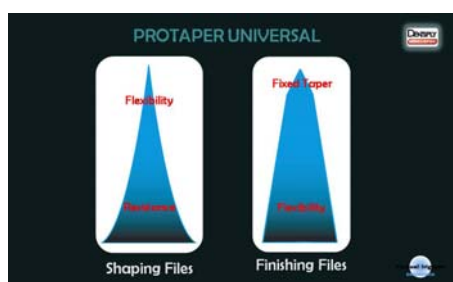


Figura n°18 Diferencia de arquitecturas entre limas Shaping y Finishing para ProTaper Universal®

Presenta una punta guía con extremo redondeado para minimizar desviaciones del conducto. Permite al instrumento seguir la forma del conducto sin dañar las paredes del mismo.

Presentan mangos de 12.5mm de longitud comparado con los instrumentos estándar cuya longitud es de 15mm. Esto permite un mejor acceso en la parte posterior de la boca, especialmente cuando el espacio interproximal es pequeño.

9.1 Descripción del Instrumental.

Shaping Files

Sx: diseñada para ensanchar el tercio coronal del conducto, permitiendo movimientos de cepillado para modificar y reposicionar el orificio de entrada de los conductos. (Tratar el triángulo de dentina coronal) Es la lima más corta de todas (19mm), con 14 mm de parte activa y un diámetro en D1 de 0,19 mm. Su diseño nos ofrece una conformación proporcional a la que nos da el uso de las Gates Glidden del 1, 2, 3 y 4.

S1: Diseñada para ensanchar el tercio coronal del conducto. Está disponible en longitudes de 21, 25 o 31mm, con 14 mm de parte activa y un diámetro apical (D1) de 0,17 mm. Se distingue por la presencia de un anillo de color lila en el mango.

S2: Diseñada para conformar el tercio medio del conducto. Se presenta con longitudes de 21, 25 o 31mm, con 14 mm de parte activa y un diámetro en D1 de 0,20 mm. Se distingue por la presencia de un anillo de color blanco en el mango.



Figura n°19 Limas Shaping ProTaper Universal®

Finishing Files: limas de conformación apical

Todas estas limas están diseñadas para la preparación del tercio apical.

F1: Disponible en longitud 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,20 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 7%. Se distingue por la presencia de un anillo de color amarillo en el mango.

F2: Tiene una longitud de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,25 mm y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 8%. Se distingue por la presencia de un anillo de color rojo en el mango.

F3: Tiene una longitud de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,30 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 9%. Se distingue por la presencia de un anillo de color azul en el mango.

F4: Se fabrica en longitudes de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,40 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 6%. Se distingue por la presencia de dos anillos de color negro en el mango.

F5: Tiene una longitud de 21, 25 o 31mm, con 16 mm de parte activa, un diámetro en D1 de 0,50 mm, y una conicidad constante en los 3 mm apicales de 5%. Se distingue por la presencia de dos anillos de color amarillo en el mango.



Figura n° 20 Limas Finishing ProTaper Universal®

9.2 Protocolo de uso según fabricante

1. La cavidad de acceso deberá conformarse sin obstrucciones, facilitando la entrada en línea recta a los conductos.
2. Localizar y permeabilizar los conductos con limas manuales K 10 y/o 15, ayudados de abundante irrigación para confirmar la permeabilidad del foramen.
3. Comenzar con lima SX aplicando una presión ligera en dirección apical hasta encontrar resistencia o hasta los 2/3 del largo estimado del conducto. Torque 5.6 Nc.
4. Se confirma la permeabilidad del conducto y se determina la longitud de trabajo.
5. Iniciar nuevamente la instrumentación con la lima S1, si no se consigue la longitud de trabajo, recapitular sucesivamente con la lima 15 y la S1, hasta que se consiga. Torque 5.6 Nc.
6. Irrigar abundantemente, utilizar la lima S2 hasta la longitud de trabajo. Torque 2.6 Nc.
7. Usar lima F1, la cual prepara el conducto en toda su longitud. Torque 2.6 Nc. Se usan las limas F2, F3, F4, hasta F5, si el foramen tiene diámetro mayor a 0.2 mm, de acuerdo al diámetro que se desea dar al preparación apical. Torque 3.5 Nc
8. Irrigación abundante y secado del conducto.

Antes de empezar a utilizar las limas rotatorias se aconseja mantener la permeabilidad del conducto, con limas manuales K10/15/20 para crear un trayecto libre de interferencias para la instrumentación rotatoria.

Los instrumentos se deben utilizar en un movimiento continuo y constante con ligera presión apical, llevando los instrumentos una sola vez a longitud de trabajo, para disminuir el riesgo de fractura y evitar deformaciones del conducto. Manteniendo las espiras limpias de dentina para que puedan cortar en máxima efectividad, disminuyendo su estrés (limpiarlas durante el tratamiento con una gasa).

Se debe controlar el número de usos. Según el fabricante estas limas se deben utilizar una sola vez, pero algunos estudios demuestran que se pueden utilizar un mayor número de veces.

Es indispensable hacer una irrigación abundante entre limas.

El fabricante determina unos valores de torque en los motores eléctricos para cada una de las limas que componen el sistema ProTaper universal®, y recomienda una velocidad entre 150 a 350 rpm.

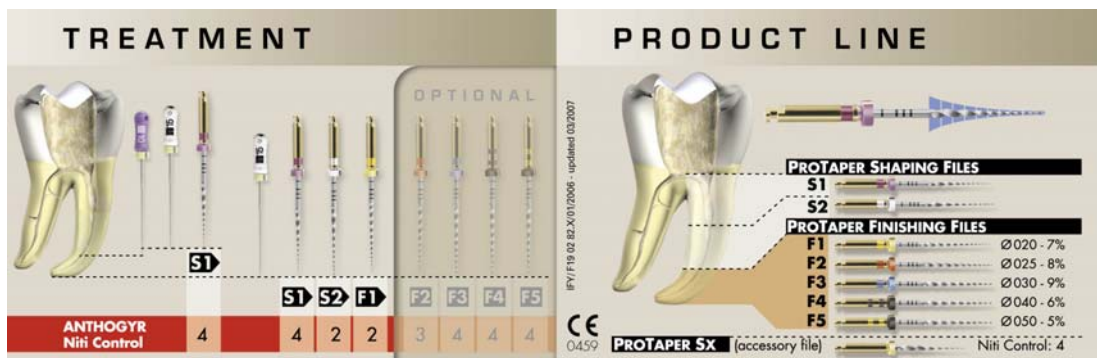


Figura nº21 Secuencia de uso ProTaper Universal® descrita por el fabricante

III. Hipótesis:

“No existe diferencia significativa en cuanto al tiempo de uso para producir fracturas entre los sistemas rotatorios ProTaper Universal® y RaCe®”

IV. Objetivos:

Objetivo general:

Determinar la presencia de fractura según el tiempo de uso en segundos de dos sistemas rotatorios de endodoncia.

Objetivo específico:

- Determinar el tiempo de uso necesario para producir fractura en cada sistema endodóntico rotatorio.
- Determinar el promedio de usos máximos de los sistemas, antes que se produzca fractura y compararlos con los recomendados por el fabricante.
- Observar la presencia de marcas o fisuras que los instrumentos presentan posterior a su utilización, según el tiempo de uso.
- Observar la presencia de distorsión en los espirales de los instrumentos, posterior a su utilización, según el tiempo de uso.
- Determinar qué sistema presenta mayor tiempo de vida útil.

V. Materiales y métodos

1. Universo

Se utilizó 10 sistemas de limas para instrumentación rotatoria ProTaper Universal® y 10 sistemas de limas para instrumentación rotatoria RaCe®

2. Muestra

La muestra en este estudio experimental es equivalente al universo. El tamaño de la muestra se obtuvo de la siguiente forma (ver anexo)

$$n = \frac{Z_{1-\alpha/2}^2}{2 \cdot se^2} \quad n = \frac{1,960^2}{2 \cdot 0,196^2} = 49,998 \approx 50 \text{ limas por grupo}$$

Por lo tanto se utilizaron 10 sets equivalentes a 50 limas.

3. Diseño del estudio

Estudio experimental in Vitro en cuerpos de prueba de acrílico marca Maillefer®, que consiste en determinar la presencia de fractura según el tiempo de uso en segundos de dos sistemas rotatorios de endodoncia mecanizada para la preparación de conductos radiculares: ProTaper Universal® Y RaCe®.

4. Variables

Tiempo de instrumentación
Fractura de instrumentos
Presencia de marcas, grietas o fisuras
Distorsión en los espirales del instrumento
Tipo de instrumentación mecanizada utilizada: ProTaper Universal® y RaCe®

5. Definiciones operacionales

- **Tiempo de instrumentación:** (Variable cuantitativa continua) Tiempo necesario en que cada lima ejerce su correcta función dentro del conducto radicular.

Con un cronómetro se medirá el tiempo en segundos desde el inicio hasta el final de la preparación con el instrumental rotatorio, el cual será de

20 segundos por lima, y será acumulativo de acuerdo al número de usos efectuados.

- Fractura de instrumento:(variable cualitativa dicotómica) Se define como la separación de un sólido bajo tensión en dos o más piezas.

En este estudio se determinará con la presencia o ausencia de ésta, de acuerdo al tiempo de uso que será sometido cada instrumento.

-Presencia de marcas o grietas: (variable cuantitativa discontinua) Se definirá como la existencia de de defectos o desgastes en la superficie del instrumento.

Se determinará de acuerdo a una escala de valores asignados previamente.

Marcas de superficie:

- 1) No hay presencia de marcas a lo largo de la lima examinada
- 2) Marca leve: Una a tres áreas con defectos a lo largo de la lima examinada
- 3) Marca Moderada: Cuatro a seis áreas con defectos a lo largo de la lima examinada
- 4) Marca Severa: Más de seis áreas con defectos a lo largo de la lima examinada

-Distorsión en los espirales del instrumento: (variable cuantitativa discontinua) Se define como el estiramiento o modificaciones que sufre los espirales o áreas de cada lima. Se determinará de acuerdo a una escala de valores previamente asignada:

Distorsión de los espirales:

- 1) No hay estiramiento ni modificación en los espirales o áreas de la lima.
- 2) Estiramiento o modificación de los espirales de sólo uno a tres de ellos a lo largo de la lima.
- 3) Estiramiento o modificación de los espirales de cuatro a seis de ellos a lo largo de la lima.
- 4) Estiramiento o modificación de los espirales de más de seis de ellos a lo largo de la lima.

6. Descripción del estudio.

En el estudio comparativo se utilizó in vitro 20 set de limas, 10 para el sistema ProTaper Universal® y 10 para el sistema RaCe®, en la preparación mecánica de cubos de acrílico Maillefer®. Adicionalmente se trabajó con 1 set de cada marca a modo de prueba, con el fin de adquirir experiencia en la utilización de los sistemas rotatorios. Esta calibración fue llevada a cabo mediante la instrumentación de cinco cubos por marca.

La secuencia de trabajo fue aquella descrita por el fabricante, y para su realización contamos con un total de 210 cubos acrílicos Maillefer® con conducto simulado con curvatura moderada.



Figura n°22: Cubo de acrílico Maillefer®

Cada set de instrumentos, se enumeró del 1 al 10 para cada marca en específico.



Figura n°23: Set de limas ordenadas por marca.

Luego de enumerar, las limas se sacaron de sus envases y se les tomó una imagen fotográfica, por medio de un microscopio clínico marca Seiler® modelo Evolution xR6, con un rango de magnificación de 6, equivalente a un aumento de 19x. El respaldo fotográfico fue traspasado digitalmente a un ordenador mediante el software multimedia WinDVD Creator versión 3.0.



Figura n° 24:
Microscopio
Seiler®

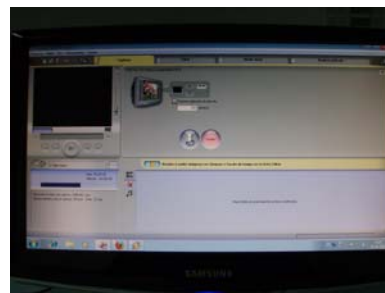


Figura n°25: Software
WinDvd Creator 3.0



Figura n° 26: Fotografía de lima
S1 capturada con microscopio
Seiler® y software WinDvd
Creator a 19x.

Posteriormente se envolvieron los sets de limas en mangas plásticas y se esterilizaron, por medio de un autoclave Sun®, a 1 atm. de presión y a 135° C por 45 minutos.



Figura n° 27: Autoclave
Sun®

La instrumentación estuvo a cargo de un operador, previamente calibrado, el cual trabajó ambos sistemas. En las sesiones de instrumentación, el operador estuvo en un lugar relajado, en un estado emocional acorde, sin distracciones, en una posición cómoda.

Los cubos de acrílico se soportaron manualmente sobre una superficie plana y estable, para así lograr uniformidad en la instrumentación.



Figura n°28:
Superficie de trabajo

La división de los cubos se realizó en dos grupos P y R, incluyendo un total de 10 muestras para cada grupo por sesión de trabajo.

Todos los grupos fueron irrigados mediante el mismo protocolo: Se usó hipoclorito de sodio al 5% aproximadamente 1 ml, con jeringas desechables de 10ml y agujas de calibre 24 G, en cada conducto. Todas estas maniobras previas, tanto esterilización como irrigación, se realizaron para simular condiciones clínicas óptimas.

Grupo P (ProTaper Universal®)

El grupo P se preparó con el sistema ProTaper Universal® utilizando un motor eléctrico de baja velocidad X-Smart® Dentsply-Maillefer, siguiendo el protocolo dado por el fabricante. Se utilizó el torque y la velocidad de giros recomendadas por el fabricante, además de la configuración de autoreversa propia del motor.



Figura n° 29:
Sistema Xsmart®

Procedimiento

- Localización y permeabilización del conducto con limas manuales K10 y K15, hasta la máxima resistencia presentada, ayudados de abundante irrigación.
- Determinación de la longitud de estudio (LE).
- Determinación de los 2/3 coronarios.
- Se comienza tomando el tiempo de trabajo. Inicio del cronómetro cuando la lima ingresa al conducto.
- Utilización de la lima SX con movimientos de cepillado para iniciar técnica Crown Down, a 300 RPM y un torque de 5,2 Ncm.
- Luego de 20 segundos se detiene el cronómetro, y por ende el trabajo de la lima SX. Este procedimiento se llevo a cabo con todas las limas del set. Irrigación
- Confirmación de la permeabilidad del forámen, con previa evaluación de la longitud radicular.
- Instrumentación a longitud de estudio con una lima K 15. Irrigación.
- Instrumentación de la preparación con S1 con movimiento de cepillado, con una velocidad de 300 RPM y un torque de 5,2 Ncm, hasta la misma distancia que llegó la lima manual K 15. Irrigación.
- Repetir esta secuencia hasta que se determine la longitud de trabajo con la lima manual ISO 015 y la lima S1 llegue a dicha longitud de trabajo. Irrigación.
- Usar la lima de preparación S2 con movimiento de cepillado hasta alcanzar la longitud de trabajo, a una velocidad de 300 RPM y un torque de 2,6 Ncm. Irrigación
- Reconfirmar la longitud de trabajo.
- Usar la lima de acabado F1, con movimiento de no cepillado (pumping) llegando en cada inserción a mayor profundidad hasta alcanzar la longitud de trabajo, a una velocidad de 300 RPM y un torque de 2,6 Ncm. Irrigación.
- Usar la lima de acabado F2, con movimiento de no cepillado (pumping) llegando en cada inserción a mayor profundidad hasta alcanzar la longitud de trabajo, a una velocidad de 300 RPM y un torque de 3,5 Ncm. Irrigación.
- Secado del conducto. Fin del uso del sistema.

Grupo R (RaCe®)

El grupo R se preparará con el sistema RaCe® utilizando un motor eléctrico de baja velocidad X-Smart® Dentsply-Maillefer, siguiendo el protocolo dado por el fabricante. Se utilizarán el torque y la velocidad de giros recomendadas por el fabricante.

Procedimiento

- Localización y permeabilización del conducto con limas manuales K10 y K15, hasta la máxima resistencia presentada, ayudados de abundante irrigación.
- Determinación de la longitud de estudio (LE).
- Determinación de los 2/3 coronarios.
- Se comienza tomando el tiempo de trabajo. Inicio del cronómetro cuando la lima ingresa al conducto.
- Utilización de la lima PreRaCe 40/.10 con movimientos de cepillado para iniciar técnica Crown Down, a 300 RPM y un torque de 1,6 Ncm.
- Luego de 20 segundos se detiene el cronómetro, y por ende el trabajo de la lima PreRaCe 40/.10. Este procedimiento se llevó a cabo con todas las limas del set. Irrigación
- Confirmación de la permeabilidad del foramen, con previa evaluación de la longitud radicular.
- Instrumentación a longitud de estudio con una lima K 15. Irrigación.
- Instrumentación de la preparación con PreRaCe 35/08 con movimiento de cepillado, con una velocidad de 300 RPM y un torque de 1,6 Ncm, conservando la longitud de los dos tercios. Irrigación.
- Usar la lima de preparación RaCe 25/.06 con movimiento de no cepillado (pumping), a una velocidad de 300 RPM y un torque de 1 Ncm. Irrigación
- Usar la lima de preparación RaCe 25/.04 con movimiento de no cepillado (pumping), a una velocidad de 300 RPM y un torque de 0,7 Ncm. Irrigación
- Usar la lima de preparación RaCe 25/.02 con movimiento de no cepillado (pumping), a una velocidad de 300 RPM y un torque de 0,6 Ncm, para alcanzar finalmente la longitud de trabajo. Irrigación
- Reconfirmar la longitud de trabajo.
- Secado del conducto. Fin del uso del sistema.

Luego de la instrumentación, las limas se limpiaron por medio de una limpiadora ultrasónica marca Ultrasonic Cleaner YJ5120-1 con detergente enzimático por dos minutos cada set. Cada set por si solo fue secado y separado en mangas de esterilización, para posteriormente someterlos al autoclave durante 45 minutos a 135° C.



Figura n°30: Ultrasonic Cleaner YJ5120-1

Posteriormente las limas nuevamente se llevaron a microscopía, donde fueron observadas por el evaluador quien les asignó puntaje de acuerdo a los valores previamente establecidos. Seguidamente se capturaron imágenes de los hallazgos.

Este procedimiento se realizó hasta que se produzca la fractura del instrumento, con un máximo de 10 usos por sistema utilizado.

VI. Análisis estadístico

Los datos se tabularon en Microsoft Excel y se analizaron mediante los softwares estadísticos SPSS 15 y Minitab 14. Se analizó la normalidad de las muestras mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y Anderson-Darling. Las comparaciones entre los dos grupos se hicieron mediante los test no paramétricos para medianas de Mood, test exacto de Fisher y test para curvas de confiabilidad Wilcoxon y Log-Rangos, y el nivel de significancia se fijó en $p=0,05$.

VII. Resultados

Porcentaje de fractura de limas según modelos y número de uso.

Número de Uso	RaCe®			ProTaper®		Total
	R1	R2	R3	F1	F2	
3	1	0	0	0	0	1
6	1	0	0	3	0	4
7	1	1	0	0	1	3
8	3	0	0	0	0	3
9	0	0	1	3	0	4
10	1	0	0	0	1	2
Total general	7	1	1	6	2	17
% de fractura	78%	11%	11%	75%	25%	

Tabla n° 3 porcentaje de fracturas de limas según modelos y numero de uso.

La lima F1 del sistema ProTaper Universal® tuvo el mayor porcentaje de fractura (75% de las fracturas en ProTaper fue por medio de la lima F1) con un tiempo promedio de 140,43 segundos de uso. Además, el tiempo de uso promedio de lima F2 fracturadas fue de 165,5 segundos.

La lima R1 del sistema RaCe® tuvo el mayor % de fractura (78% de las fracturas en RaCe fue por medio de la lima R1) con un tiempo promedio de 130,5 segundos de uso. Además, los tiempos de uso de las limas fracturadas R2 y R3 fueron de 139 y 180 segundos respectivamente.

Porcentajes de limas fracturadas según tipo y sistema

RaCe				ProTaper			
Modelo	Con Fractura	Sin Fractura	Total	Modelo	Con Fractura	Sin Fractura	Total
PR1	0	10	10	SX	0	10	10
PR2	0	10	10	S1	0	10	10
R1	7	3	10	S2	0	10	10
R2	1	9	10	F1	6	4	10
R3	1	9	10	F2	2	8	10
Total	9	41	50	Total	8	42	50
%	18%	82%	100%	%	16%	84%	100%

Tabla n°4. Pcentaje de limas fracturadas según tipo y sistema.

Porcentajes de limas fracturadas

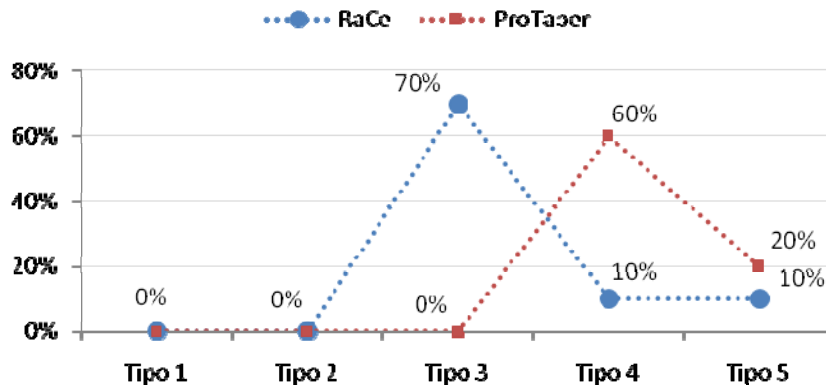


Grafico n°1. Porcentaje de limas fracturadas.

En el grafico n°1 se puede apreciar que el mayor porcentaje de limas fracturadas se concentran en las de tipo 3 (R1 en RaCE® y S2 en ProTaper Universal®) y tipo 4 (R2 en Race® y F1 en ProTaper Universal®).

Al realizar test de significancia nos entrega que la diferencia entre los porcentajes de fracturas de las limas R1 y S2 es estadísticamente significativa (Test exacto de Fisher, P-valor = 0,003). La diferencia entre los porcentajes de fracturas entre las limas R2 y F1 no es estadísticamente significativa (Test exacto de Fisher, P-valor = 0,057). Sin embargo, dicha diferencia entre estos porcentajes de las limas R3 y F2 no es estadísticamente significativa (Test exacto de Fisher, P-valor = 1).

Distribucion de limas fracturadas

Distribución de limas fracturadas

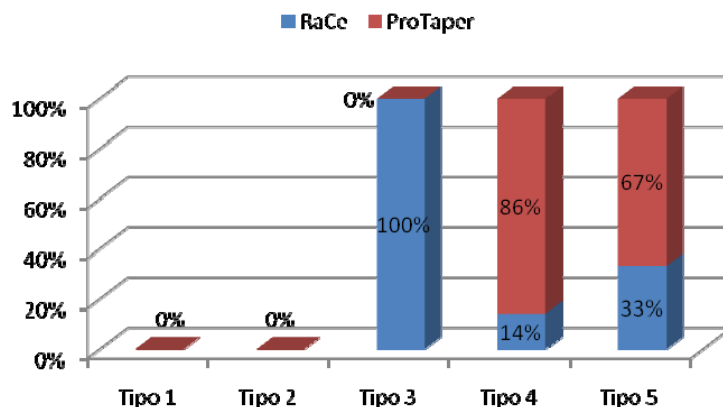


Grafico n°2 Distribución de limas fracturadas

Del total de limas fracturadas, en las de tipo 3 el 100% correspondió al sistema RaCe®, en cambio, en las limas de tipo 4 y 5, el 86% y 67% de las fracturas se produjeron en el sistema ProTaper Universal® (Grafico n°2).

La diferencia de estos porcentajes son estadísticamente significativas para las limas de tipo 3, 4 y 5 (Test exacto de Fisher limas Tipo 3, P-valor = 0) y (Test exacto de Fisher limas Tipo 4, P-valor = 0,0043) y (Test exacto de Fisher limas Tipo 5, P-valor = 0,049).

Distribución de fracturas según sistema

Sistema	Con Fractura		Sin Fractura		Total	Total %
	N°	%	N°	%		
ProTaper®	8	16%	42	84%	50	100%
RaCe®	9	18%	41	82%	50	100%
Total general	17	17%	83	83%	100	100%

Tabla n° 5 Distribución fracturas según sistema

Se puede apreciar que el porcentaje de limas fracturadas en ProTaper Universal® es del 16% y en Race® es del 18%, sin embargo no existe evidencia estadísticamente significativa para afirmar que el porcentaje de fractura depende del sistema utilizado. (Test para diferencia de proporciones, Z= -0,27, P-valor = 0,79)(Tabla n°5).

Número de uso de limas según sistema.

Sistema	N°	Promedio	Desv. Est.	Coef. Var.	Q1	Mediana	Q3
ProTaper®	50	7,64	1,549	20,27%	6	7,5	9
RaCe®	50	7,04	1,979	28,11%	6	7	8

Tabla n°6 Numero de uso según sistema

Test de medianas de Mood								
Chi-cuadrado = 1,46 grados de libertad = 1 P-valor = 0,227								
Individual 95,0% CIs								
Sistema	N<=	N>	Mediana	Q3-Q1	-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----			
ProTaper	25	25	7,50	3,00	(-----*-----)			
RaCe	31	19	7,00	2,00	*-----)			
					7,20	7,80	8,40	9,00
-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----								
Mediana global = 7,00								

Se aprecia que el número promedio de usos de limas de ProTaper Universal® es de 7,6 usos (Tabla n°6) y se espera que el 50% de las limas sean utilizadas en 7,5 oportunidades (Mediana = 7,5). También se espera que el 25% de las limas sean utilizadas en 6 oportunidades (Q1-cuartil 1 = 6) y que el 75% de las limas sean utilizadas 9 veces (Q3-cuartil 3 = 9). Además, se aprecia que el número de usos de limas ProTaper Universal® posee una variación del 20% (Coeficiente de variación = 20,27%).

En cambio, el número promedio de usos de limas de Race® es de 7,04 usos y se espera que el 50% de las limas sean utilizadas en 7 oportunidades (mediana=7). También se espera que el 25% de las limas sean utilizadas en 6 oportunidades (Q1-cuartil 1 = 6) y que el 75% de las limas sean utilizadas 8 veces (Q3-cuartil 3 = 8).

Al realizar un test de significancia, se observa que no existe diferencia estadísticamente significativa entre el número mediano de usos del sistema ProTaper Universal® y RaCe®. (Chi-cuadrado=1,46. P-valor=0,227). Y al comparar sólo los tipos de limas (ya sea tipo 1, 2, 3, 4 y 5) el número de usos medianos no tienen diferencias estadísticamente significativas.

Tiempo de uso de limas.

Sistema	N°	Promedio	Desv. Est.	Coef. Var.	Q1	Mediana	Q3
ProTaper	50	151,18	30,73	20,32%	120	150	180
RaCe	50	138,81	39,93	28,76%	120	140	160

Tabla n°7 Tiempo de uso de limas

Se observa que el tiempo promedio de uso de limas de Protaper Universal® es mayor que en RaCe® (151,2 seg y 138,8 seg respectivamente)(Tabla n°7).

El tiempo de uso de limas ProTaper Universal® tuvo una dispersión promedio de 30,7 segundos (Desv. Est. = 30,37) y una variación del 20% (Coef. Var. = 20,23%). Se espera que el 25% de las limas sean utilizadas a lo más en 120 segundos (Q1=120), y el 50% de las limas sean utilizadas a lo más en 150 segundos (mediana=150) y por último se espera que el 75% de las limas sean utilizadas en 180 segundos (Q3=180).

El tiempo de uso de limas RaCe® tuvo una dispersión promedio de 39,9 segundos (Desv. Est. = 39,93) y una variación del 29% (Coef. Var. = 28,76%). Se espera que el 25% de las limas sean utilizadas a lo más en 120 segundos (Q1=120), y el 50% de las limas sean utilizadas a lo más en 140 segundos (mediana=140) y por último se espera que el 75% de las limas sean utilizadas en 160 segundos (Q3=160).

A continuación se muestran las mismas estadísticas pero según el modelo de la lima de cada sistema:

Modelo	Sistema	n°	Promedio	Desv. Est.	Coef. Var.	Q1	Mediana	Q3
PR1	RaCe	10	144	35	24,31%	135	150	165
PR2	RaCe	10	148	40,2	27,16%	135	150	170
R1	RaCe	10	139,4	42,7	30,63%	119,7	141	161,8
R2	RaCe	10	132,7	43,2	32,55%	115	139,5	150
R3	RaCe	10	130	43,5	33,46%	115	130	150
Sx	ProTaper	10	156	30,98	19,86%	120	160	180
S1	ProTaper	10	156	30,98	19,86%	120	160	180
S2	ProTaper	10	156	30,98	19,86%	120	160	180
F1	ProTaper	10	148,8	30,97	20,81%	119	152,5	170,25
F2	ProTaper	10	139,1	32,5	23,36%	100	149,5	160

Tabla n°8 Tiempo promedio individual

Se puede apreciar que los tiempos promedios de uso del sistema ProTaper Universal® de cada uno de los tipos de lima son mayores que los tipos de lima de RaCe® (Ver gráfico n°3). Sin embargo, estos promedios no consideran los tipos de censura que poseen los datos (Tabla n°8).

El término censura no se refiere a ocultar información sino más bien extraer la máxima información de datos incompletos. Esto es debido a que algunas limas no se fracturaron durante los 200 segundos de duración de la prueba y además si una lima de un determinado set se fracturaba se retiraban las demás limas de dicho set.

Para comparar estos tiempos de uso se utilizó análisis de confiabilidad (Grafico n°3).

Tiempo promedio de uso de limas

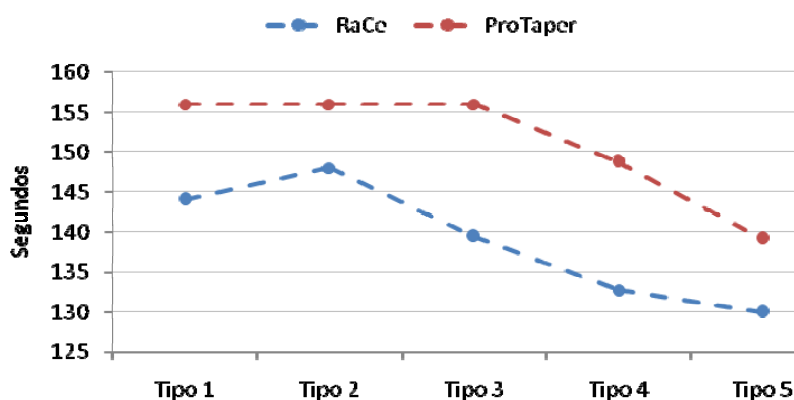


Grafico n°3 Tiempo promedio de usos de limas

El método de estimación de probabilidades de confiabilidad utilizado fue el de Kaplan-Meier (análisis no paramétrico), los resultados obtenidos son los siguientes:

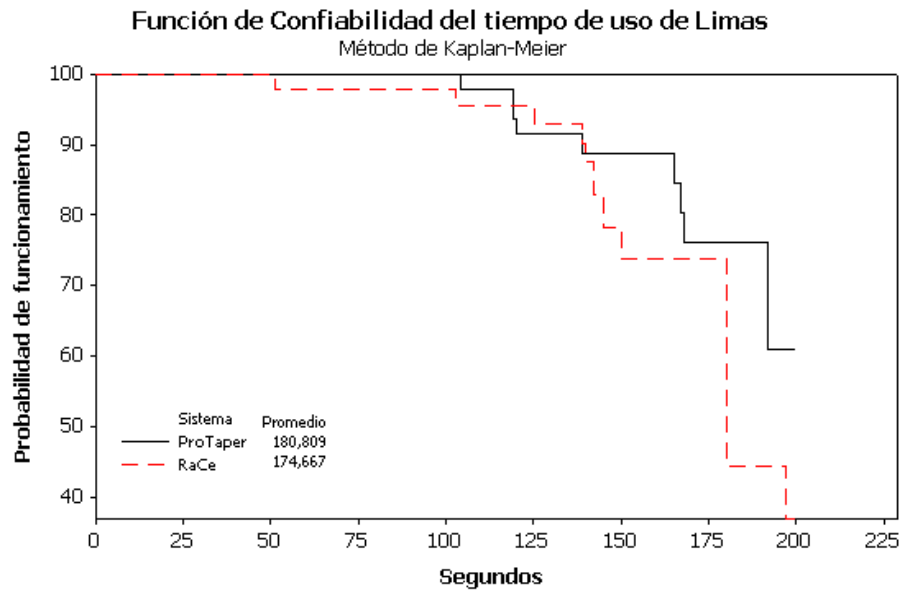


Grafico n°4 Análisis de confiabilidad

Una manera de interpretar el gráfico n°4 es el siguiente: a los 150 segundos de funcionamiento de una lima se estima que la probabilidad de que se fracture la lima de un sistema RaCe® sea del 73,7%, en cambio, dicha probabilidad en limas de ProTaper Universal® es del 88,7%.

Para comprobar la igualdad de estas dos funciones de confiabilidad se utilizó método no paramétricos de Wilcoxon y Log-Rangos, los resultados son:

Método	Chi-cuadrado	Grados de libertad	P-Valor
Log-Rank	1,96915	1	0,161
Wilcoxon	0,57547	1	0,448

Esto nos indica que no existe diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos de uso de limas de los sistemas ProTaper Universal® y RaCe®. Sin embargo, si se considera el tipo de limas se obtienen los siguientes resultados:

P-valores de igualdad de curvas de confiabilidad		
Limas	Log-Rangos	Wilcoxon
Tipo 1	0,014	0,046
Tipo 2	No calculable	No calculable
Tipo 3	0,007	0,014
Tipo 4	0,248	0,167
Tipo 5	0,241	0,168

Tabla n°9 Tiempo de uso según tipo de lima

Se puede apreciar que las funciones de confiabilidad según limas de tipo 1 y 3 son estadísticamente diferentes entre los sistemas ProTaper Universal® y RaCe®. Las limas de tipo 4 y 5 no difieren estadísticamente. En cambio, para las limas de tipo 2 no se pudo evaluar puesto que todas las limas fueron censuradas (sobrevivieron al estudio o fueron retiradas por fallas de limas del mismo set) (Tabla n°9).

Distribución de las marcas de superficie

Distribución de las marcas de superficie presentes en las limas ProTaper según tiempo de uso

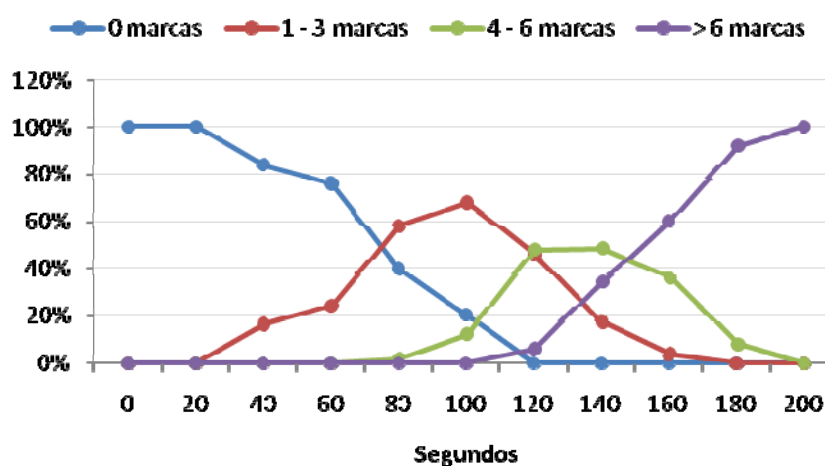


Gráfico n°5 Distribución de las marcas de superficie presentes en las limas ProTaper Universal®

Distribución de las marcas de superficie presentes en las limas RaCe según el tiempo de uso

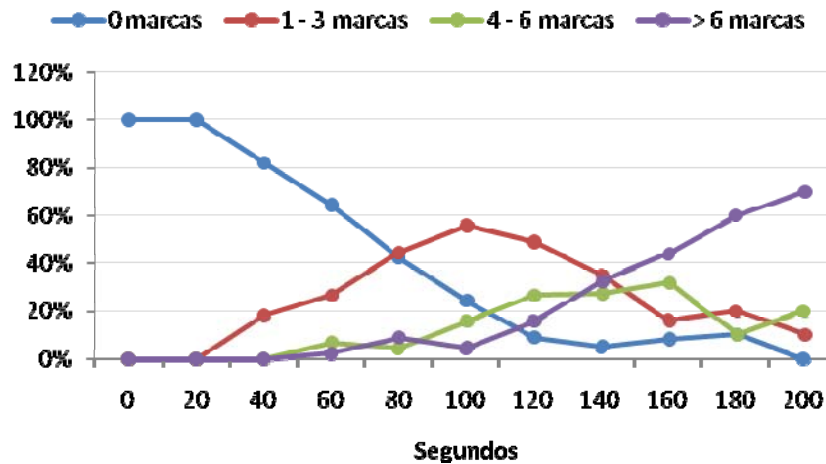


Gráfico n°6 Distribución de las marcas de superficie presentes en las limas RaCe®

Al comparar ambos gráficos (Gráficos n°5 y n°6), encontramos que al aumentar el uso de los instrumentos, aumenta paulatinamente la aparición del número de marcas de superficie. Además en ambos sistemas las marcas comienzan a aparecer tras el segundo uso, siendo más marcado la aparición en el sistema RaCe®.

Porcentajes de limas fracturadas según número de marcas en la lima

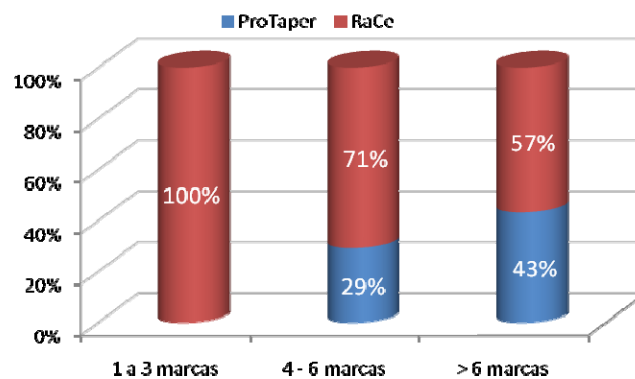


Gráfico n°7 Porcentaje de limas fracturadas según número de marcas en la lima

De el grafico n°7 podemos observar que de las limas fracturadas todas poseían al menos una marca de superficie. Además encontramos que las limas RaCe® presentan una mayor cantidad de marcas en todas las limas fracturadas.

Distribución de las distorsiones

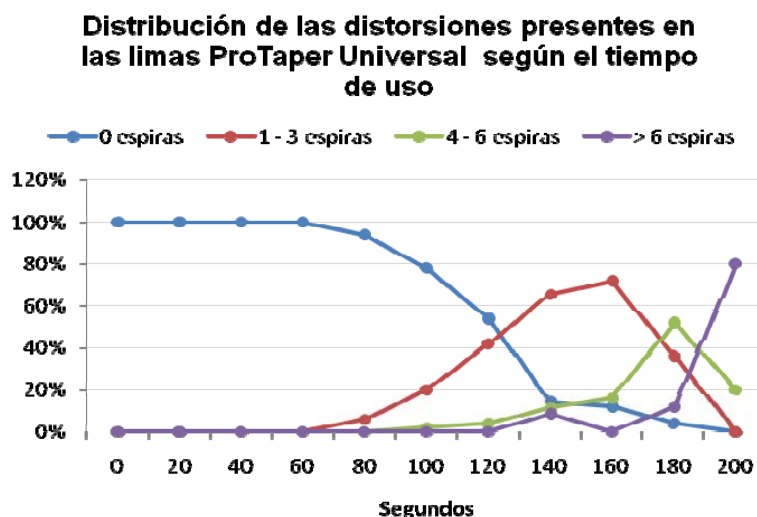


Grafico n°8 Distribución de las distorsiones presentes en las limas ProTaper Universal®

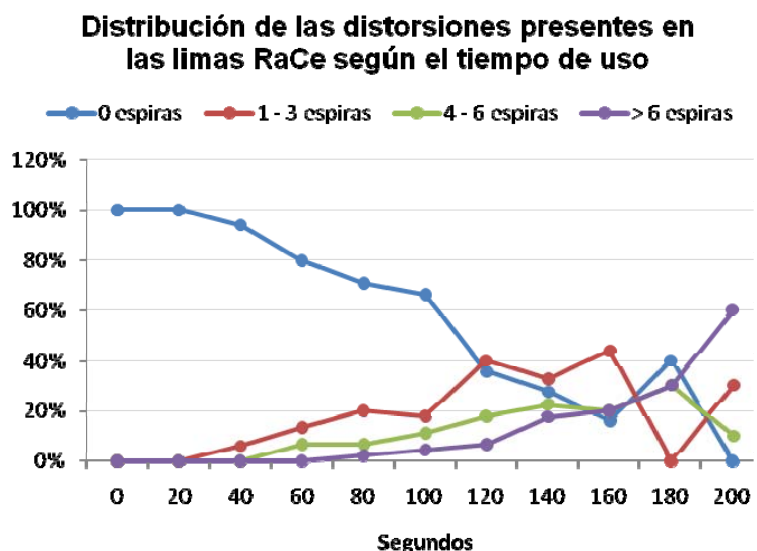


Grafico n°9 Distribución de las distorsiones presentes en las limas RaCe®

Al comparar ambos gráficos (n°8 y n°9), podemos deducir que tras aumentar el uso de ambos sistemas, aumenta progresivamente la aparición de distorsiones en

las espiras de las limas. Además podemos observar que en el sistema RaCe® comienza tempranamente a distorsionarse las espiras, a los 20 segundos, no así en ProTaper Universal® en donde las distorsiones solo comienzan a los 60 segundos de uso.

Porcentajes de limas fracturadas según número de distorsiones en las espiras

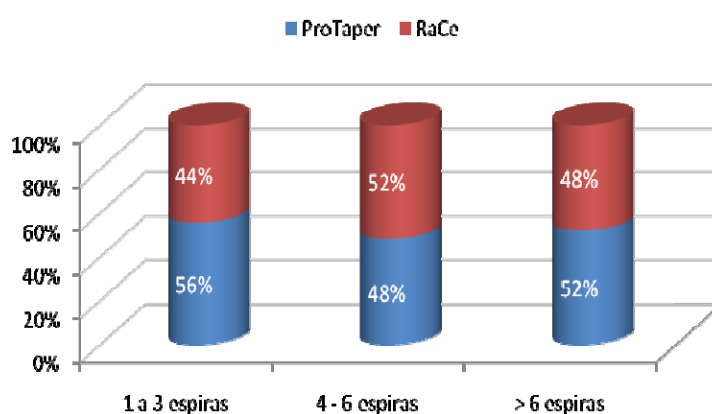


Gráfico n°10 Porcentaje de limas fracturadas según número de distorsiones en las espiras

De el gráfico n°10 podemos observar que de las limas fracturadas todas poseían al menos una espira distorsionada. Además no encontramos una gran diferencia en relación a que marca poseía más espiras distorsionadas al momento de fracturarse.

VIII. Discusión

En esta investigación se evaluaron y compararon dos sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi: ProTaper Universal® y RaCe®. La experimentación consistió en simular condiciones clínicas y evaluar el desgaste progresivo de los instrumentos hasta la fractura, de acuerdo al tiempo de uso en segundos. Para esto se decidió utilizar cuerpos de prueba acrílicos, con el fin de lograr una efectiva estandarización, y abarcar el análisis de las variables de forma fidedigna.

Los fabricantes de los sistemas ProTaper Universal® y RaCe® plantean respectivamente que sus instrumentos son los más eficaces en la preparación biomecánica de los conductos radiculares gracias a innovaciones en su diseño. Así mismo por estas mismas cualidades, junto con las propiedades del NiTi, proponen la utilización de estos instrumentos por una cantidad de veces determinada, lo que ha generado discusión durante el último tiempo (Troian et al. , 2006) Es por esto que nuestro estudio trata de responder a esta interrogante entre estos sistemas.

En la actualidad este es el primer reporte que compara ambos sistemas no encontrándose publicaciones acerca del tema. Si bien ProTaper universal® posee un alto respaldo científico, el sistema RaCe® cuenta con poca información científica publicada.

En el desarrollo de la experimentación, el clínico al ser inexperto en estos sistemas no tuvo mayores problemas al momento de manipularlos, ya que su base es la sencillez, pero se debe dejar en claro que siempre es necesaria una calibración previa a modo de obtener desde el principio todos los beneficios que otorgan estos instrumentos, esto coincide con el estudio de Baumann, quien concluye que no existen diferencias entre operadores expertos e inexpertos al momento de la instrumentación (Baumann & cols., 1999)

Si se compara por tipo de lima se obtuvo que las limas tipo 3 (S2 de ProTaper Universal® y R1 de RaCE®) poseen diferencia significativa en cuanto al porcentaje de limas fracturadas, no así las tipo tipo 4 (F1 de ProTaper Universal® y R2 de RaCe®) y 5 (F2 de ProTaper Universal® y R3 de RaCe®), resultados similares al estudio de Vieira en el 2008 y 2009 en cuanto al sistema Protaper® (Vieira et al., 2008; Vieira et al., 2009). Esto se puede deber a la censura a la que estaban sometidas estas últimas, ya que el mayor porcentaje de fractura ocurrió en las limas tipo 3 seguidas por las tipo 4, por lo que las tipo 5 no alcanzaron a ser sometidas de igual manera, por lo que no es comparable. Esto se podría solucionar evaluando las limas de manera separada sin respetar la secuencia de trabajo clínico.

Con respecto al alto porcentaje de fractura de la lima R1 de RaCe®, puede deberse a que no existe una efectiva progresión en el ensanchamiento del conducto desde la lima PR2 a R1, sometiéndose esta última a mayor estrés. Esto se deduce de la experiencia relatada por el operador.

En relación al alto porcentaje de fractura de la lima F1 de ProTaper Universal®, puede deberse a el cambio de la técnica de instrumentación, pasando de un movimiento de cepillado, a un movimiento de pumping o picoteo. Además cabe mencionar que en esta etapa es de vital importancia la irrigación y recapitulación, ya que el empacamiento de detritus dificulta la instrumentación aumentando las probabilidades de fractura.

De acuerdo al total de las limas, se puede apreciar que el porcentaje de limas fracturadas en ProTaper Universal® es del 16% y en RaCe® es del 18%, sin embargo no existe evidencia estadísticamente significativa para afirmar que el porcentaje de fractura depende del sistema utilizado. Esto se podría determinar de mejor manera si el tamaño de la muestra aumenta considerablemente, ya que en este estudio se trabajó con la muestra mínima.

En relación a los resultados en cuanto a la cantidad de usos, al realizar un test de significancia, se observa que no existe diferencia estadísticamente significativa entre el número mediano de usos del sistema ProTaper Universal® y RaCe®, ya que ambos tuvieron un promedio de 7 usos. Al comparar sólo los tipos de limas (ya sea tipo 1, 2, 3, 4 y 5) el número de usos medianos no tienen diferencias estadísticamente significativas. Esto es de gran importancia ya que ambos fabricantes recomiendan una cantidad aproximada de 7 usos, lo que se corrobora en este estudio.

En el estudio se observa que el tiempo promedio de uso de limas de ProTaper Universal® es mayor que RaCe® (151,2 seg y 138,8 seg respectivamente), resultados que no son significativamente estadísticos. Además es importante destacar, que estos promedios no consideran los tipos de censura que poseen los datos, por lo que sería interesante tratar de realizar un estudio donde se evite la censura de las limas.

La diferencia presentada en la sección transversal de los instrumentos de ambos sistemas no se puede relacionar con la fractura de los sistemas, porque pese a que RaCe® presenta en su diseño una menor masa de material en el alma del instrumento y bordes cortantes alternados los cuales previenen el efecto de atornillado, los resultados no son estadísticamente significativos como para relacionarlos directamente con su diseño.

Es importante destacar también que se ocuparon las secuencias recomendadas por el fabricante en cuanto a velocidad y torque, las cuales son distintas para cada sistema. Sería interesante comparar las limas con un torque y

una velocidad similar, para así comparar de mejor manera que sistema es mejor en cuanto a las fracturas producidas por el uso.

En cuanto al lugar de la fractura, si bien no se midió objetivamente, todas ocurrieron en un sitio similar, justo en el centro de la curvatura del conducto, en el punto de máxima flexión, de lo cual podríamos inferir que el motivo de la fractura fue por fatiga cíclica. Sería interesante en estudios posteriores evaluar el lugar y la distancia en donde ocurren las fracturas (Vieira, 2008).

Desde el punto de vista práctico de la investigación, esta es fácilmente reproducible y describe un sistema simple, pero sofisticado de analizar los datos obtenidos. Eso sí sería interesante realizar el estudio con un tamaño muestral mayor, para así generar mayor riqueza en los datos obtenidos.

El método escogido para la evaluación de la distorsión y marcas de los instrumentos después de cada uso fue el microscopio óptico. Este método ha sido constantemente usado en otros estudios y ha sido el más adecuado método para asegurar una correcta evaluación, tanto de la integridad de los instrumentos como del daño, deformación o desgaste que va sufriendo la lima tras los constantes y progresivos usos (Troianet al, 2006; Vieira et al, 2008).

Otro punto importante a tener en cuenta, se refiere al tipo de cuerpos de prueba, que en esta investigación se usaron conductos radiculares simulados en bloques de resina Maillefer®. Al realizar el estudio de esta manera, no se refleja la conducta de los instrumentos en conductos radiculares reales, ya que la dureza y el comportamiento abrasivo del bloque de resina y de la dentina radicular no son los mismos (Yang, 2006; Shafer y Florek, 2003; Peters et al., 2003; Troian et al., 2006). Es por esta razón que se debe tener cuidado al extrapolar estos resultados a investigaciones en dientes reales.

En cuanto a las marcas de superficie en las limas tras su uso, encontramos que aumenta la cantidad de marcas paulatinamente de acuerdo al tiempo de uso efectuado. Esto se aprecia de gran manera en la categoría 1 a 3 marcas en donde al llegar al alrededor de los 100 segundos se encuentra el peak, continuando con un descenso progresivo de esta categoría de acuerdo al aumento del uso, pero a su vez comienza un aumento en los hallazgos de las otras dos categorías siguientes ya a los 120 segundos, reafirmando que a medida que aumenta el uso del instrumento, aumenta el daño de la superficie de éstos, lo que pudiese influir en la resistencia a la fatiga de estos. Además es de importancia que entre los 100 y 140 segundos de uso aumenta a cantidad de las marcas en las categorías siguientes y si se compara con el tiempo promedio de fracturas, se podría encontrar una coincidencia lógica. (Troian et al., 2006)

De igual manera al analizar los gráficos de las distorsiones, se observa una gran diferencia en cuanto a el momento en que comienzan a aparecer distorsiones

en las espiras tras el uso entre los dos sistemas, de lo que se puede deducir que RaCe® es más débil en su estructura, y por ende más propenso a fracturarse; pero al compararlos con el porcentaje de tiempo de fractura de limas fracturadas entre tipo y sistema de limas, no podemos asegurarlo ya que ambos sistemas poseen un promedio similar de fractura de instrumentos.

Una de las limitaciones que tuvo nuestra investigación fue la obtención de los materiales e instrumental necesario para llevarla a cabo. Por una parte está el alto costo de los sistemas rotatorios, como también la dificultad en obtener los cubos de prueba acrílicos, que tenían un alto precio y además su disponibilidad en el mercado era bastante limitada, razón por la cual condicionó de gran manera el tamaño muestral.

IX. Conclusiones

Luego de finalizada la investigación podemos concluir que nuestra hipótesis la cual propone que no existe una diferencia significativa en cuanto al tiempo de uso para producir fractura entre los sistemas rotatorios ProTaper Universal® y RaCe®, es válida, ya que de acuerdo al análisis de datos, obtuvimos que el tiempo de uso promedio del sistema ProTaper Universal® fue de 151,18 segundos, y en el sistema RaCe® fue de 138.81 segundos, tiempos tras los cuales es posible que se produzca la fractura del instrumento.

De los resultados obtenidos, se encontró que el promedio de usos de limas ProTaper Universal® es de 7.6 usos, en cambio el promedio de usos de limas RaCe® es de 7,04 usos. Estos valores coinciden con los ofrecidos por los fabricantes donde recomiendan aproximadamente entre 6 y 8 usos, dependiendo del grado de trabajo que ha sido sometido la lima.

De acuerdo al análisis de marcas de superficie en las limas, se encontró que estas comenzaban a aparecer alrededor de los 20 segundos de uso y aumentaban progresivamente con las instrumentaciones siguientes. Por otra parte, al analizar las distorsiones en las espiras de las limas tras el uso, el sistema RaCe® comenzó a distorsionarse a los 20 segundos en tanto que el sistema ProTaper Universal® comenzó a distorsionarse a los 60 segundos. Sin embargo con el transcurso del tiempo ambos sistemas mostraron resultados relativamente similares.

X. Sugerencias

Para investigaciones futuras proponemos el uso de:

- Un mayor tamaño muestral para evaluar con mayor certeza estadística todas las variables medidas en el estudio.
- Utilizar dientes naturales y no cubos de prueba, debido a la diferencia que existe entre la dureza superficial del acrílico y la dentina.
- Confeccionar una metodología de estandarización de los conductos de dientes naturales con el fin de someter las limas a un trabajo más cercano a la realidad clínica.
- Idear un sistema para la evaluación independiente de las limas y no depender de la secuencia del sistema.
- Realizar investigaciones con estos mismos sistemas rotatorios, pero considerando como variables la irrigación y la esterilización.

XI. Resumen

OBJETIVO: Evaluar y comparar dos sistemas de instrumentación rotatoria de NiTi. La experimentación consistió en simular condiciones clínicas y evaluar el desgaste progresivo de los instrumentos hasta la fractura, de acuerdo al tiempo de uso en segundos

MATERIALES Y METODOS: 20 set de instrumentos, 10 sets ProTaper Universal® y 10 sets RaCe®, fueron usados para preparar 200 cubos acrílicos que simulaban conductos radiculares con una curvatura moderada. Cada set de instrumentos fue usado para preparar 10 cubos acrílicos. El tiempo de uso fue registrado mediante un cronometro. Cada instrumento utilizado fue analizado mediante microscopia óptica. Después de cada uso un observador registro los resultados categorizándolos en presencia de fractura, presencia de marcas y distorsiones. Los resultados fueron analizados mediante SPSS 15 Y Minitab 14. Se analizó la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y Anderson-Darling. Las comparaciones entre los dos grupos se hicieron mediante test no paramétricos.

RESULTADOS: se obtuvo que el tiempo promedio de uso de limas de ProTaper Universal® es mayor que RaCe® (151,2 seg. y 138,8 seg. respectivamente), resultados que no son significativamente estadísticos. El promedio de usos de limas ProTaper Universal® es de 7.6 usos, en cambio el promedio de usos de limas RaCe® es de 7, 04 usos. En cuanto al análisis de marcas y distorsiones, no apreciaron grandes diferencias entre sistemas.

CONCLUSIONES: No se encontraron diferencias significativas en cuanto al tiempo de uso para producir fractura entre los sistemas ProTaper Universal® Y RaCe®.

XII. Bibliografía

Bonnaccorso, A., Tripi, T.R, Rondelli, G., Condorelli, G.G., Cantatore, G., Shafer, E., (2008): Pitting corrosion resistance of Nickel-Titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *JOE*, 34: 208-211

Peng, B., Shen, Y., Cheung, G., Xia, T. (2005): Defects of Protaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *IEJ*, 38: 550-557

Canalda, C., Brau, E. (2001). Cap 15, Preparación de los conductos radiculares. En *Endodoncia, Técnicas clínicas y bases científicas*. Editores: Canalda, C., Brau, E., 1º edición, Editorial Masson, S.A. Barcelona-España, pp: 151-177

Cheung, G.S.P., Darvell, B.D (2007): Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J*. 40: 612-618.

Cohen, S., Burns, R. (2005): "Vías de la pulpa". Cap 7: Limpieza y remodelado del sistemas de conductos radiculares. 8º edición. Editorial Harcourt, S.A., Buenos Aires- Argentina. Pp: 227-287.

Craig, R. G. (1998): "Aleaciones de metales básicos coladas y forjadas. En: *Materiales de odontología restauradora*, Ward, M. L., Ediciones Michigan: Harcourt Brace. Pp: 429-434

Himel, V., McSpredadden, J., Goodis, H. (2008): Instrumentos, materiales y dispositivos. En *Vías de la pulpa*. Editores: Cohen, S., Hargreaves, KM. Novena edición, Editorial El Sevier Madrid-España, pp: 250-277, 264-269.

James H. Yao, Scott A. Schwartz, and Thomas J. Beeson (2006:) *Cyclic Fatigue of Three Types of Rotary Nickel-Titanium, Files in a Dynamic Model*. *JOE*. 32: 55-57.

Kirkpatrick, R.J.J., Rutledge, R.E. (2007): *Cyclic Fatigue of EndoSequence and K3 rotatory files in a dynamic model*. *J. Endod*. 33: 1469-72

Leonardo, M. R.; De Toledo, R. (2002), a: Cap 1: Perfeccionamiento y simplificación de técnicas endodónticas. En *Sistemas rotatorios en endodoncia: Instrumentos de Níquel Titanio*. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo-Brasil, pp: 1-36

Leonardo, M. R.; De Toledo, R. (2002), b: Cap 3: Sistemas rotatorios: Principios generales. En *Sistemas rotatorios en endodoncia: Instrumentos de Níquel Titanio*. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo-Brasil, pp: 37-50

Martín, B. (2003). Factors influencing the fracture of nickel- titanium rotary instruments, *Intern. Endodon. J.* 36: 262-266

Michiardi, A., Aparicio, C., Planell, J.A., Gil, F.J (2006):New oxidation treatment of NiTi shape memory alloys to obtain Ni-free surfaces and to improve biocompatibility. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 77: 249-56.

Nazar, P., Espinoza, E., Villarroel, M., (2003): “Estudio Comparativo de los Sistemas Rotatorios Protaper y K3, durante la PBM In Vitro en Raíces Mesiales de Molares Mandibulares” “Seminario de tesis, Escuela de Odontología, Universidad de Valparaíso” Págs. 8-9

Peters, O.A., Peters, C.I., Schonenberg, K., Barbakow, F. (2003): ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 36:86-92.

Shafer, E., Florek, H., (2003): Efficiency of rotary NiTi K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 36:199-207.

Soares, I., Goldberg, F., (2003). *Endodoncia técnica y fundamentos*. Editores: Soares, I. y Goldberg, f., 1º edición, Editorial Panamericana Buenos Aires-Argentina, pp: 77-124

Stock, C.; Gulabivala, K.; Walter, R.; Goodman, J.(1996): cap 7: Preparación del conducto radicular. En *Atlas en color y texto de endodoncia*. Editorial Harcourt Brace. Buenos Aires-Argentina, pp: 95-114

Thompson, S.A. (2000): “an overview of nickel-titanium alloys used in dentistry”. *Inter. Endodontics Journal* 33: 297-310.

Troian, C.H., Só, M.V., Fifueredo, J.A., Oliveira, E.P.(2006): Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endodon J.* 39:616-625.

Vieira, E.P. Franca, E.C, Martins, R.C., Buono, V.T., Bahia, M.G. (2008): Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal.* 41:163-172.

Vieira, E.P., Nakagawa, R.K., Buono, V.T., Bahia, M.G. (2009): Torcional Behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J.* 42: 947-953.

Whipple, S.J., Kirkpatrick, T.C, Rutledge, R.E. (2009): Cyclic Fatigue Resistance of Two Variable-taper Rotary File Systems: ProTaper Universal and V-Taper. JOE, 35: 555-558

Yang, G., Zhou, X., Zhang, H., Wu, H.(2006): Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. Int Endod J. 34: 791-799.

Yun, H., Kim, S.K. (2003). A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 95:228-233.

<http://www.scribd.com/doc/9515459/FKG-RaCe-SApexAn12July05-21pages-42-Slides>

<http://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Rotary-Files/ProTaper-Universal-Rotary.aspx>

http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=36&Itemid=30

[**http://www.socendochile.cl/N%BC10%20Sept%202004.PDF**](http://www.socendochile.cl/N%BC10%20Sept%202004.PDF)

Anexo 1: Tablas

Tiempo	RaCe				
	0 marcas	1 - 3 marcas	4 - 6 marcas	> 6 marcas	limas sin fractura
0	50	0	0	0	50
20	50	0	0	0	50
40	41	9	0	0	50
60	29	12	3	1	45
80	19	20	2	4	45
100	11	25	7	2	45
120	4	22	12	7	45
140	2	14	11	13	40
160	2	4	8	11	25
180	1	2	1	6	10
200	0	1	2	7	10

Tabla n° 10 Limas RaCe® que presentaban marcas de superficie de acuerdo al tiempo de uso

Tiempo	ProTaper				
	0 marcas	1 - 3 marcas	4 - 6 marcas	> 6 marcas	limas sin fractura
0	50	0	0	0	50
20	50	0	0	0	50
40	42	8	0	0	50
60	38	12	0	0	50
80	20	29	1	0	50
100	10	34	6	0	50
120	0	23	24	3	50
140	0	6	17	12	35
160	0	1	9	15	25
180	0	0	2	23	25
200	0	0	0	5	5

Tabla n° 11 Limas ProTaper® que presentaban marcas de superficie de acuerdo al tiempo de uso

	ProTaper				
Tiempo	0 espiras	1 - 3 espiras	4 - 6 espiras	> 6 espiras	Total limas
0	50	0	0	0	50
20	50	0	0	0	50
40	50	0	0	0	50
60	50	0	0	0	50
80	47	3	0	0	50
100	39	10	1	0	50
120	27	21	2	0	50
140	5	23	4	3	35
160	3	18	4	0	25
180	1	9	13	3	25
200	0	0	1	4	5

Tabla n° 12 Limas ProTaper® que presentaban distorsiones de espiras de acuerdo al tiempo de uso

	RaCe				
Tiempo	0 espiras	1 - 3 espiras	4 - 6 espiras	> 6 espiras	Total limas
0	50	0	0	0	50
20	50	0	0	0	50
40	47	3	0	0	50
60	36	6	3	0	45
80	32	9	3	1	45
100	30	8	5	2	45
120	16	18	8	3	45
140	11	13	9	7	40
160	4	11	5	5	25
180	4	0	3	3	10
200	0	3	1	6	10

Tabla n° 13 Limas RaCe® que presentaban distorsiones de espiras de acuerdo al tiempo de uso

NOMBRE	SET	GRUPO	TIEMPO_1	TIEMPO_2	TIEMPO_3	TIEMPO_4	TIEMPO_5	TIEMPO_6	TIEMPO_7	TIEMPO_8	TIEMPO_9	TIEMPO_10	TIEMPO_TOTAL
SX_1	11	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
SX_2	11	1	20	40	60	80	100	120					120
SX_3	11	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
SX_4	11	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
SX_5	11	1	20	40	60	80	100	120	140				140
SX_6	11	1	20	40	60	80	100	120					120
SX_7	11	1	20	40	60	80	100	120					120
SX_8	11	1	20	40	60	80	100	120	140				140
SX_9	11	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
SX_10	11	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S1_1	12	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
S1_2	12	1	20	40	60	80	100	120					120
S1_3	12	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S1_4	12	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S1_5	12	1	20	40	60	80	100	120	140				140
S1_6	12	1	20	40	60	80	100	120					120
S1_7	12	1	20	40	60	80	100	120					120
S1_8	12	1	20	40	60	80	100	120	140				140
S1_9	12	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S1_10	12	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S2_1	13	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
S2_2	13	1	20	40	60	80	100	120					120
S2_3	13	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S2_4	13	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S2_5	13	1	20	40	60	80	100	120	140				140
S2_6	13	1	20	40	60	80	100	120					120
S2_7	13	1	20	40	60	80	100	120					120
S2_8	13	1	20	40	60	80	100	120	140				140
S2_9	13	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
S2_10	13	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180		180
F1_1	14	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
F1_2	14	1	20	40	60	80	100	119					119
F1_3	14	1	20	40	60	80	100	120	140	160	165		165
F1_4	14	1	20	40	60	80	100	120	140	160	177		177

F1_5	14	1	20	40	60	80	100	120	140				140
F1_6	14	1	20	40	60	80	100	119					119
F1_7	14	1	20	40	60	80	100	104					104
F1_8	14	1	20	40	60	80	100	120	129				129
F1_9	14	1	20	40	60	80	100	120	140	160	168		168
F1_10	14	1	20	40	60	80	100	120	140	160	167		167
F2_1	15	1	20	40	60	80	100	120	140	160	180	192	192
F2_2	15	1	20	40	60	80	100	100					100
F2_3	15	1	20	40	60	80	100	120	140	160	160		160
F2_4	15	1	20	40	60	80	100	120	140	160	160		160
F2_5	15	1	20	40	60	80	100	120	139				139
F2_6	15	1	20	40	60	80	100	100					100
F2_7	15	1	20	40	60	80	100	100					100
F2_8	15	1	20	40	60	80	100	120	120				120
F2_9	15	1	20	40	60	80	100	120	140	160	160		160
F2_10	15	1	20	40	60	80	100	120	140	160	160		160
PR1_1	21	2	20	40	60	80	100	120	140				140
PR1_2	21	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	180
PR1_3	21	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR1_4	21	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR1_5	21	2	20	40	60	80	100	120					120
PR1_6	21	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	180
PR1_7	21	2	20	40	60								60
PR1_8	21	2	20	40	60	80	100	120	140				140
PR1_9	21	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR1_10	21	2	20	40	60	80	100	120	140				140
PR2_1	22	2	20	40	60	80	100	120	140				140
PR2_2	22	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
PR2_3	22	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR2_4	22	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR2_5	22	2	20	40	60	80	100	120					120
PR2_6	22	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
PR2_7	22	2	20	40	60								60
PR2_8	22	2	20	40	60	80	100	120	140				140
PR2_9	22	2	20	40	60	80	100	120	140	160			160
PR2_10	22	2	20	40	60	80	100	120	140				140
R1_1	23	2	20	40	60	80	100	120	140				140
R1_2	23	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
R1_3	23	2	20	40	60	80	100	120	140	145			145
R1_4	23	2	20	40	60	80	100	120	140	150			150

R1_5	23	2	20	40	60	80	100	103					103
R1_6	23	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	197	197
R1_7	23	2	20	40	51.3								51.3
R1_8	23	2	20	40	60	80	100	120	140				140
R1_9	23	2	20	40	60	80	100	120	140	142			142
R1_10	23	2	20	40	60	80	100	120	125,2				125.2
R2_1	24	2	20	40	60	80	100	120	139				139
R2_2	24	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
R2_3	24	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R2_4	24	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R2_5	24	2	20	40	60	80	100	100					100
R2_6	24	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	180	180
R2_7	24	2	20	40	40								40
R2_8	24	2	20	40	60	80	100	120	128				128
R2_9	24	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R2_10	24	2	20	40	60	80	100	120	120				120
R3_1	25	2	20	40	60	80	100	120	120				120
R3_2	25	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	200
R3_3	25	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R3_4	25	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R3_5	25	2	20	40	60	80	100	100					100
R3_6	25	2	20	40	60	80	100	120	140	160	180	180	180
R3_7	25	2	20	40	40								40
R3_8	25	2	20	40	60	80	100	120	120				120
R3_9	25	2	20	40	60	80	100	120	140	140			140
R3_10	25	2	20	40	60	80	100	120	120				120

Tabla n° 14 Tiempo uso de las limas hasta su fractura

Anexo 2: Figuras limas fracturadas



Figuras 31 y 32 Set RaCe® n°7
Lima R1



Figura 33 y 34 Set RaCe® n°5
Lima R1



Figura 35 y 36 Set Race® n°1
Lima R1



Figura 37 y 38 set RaCe® n° 8
lima R1



Figura 39 y 40 set RaCe® n° 10
lima R1



Figura 41 y 42 set RaCe® n° 3
lima R1



Figura 43 y 44 set RaCe® n° 4
lima R2



Figura 45 y 46 set RaCe® n°3
lima R1



Figura 47 y 48 set RaCe® n°3
lima R3



Figura 51 Y 52 ser ProTaper® n°6
Lima F1



Figura 53 y 54 set ProTaper® n°7 Lima
F1



Figura 55 y 56 set ProTaper® n°5 Lima
F2



Figura 57 y 58 set ProTaper n°8 Lima F1



Figura 59 y 60 set ProTaper® n° 3 Lima F1



Figura 61 y 62 set ProTaper®n°4 Lima F1



Figura 63 y 64 set ProTaper® n° 9
Lima F2



Figura 65 y 66 set ProTaper® n° 10
Lima F1