



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN HISTOLÓGICA DE LA PREPARACIÓN DE
CONDUCTOS RADICULARES CON EL SISTEMA
ROTATORIO IRACE®.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

SUSANA MARTÍNEZ ORTIZ

TUTOR: Mtro. PEDRO JOSÉ PALMA SALAZAR

ASESORA: Mtra. AMALIA CONCEPCIÓN BALLESTEROS VIZCARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



GRACIAS:

A **Dios**, por permitirme estar con vida y salud. Por darme la fortaleza necesaria para afrontar los obstáculos que se presentan día con día y por ayudarme a cumplir una de mis mayores metas.

A mi mamá, **Virginia Ortiz** por todas esas veces en que me escuchaste, por tu comprensión, por dejarme crecer como persona, por tu constante ayuda en mis horas adversas y por tus regaños... Sé que no podré hacer por ti todo lo que tú haces por mí, pero mi corazón tiene mucho más amor y gratitud de lo que las meras palabras pueden expresar.

A mi papá, **Francisco Martínez** por enseñarme la importancia del valor de la responsabilidad, por guiarme siempre por el buen camino, por preocuparte por mí, por apoyarme y creer en mis capacidades... Gracias por darme tu mano para cumplir este sueño, los dos sabemos el gran esfuerzo que hicimos para lograrlo y lo mejor de todo es que lo llevamos a cabo. Las palabras no pueden expresar cuanto eres para mí, ni cuanto me has ayudado a través de los años.

A mi hermana, **Janethe Martínez** por ser mi ejemplo a seguir, por permanecer a mi lado aun cuando sabes que no tengo la razón, por tu paciencia y por las muchas veces que me has brindado consejos... Me has mostrado que es de verdad posible aprovechar mis talentos latentes, te amo y mi esperanza es poder darte tanto de mí como tú me has dado de ti.

A mi hermanito, **Emmanuel Martínez** por ser mi inspiración para seguir luchando, siempre has sido para mí una bendición y una motivación... Te amo y deseo con mi corazón que sigas siendo un hombre de bien y que tengas en mente que estaré siempre a tu lado para lo que necesites.

A mi tutor, **Pedro Palma** y a su familia por su amabilidad y por el tiempo que me brindaron para poder concluir una etapa muy significativa de mi vida, por mostrarme que la paciencia y la responsabilidad son dos valores que van de la mano. Mtro. Palma gracias por transmitirme sus conocimientos, consejos y alegría... No tengo palabras para agradecerle el gran esfuerzo que realizo para que obtuviéramos los resultados que teníamos planeados.

A mi asesora, **Amalia Ballesteros** por ayudarme a creer en las capacidades que tengo y hacerme entender que las debo de explotar al máximo, por sus consejos y conocimientos que durante todo este tiempo me ha transmitido, por su comprensión, apoyo y por permanecer a mi lado durante los momentos más difíciles de mi vida... Gracias Mtra. Amalia por ser mi amiga.

A la **UNAM** y a la **Facultad de Odontología** por la calidad de educación que me brindaron.

A mis amigos, **Angélica, Susy, Emma, Octavio y Arturo** por tenerme paciencia y enseñarme que no todo lo que pienso o hago es lo correcto, por mostrarme que el mundo puede verse con diferentes perspectivas... Gracias por llenar mi vida de consejos y alegrías.



ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	4
2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS	5
3. PREPARACIÓN BIOMÉCANICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES	12
4. INSTRUMENTOS DE USO ENDODÓNCICO	15
4.1 INSTRUMENTOS MANUALES ENDODÓNCICOS	22
4.2 INSTRUMENTOS ROTATORIOS	31
4.3 INSTRUMENTOS DE PERMEABILIZACIÓN	34
5. INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO	36
6. SISTEMA ROTATORIO RACE®	49
7. SISTEMA ROTATORIO iRaCe®	55
8. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	63
9. JUSTIFICACIÓN	64
10. OBJETIVOS	65
10.1 Objetivo General	65
10.2 Objetivos Específicos	65
11. TIPO DE ESTUDIO	66
12. POBLACIÓN DE ESTUDIO	66
13. MATERIALES	67
14. MÉTODO	68
15. RESULTADOS	85
16. DISCUSIÓN	90
17. CONCLUSIÓN	94
18. BIBLIOGRAFÍA	95



1. INTRODUCCIÓN.

El principal objetivo de la terapia endodóncica consiste en promover la limpieza, conformación y remoción del contenido del sistema de conductos radiculares por medio de la preparación biomecánica, independientemente de la situación clínica que se presente.

Durante muchos años, la instrumentación de los conductos radiculares fue realizada con instrumentos manuales. En los últimos años con la introducción de los instrumentos rotatorios de Níquel Titanio se ha promovido la eficiencia en la preparación de los conductos radiculares debido a que es más fácil en términos de seguridad, tiempo de tratamiento y mantenimiento de la conformación original del conducto radicular.

De entre la amplia gama de sistemas rotatorios que se encuentran disponibles en el mercado, cada uno con un diseño distinto y cuyas constantes modificaciones buscan obtener una mayor flexibilidad, eficacia de corte y resistencia a la fractura encontramos al sistema iRaCe[®] que ha sido especialmente diseñado para mantener la anatomía del conducto radicular y minimizar el número de etapas e instrumentos requeridos para realizar una efectiva preparación de los conductos radiculares.

En el presente estudio, se pretende comprobar si la preparación biomecánica con este sistema cumple con los objetivos de limpieza y conformación del conducto radicular a través de la observación de cortes histológicos posterior a la preparación.



2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

Época antigua

Hace 2200 años se encontró la primera evidencia de una endodoncia en un diente humano, fue durante el periodo Helenístico en un periódico de Jerusalén y se informó del hallazgo arqueológico en el Journal of the American Dental Association en 1987. El tratamiento fue realizado en un incisivo lateral y la obturación radicular consistió en un alambre de bronce que bloqueaba únicamente la entrada del conducto.^{1, 2} La razón de esta técnica se atribuye al hecho de que en esa época consideraban que la causa de la enfermedad dental era un gusano que entraba en el diente, de manera que si bloqueaban su entrada evitarían el dolor dental.

Sin embargo, en 1750, fue descartada la teoría del gusano por Pierre Fauchard, recomendando la extracción dental para pulpas enfermas. Por lo tanto los inicios de la endodoncia fueron más empíricos que científicos.

Época del empirismo

Para los árabes la extracción dental era un recurso extremo, por lo que desarrollaron métodos para poder mantener los dientes en boca.

- Serapion: Empleó la colocación de opio en las cavidades de los dientes con caries para eliminar el dolor.

- Albucasis: Usó el cauterio para las afecciones dentarias.

El fin de la endodoncia era eliminar el dolor producido según sus creencias por un castigo divino. De ahí, surgió la creencia en los santos para aliviar y curar enfermedades.

La Odontología se quedó atrasada hasta la aparición en el S. XVI, de los trabajos de los anatomistas:



- Vesalius (1514): Evidenció la presencia de una cavidad en el interior de un diente extraído.
 - Leewenhoek (1678): Señaló la presencia de microorganismos en los conductos radiculares.
 - Ambroise Paré: Empleó la esencia de clavo como medicamento y ofrece indicaciones para el diagnóstico diferencial entre pulpitis y periodontitis.
 - Wilhelm Faby: Como precursor del concepto de infección focal, estableció relaciones entre las afecciones dentales y resto del organismo.
- En el S. XVII, se produce un notorio avance de la Odontología y se ve como se va separando de la Medicina:
- Fauchard (1746): Recomendó curas de algodón con clavo y eugenol para cavidades de caries profundas con dolor. Y para los abscesos, la introducción de una sonda en el conducto para drenar el pus y eliminar el dolor. Así mismo, propugna la confección rudimentaria de instrumentos endodóncicos que ya se prestaban para ser utilizados con el fin de lograr los objetivos de penetrar en el espacio del conducto radicular, explorarlo, vaciarlo, desinfectarlo y sobre todo modelarlo adecuadamente para la obturación subsiguiente.
 - Phillip Pfaff (1756): Mencionó por primera vez los procedimientos operatorios para un recubrimiento pulpar.
 - Hudson: Diseñó atacadores especiales para intentar conseguir una obturación hermética.
 - Spooner (1836): Usó el arsénico para desvitalizar la pulpa.
 - Maynard (1838): Fabricó el primer instrumento endodóncico a partir de un muelle de reloj y desarrolló otros para utilizarlos con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular.

Este principio técnico persistió hasta una época reciente, ya que para ensanchar convencionalmente un conducto radicular atrésico y curvo de molar se necesitaba aproximadamente 1200 movimientos de introducción de las limas en dirección al ápice y de tracción lateral de las mismas, hacia las paredes dentinarias.¹



No obstante la experiencia clínica demostró con el pasar de los años que la utilización de los instrumentos con aumento gradual de diámetro fue responsable de varios accidentes operatorios y consecuentemente del fracaso del tratamiento.³

- Hill, A. (1847): Promovió la introducción de la gutapercha como material restaurador en Odontología, mezclándolo con carbonato de calcio.
- Bowman (1867): Usó los conos de gutapercha para la obturación de conductos radiculares.
- Magitot (1867): Propuso la corriente eléctrica como prueba de la vitalidad pulpar.
- Miller (1890): Demostró la presencia de bacterias en el conducto y su importancia en la etiología de las enfermedades pulpares y periapicales. Y con ello, el tratamiento de conductos deja de ser sinónimo de obturación. Se intentaba buscar un medicamento capaz de destruir todos los microorganismos y resolver el problema de los dientes despulpados e infectados.

De este hallazgo surgieron numerosos medicamentos, que tuvieron que irse descartando por la irritación que producían.

- Kerr (1901): Diseñó las primeras limas de endodoncia, estos instrumentos eran fabricados por un proceso bastante simple, a partir de un alambre refinado de acero-carbono, el cual era torcido en frío sobre su propio eje longitudinal para producir la lámina de corte, las desventajas que presentaba este material eran la corrosión y la oxidación.⁴

Época de la infección focal y localización electiva

A pesar de los hallazgos de la época anterior, fue hasta 1920 cuando surgió la “Teoría de la sepsis oral”, la cual se estudió clínica y experimentalmente.

- Billings (1921): Afirmó que el diente despulpado era un foco de infección.



- Rosenow (1922): Propuso la “Teoría de la localización electiva”: Desvitalizó dientes de perro y provocó una infección artificial y observó que las bacterias de este foco llegaban a sangre, y por una bacteremia se fijaban en un órgano a elección y de menor resistencia para producirle alteraciones patológicas.

Época del resurgimiento endodóncico

En esta época se demostró con pruebas radiológicas, la necesidad de los rayos X para la realización de una buena endodoncia, y como ésta obtenía resultados satisfactorios en la disminución de las lesiones periapicales de los dientes afectados.

También se produjeron una serie de pruebas bacteriológicas e histopatológicas.

Época de la afirmación de la endodoncia

- Badan (1935): Introdujo el cemento para la obturación de conductos (alcafal).

- Jasper (1933): Presentó las puntas de plata y conos de gutapercha calibrados en función al diámetro de los instrumentos usados en la preparación del conducto radicular.

- Walker (1936): Empleó el hipoclorito de sodio como solución irrigante.

- Grossman (1937): Evaluó clínica y radiológicamente a 2000 pacientes, obteniendo un éxito del 76% de los casos de endodoncia.

- Zander (1939): Curación completa de la pulpa protegida con Ca(OH).

- John I. Ingle (1955): Creó la posibilidad de que se fabricaran instrumentos endodóncicos que tuvieran una estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, con nueva numeración y que representaran el diámetro de la punta activa de los mismos.^{2,3.}

- Grossman, Ingle y Levine (1958): Presentan una contribución para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóncica, sugiriendo que los instrumentos y conos se fabricarán según normas ya establecidas



con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales.^{3, 5, 6, 7.}

En este tiempo se realizó un estudio en la Universidad de Michigan, por el estudiante de postgrado Jonh Bucher y el equipo de trabajo del departamento de Endodoncia, en este trabajo se investigaron las características y propiedades con que se fabricaban y expedían los dos tipos de limas más conocidas en el medio odontológico mundial, este estudio se deriva por la preocupación de la constante ruptura de los instrumentos, por lo cual todo operador debía estar familiarizado con las características estructurales , físicas y dimensionales de los instrumentos utilizados.^{3, 5, 6.}

- Ingle (1961): Publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha y de plata correspondientes. Lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de la instrumentación de los conductos radiculares.

Dicha estandarización es aceptada en 1962 por la Asociación Americana de Endodoncia dando origen a lo que hoy se conoce como International Standards Organization (ISO).

- Clem (1969): Fue el primer autor que destacó la importancia de la preparación en diferentes etapas durante la instrumentación de conductos radiculares atrésicos y curvos, por lo que sugirió la utilización de solamente instrumentos de pequeño calibre en la porción apical del conducto radicular seguido de una preparación con retroceso progresivo y con aumento en el diámetro de los instrumentos en sentido ápice/corona, preparación que denominó *Step preparation*.^{3.}

- Fava y Caputo (1973): Propusieron el término de “preparación biomecánica escalonada”, argumentando que el retroceso de los instrumentos además de ser progresivo y uniforme, recordaba los escalones de una escalera.



- Schilder (1974): Recomendó un nuevo concepto de preparación de los conductos radiculares, caracterizándolo con dos palabras, *Cleaning and Shaping*. Esta nueva preparación incluía el uso de fresas Gates Glidden® y por lo tanto fue considerada como uno de los principios fundamentales para la realización de un tratamiento del conducto radicular mejor orientado y responsable por la elevación en el porcentaje de éxito de esa terapia, ya que su objetivo no se resume solamente a la eliminación de tejido pulpar, restos necróticos y dentina infectada, sino también a atribuir una conformación de mayor diámetro en la porción cervical y menor en apical.^{1, 3, 8, 9.}

Época contemporánea

Es el período de los sistemas rotatorios de Níquel-Titanio, del estudio de los irrigantes, de los motores de Endodoncia, del dique de goma, de los distintos sistemas de obturación, de los distintos selladores de Endodoncia y de la gutapercha.

- Civjan (1975): Fue el primero en sugerir que la aleación níquel-titanio se ajustaba bien a los instrumentos endodóncicos.

- 1976: La Asociación Dental Americana (ADA), mediante su resolución número 29, definió que los instrumentos endodóncicos podrían ser fabricados en aleaciones de acero carbono y de acero inoxidable.^{3, 4, 23.}

- Marshall y Pappin (1980): Dan a conocer la técnica Crow-Down sin presión, en la cual emplean fresas Gates Glidden® y limas de mayor diámetro en los dos tercios coronarios del conducto radicular y posteriormente limas de menor diámetro hasta alcanzar la longitud deseada. Esta nueva orientación de la preparación del conducto radicular cambio el viejo concepto de instrumentación en sentido ápice-corona practicado durante 140 años.

- Abou-Rass, Frank y Glick (1980): Basados en el principio de Schilder, posibilitaron mayor ampliación de la porción cervical del conducto radicular, lo cual permitió la realización de un desgaste mayor en las



llamadas áreas de seguridad; preparación que fue denominada “limado desgaste anticurvatura”, caracterizado por permitir un acceso libre y directo al tercio apical, sin interferencias dentinarias del tercio cervical.^{3, 10,11, 22, 23.}

- 1981: Fueron divulgadas las normas finales de la Especificación de la ANSI/ADA, siendo entonces definida la estandarización internacional para los instrumentos.

La industria *Kerr Manufacturing* fue la primera en construir estos nuevos instrumentos, que fueron conocidos como instrumentos tipo K, siendo también los más copiados en el mundo.

- 1982: La industria *Kerr Manufacturing* da a conocer un nuevo instrumento con diseño modificado, denominado lima K-Flex fabricada en acero inoxidable especial, con sección transversal romboidal, mayor flexibilidad y mejor actividad de corte.^{3, 4.}

- S. Senia y W. Willey (1983): Idealizaron un nuevo instrumento que presentaba como particularidad la parte activa con 2 mm, una punta no cortante y un asta larga y flexible denominado Canal Master U.

- Roane y cols. (1985): Propusieron la eliminación de los bordes cortantes de la punta de los instrumentos, suavizando el ángulo de transición entre ella y el segmento cortante.^{3, 22, 23.}



3. PREPARACIÓN BIOMÉCANICA DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.

La preparación de los conductos radiculares es un paso fundamental en el tratamiento endodóncico. Tiene como objetivo la reproducción de la anatomía interna original, de manera que los conductos adquieran una forma progresivamente cónica desde el orificio de entrada hasta el ápice, manteniendo la posición, el diámetro de la constricción y del orificio apical, limpieza completa del contenido del conducto, conformación y desinfección.^{14, 15, 17.}

Si se consiguen dichos objetivos, se facilita la posterior obturación de conductos con materiales biológicamente inocuos y la obtención de un sellado coronoapical lo más hermético posible.^{11, 12, 23.}

LIMPIEZA Y MODELADO DEL CONDUCTO.

La limpieza y modelado tienen objetivos biológicos y mecánicos.

Dentro de los objetivos biológicos de la limpieza se encuentran la eliminación de los desechos y desinfección del conducto radicular, lo cual incluye la remoción de bacterias, irritantes locales y cualquier material orgánico que este en el conducto y pueda servir de sustrato para que las bacterias se queden y produzcan inflamación periradicular; esto se logra mediante la instrumentación progresiva, irrigación y materiales intermedios que sean depositados en los conductos. (Fig. 1)

Cabe mencionar que las soluciones de irrigación y los medicamentos intraradiculares son los que logran la desinfección de las ramificaciones del conducto principal (Fig. 2 y 3); mientras que el moldeado debe ser hecho de acuerdo a cada conducto en particular dependiendo de su anatomía interna y externa, de su longitud, de su curvatura, de su diámetro transversal y finalmente de su perfil.

La limpieza y modelado dependerán de la cantidad de diente remanente, por lo que se deberá evitar dañar o debilitar las paredes de las raíces. Dentro de los objetivos mecánicos se encuentran la preparación en cono progresiva, mantenimiento del formen en su posición original y mantenimiento de la apertura apical lo más pequeña posible.^{10, 11, 12, 17.}



Fig. 1 Instrumentación



Fig. 2 Soluciones de irrigación



Fig. 3 Medicación intraconducto

ENTRADA O VÍA DE ACCESO EN FORMA RECTA.

La creación de una entrada en línea recta, mediante la remoción de dentina en forma controlada, influye en la fuerza que la lima produce en las paredes de un conducto y en la región apical. (Fig. 4 y 5) Este procedimiento permite reducir el desgaste de dentina incontrolado del conducto.^{10, 14}



Fig. 4 Localización de conductos radiculares



Fig. 5 Acceso

DIFICULTADES EN LA PREPARACIÓN

Es importante prevenir el taponamiento y mantener el camino para el uso de los instrumentos, por lo que es necesario que la preparación se realice progresivamente a lo largo de todo el conducto con el fin de asegurar la preparación del cono.

La anatomía de cada conducto y la paciencia que tenga el operador siguen siendo las dos variables más importantes, incluso más que el tipo de instrumentos utilizados.

La gran mayoría de los problemas ocurren debido al manejo inadecuado del tercio apical de la raíz (Fig. 6), causado por el taponamiento, la modificación de la posición del foramen apical o la perforación. (Fig. 7)¹⁴.

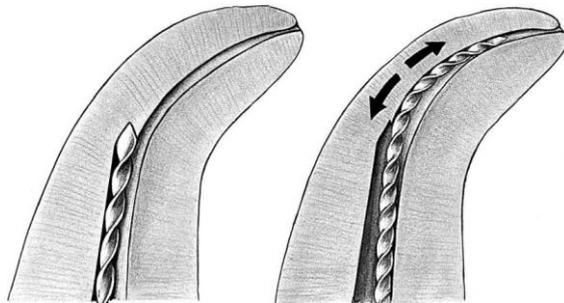


Fig. 6 Modificación de la anatomía del conducto radicular

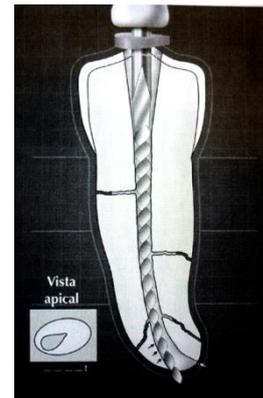


Fig. 7 Perforación apical.

El taponamiento apical ocurre por la acumulación de restos de dentina durante la instrumentación, especialmente en conductos estrechos, lo cual provoca que la limpieza y la conformación del conducto sean aun más difíciles.¹⁴.



4. INSTRUMENTOS DE USO ENDODÓNCICO.

PROPIEDADES

Las propiedades de los instrumentos para conductos radiculares se encuentran relacionadas con la aleación, conicidad, patrón de estrías y diseño transversal. Los instrumentos modernos para conductos radiculares son de acero-inoxidable o de níquel-titanio.^{13, 15, 17.}

Aleaciones

En 1976, la Asociación Dental Americana (ADA), mediante su resolución número 29, definió que los instrumentos endodóncicos podrían ser fabricados en aleaciones de acero carbono y de acero inoxidable. Aunque según Oliet y Sorin, muchos instrumentos de acero carbono parecían cortar de cierta forma y con relativa eficacia, son mucho más susceptibles a la corrosión por el autoclave y las soluciones irrigadoras, por lo que tenían mayores posibilidades de oxidarse y a sufrir fracturas. Debido a esto, el acero inoxidable, por presentar una serie de ventajas y propiedades físicas diferenciadas, pasó a ser utilizado en 1961 en Endodoncia en gran escala hasta nuestros días.

Los aceros utilizados en la fabricación de instrumentos endodóncicos están constituidos por aleaciones austeníticas inoxidables y deben contener cierta cantidad de elementos químicos con la finalidad de mejorar su calidad.

El cromo cuando es agregado en un contenido superior a 11%, actúa como un protector de la aleación para permitir la formación de una capa fina de óxido de cromo impermeable, impidiendo oxidaciones adicionales.

El níquel actúa como un estabilizador de la austenita, junto con el manganeso.



El silicio es capaz de neutralizar los efectos indeseables de cuerpos contaminados con fósforo y azufre.

El molibdeno funciona como agente endurecedor, disminuyendo también la velocidad de enfriamiento, entre otros.⁴

Níquel-titanio (Ni-Ti)

La introducción de los instrumentos de níquel-titanio ha revolucionado la preparación de los conductos radiculares.

Estas aleaciones están formadas por 50-56% níquel y 44-50% titanio, aproximadamente. La aleación Ni-Ti se conoce como una aleación con memoria de forma, lo que significa tener la capacidad de regresar a una forma o tamaño, previamente definidos, cuando es sujeta a un procedimiento térmico apropiado, aproximadamente 125°C, además tiene casi el triple de flexibilidad al doblar y a la torsión, aceptable resistencia a la fractura por torsión, buena capacidad de corte con un diseño adecuado del instrumento, capacidad de deformarse de modo reversible ante una presión, comparadas con las de acero inoxidable.

Estas aleaciones poseen dos formas cristalográficas austenita y martensita. La transformación desde la fase austenita a la martensita se produce cuando se aplica un estrés al instrumento; al iniciarse esta transformación el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con facilidad por este motivo cuando se trabaja con instrumentos de Ni-ti no se debe ejercer presión ni hacer que giren durante mucho tiempo en el mismo punto cuando se accionan de modo mecánico, ni modificar bruscamente la velocidad o el sentido del giro.^{4, 13}

Estas propiedades físicas permiten a los instrumentos hechos de aleaciones de Ni-Ti preparar conductos radiculares con curvas severas, sin deformación permanente, otra de sus ventajas es su capacidad para retener la flexibilidad con mayor conicidad; esto ha dado como resultado el desarrollo de diversos grupos de instrumentos que tienen de 2 a 6

veces más conicidad, son fabricados para su uso en una pieza de mano de velocidad constante, de alto torque, girando entre 150 a 600 rpm.

Sin embargo, los instrumentos de Ni-Ti no son inmunes a la fractura, ya que al igual que otros instrumentos para conductos radiculares no deben utilizarse de manera excesiva y debe evaluarse su distorsión antes de cada uso.¹⁵

Titanio-aluminio

Es un instrumento que consiste en una aleación que contiene 90% de titanio y 5% de aluminio, esta aleación no tiene propiedades súper elásticas, pero es más flexible que el acero inoxidable convencional.

Sin embargo no tiene ventajas sobre el acero inoxidable flexible, en términos de eficacia de corte.¹³

Configuración de la punta

En el decenio de 1980-1989, se demostró que el diseño de la punta del instrumento tenía un efecto de eficacia de corte.

La punta de sección transversal triangular activó mejor en los conductos estrechos que aquellas con sección transversal cuadrada; además un diseño piramidal fue mejor que la forma cónica. Otro punto de vista expresado fue que una punta cortante puede provocar daño durante la preparación de la porción apical del conducto radicular (Fig. 8).



Fig. 8 Secciones de instrumentos manuales endodóncicos.



En 1974, Powell et al demostraron que la forma de la preparación de los conductos radiculares con instrumentos manuales, utilizando las limas k, con punta modificada, era mejor que con las limas con punta no modificada.

Sabala et al, descubrieron que los estudiantes sin experiencia mantenían la curvatura original del conducto de mejor forma con las limas de punta modificada, en comparación con las limas sin punta modificada.^{3, 4.}

Configuración o fabricación de los instrumentos

Los instrumentos endodóncicos pueden ser fabricados por medio de torsión o desgaste; ya que en ambas formas los hilos de alambre inoxidable utilizados presentan una forma circular.

En el proceso de torsión, al definirse la forma de sección transversal que el instrumento en cuestión presentará, este hilo sufre un proceso de fresado, en el que se transforma en una superficie plana triangular o cuadrangular.

En el proceso de desgaste el asta metálica está diseñada en el formato idealizado por el fabricante a fin de que su conformación fina tenga los requisitos necesarios para el cual fue creado.

Además de las formas de fabricación, una serie de exigencias relativas a diámetros, longitud de la parte activa y total, torque, deflexión angular y color; fueron creadas para dar origen a un patrón de fabricación de estos instrumentos endodóncicos.

Estos están divididos en tres partes distintas: parte activa, parte intermedia y extremo. El área de la parte activa mide 16 mm y corresponde con la porción del instrumento en el que se encuentran las láminas de corte; mientras que su menor diámetro se corresponde con la extremidad inicial del instrumento y es denominado D0, ya que la otra extremidad activa, donde finalizan los espirales se denomina D16.

Cabe mencionar que D0 se calcula a partir de la proyección de la conicidad de la parte activa en dirección a un plano perpendicular a lo



largo del eje del instrumento, que tangencia la extremidad exacta de este mismo instrumento.^{3, 4.}

La punta de estos instrumentos presenta un ángulo de 75°, aceptándose una tolerancia para más o menos 15°. Los valores D0 y D16 presentan valores diferenciados, lo que muestra que estos instrumentos no presentan un formato cilíndrico en esta área, pero sí cónica. Un índice de patrón de conicidad, que corresponde a 0.02 mm, debe ser aumentado para cada milímetro que se aumente a partir del diámetro D0.

La porción intermedia se ubica entre el extremo y la lámina activa, cuyo tamaño varía en función de la longitud total del instrumento.

El mango, fabricado en material termoplástico y de colores diferentes es inyectado a altas temperaturas para que se fije a la parte restante del instrumento y no corra el riesgo de soltarse.

En el mercado, estos instrumentos pueden ser encontrados en diferentes longitudes (21mm, 25mm y 31mm) en donde se permite una tolerancia de 0.5 mm. También existen instrumentos de 18 mm y 28 mm.^{3, 4.}

La conformación del conducto radicular puede realizarse con instrumentos manuales o activados por motor. Ahora, estos instrumentos vienen en muchas configuraciones, pero se agrupan de manera convencional de acuerdo con las estandarizaciones de ISO (International Organization for Standardization) y ANSI (American National Standards Institute). La estandarización de los instrumentos cortantes incluye el diámetro y conicidad de cada instrumento, incremento de tamaño estrictamente controlado y un sistema de numeración en la superficie cortante de la punta.

Los instrumentos estandarizados presentan estrías cortantes de 16 mm de largo, y por cada milímetro de lima, el diámetro aumenta 0.02 mm; de tal forma que la parte final del instrumento es de 0.32 mm más ancho que la primera parte de la punta activa.

Estos instrumentos poseen un código de color, y aumentan su diámetro en incrementos establecidos; además la longitud total del instrumento,

desde la punta activa hasta el mango, puede ser de 21, 25 o 31 mm.^{12, 15.}

Los instrumentos endodóncicos se fabrican a partir de vástagos metálicos triangulares, cuadrangulares o circulares que se torsionan o desgastan, de acuerdo a las características del instrumento por fabricar. Se encuentran constituidos por cuatro partes:

- Mango: por lo general de plástico, tiene forma de cilindro con extremos redondeados y superficie estriada para permitir una mejor prensión.
- Intermediario: corresponde al segmento de vástago entre el mango y la parte activa.
- Parte activa: realiza el trabajo inherente al instrumento.
- Guía de penetración: es el extremo de la parte activa y tiene una forma especial para cada tipo de instrumento (Fig. 9).^{4, 12, 15.}

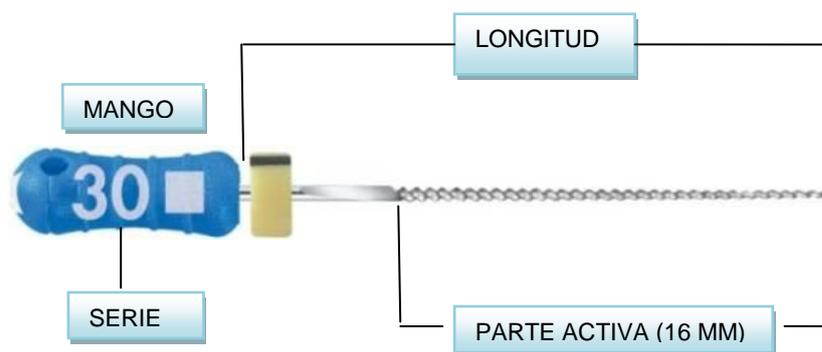


Fig. 9 Partes de lima manual.

Conicidad de los instrumentos endodóncicos manuales

De acuerdo con las normas de la ADA, esta es de 0.02 mm mayores para cada milímetro que se disloca en dirección a la porción cervical del instrumento. Sin embargo, con el desarrollo de técnicas que siguen una filosofía cervicoapical y el advenimiento de los instrumentos de níquel-titanio, se verificó la necesidad de crear instrumentos que abolieran el

concepto de contacto total de sus láminas contra las paredes del conducto y se desarrollaron algunos nuevos con la característica de que sólo puedan ser contactadas en las paredes las áreas de los instrumentos que efectivamente promueven desgaste dentinario en la porción exacta, además de facilitar la preparación del conducto radicular en sentido corona-ápice. De esta manera nacen los instrumentos con conicidad mayor a 0.02 mm (Fig. 10).⁴

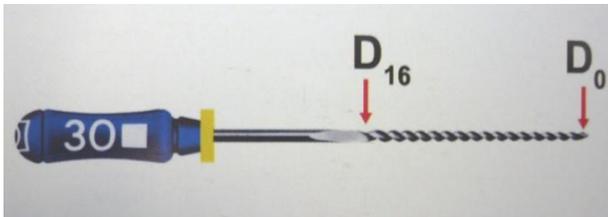


Fig. 10. Conicidad de lima manual

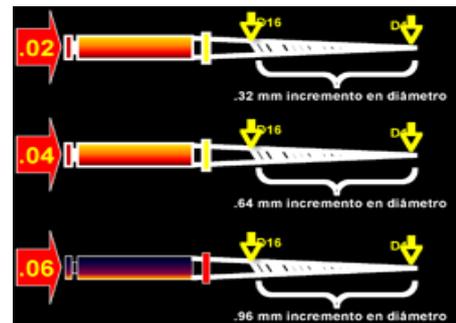


Fig. 10. Conicidad de lima rotatorio

Clasificación

Los instrumentos endodóncicos, de acuerdo con las normas establecidas por la ISO y la FDI se clasifican en cuatro grupos:

- Grupo I: instrumentos para preparar los conductos de modo manual.
- Grupo II: instrumentos de diseño similar a los anteriores en los que respecta a su parte activa, pero con un mandril para ser activados de modo mecanizado.
- Grupo III: trépanos para ser usados de forma mecánica, Gates-Glidden y Peeso.
- Grupo IV: instrumentos y materiales para la obturación.^{5, 6, 11.}

4.1 INSTRUMENTOS MANUALES ENDODÓNCICOS.

EXTIPA-NERVIOS O PULPÓTOMOS

Son instrumentos con pequeñas astas metálicas, cónicas, con un mango plástico colorido y que se caracterizan por presentar, en su parte activa, barbas que salen de su misma asta de un tamaño correspondiente a la mitad del diámetro del núcleo del instrumento, no estando dispuesta de forma rígidamente fija.

La longitud del área activa es de 10.5 mm, con un grado de tolerancia de 1.5 mm. Están indicados para la remoción del tejido pulpar contenido en los conductos relativamente amplios y rectos con rizogénesis completa.

Se encuentran en calibres numéricos o literales de acuerdo con el fabricante y su símbolo se aproxima al de un asterisco.

Por sus características y su fragilidad estos instrumentos deben girar con libertad dentro del conducto sin ejercer acción sobre las paredes (Fig. 11).^{4, 12.}



Fig. 11 Extirpa-nervios

ESCARIADORES

Son instrumentos confeccionados a partir de un vástago metálico de sección triangular con un ángulo de corte de 60°, lo cual le confiere excelente capacidad de corte cuando son girados en el interior del conducto (Fig. 12).^{12.}



Fig. 12 Escariador

LIMA TIPO K

Son los instrumentos más utilizados en Endodoncia, fabricados a partir de astas metálicas de acero inoxidable con una sección recta triangular, redonda o cuadrangular, utilizándose la torsión o el desgaste.

La morfología de estos instrumentos, con ángulo helicoidal igual a 45°, posibilita su uso tanto para movimientos de rotación como de limado; sin embargo cuando son sometidas a estrés deformante normalmente las espiras se elongan previamente a la fractura.

Normalmente, la sección de los instrumentos .06 a 40 comprende un formato cuadrangular. A partir del tamaño 45 a 140, estos instrumentos tienden a adquirir una sección transversal en formato triangular produciéndose una disminución de su masa metálica y favoreciendo una ganancia relativa de la flexibilidad (Fig. 13).^{3, 4, 12.}

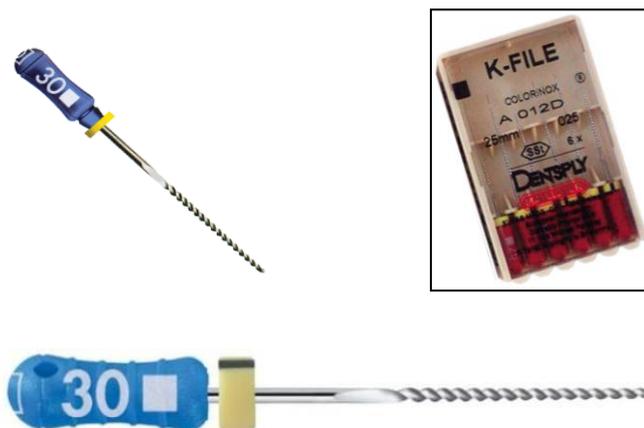


Fig. 13 Lima tipo K

LIMA K-FLEXOFILE

Son similares a las limas K, sólo que el diseño de su sección transversal es tal que el instrumento puede flexionarse más que las limas K convencionales. Es una lima torsionada con punta en forma de meseta e inactiva, se caracterizan por alta capacidad de corte, asociada con el aumento de la flexibilidad causada por la disminución de la masa metálica.

Estos instrumentos están dotados de una sección transversal triangular siendo encontradas sólo en los tamaños ISO de 15 a 40 y en las longitudes de 18mm, 21mm, 25mm y 31mm; además de que presentan un ángulo agudo de corte de 60°.

Están indicadas para la preparación de los conductos radiculares rectilíneos y curvos, gracias a su flexibilidad se reduce la posibilidad de desvíos, escalones y perforaciones (Fig. 14).^{3, 4, 12, 13.}



Fig. 14 Lima K Flexofile

LIMA K-FLEXOFILE GOLDEN MÉDIUM

Estos instrumentos fueron fabricados con el fin de minimizar la distancia entre el uso de instrumento e instrumento. Presentan las mismas características e indicaciones de la lima Flexofile, siendo encontradas en los calibres 12, 17, 22, 27 y 37; teniendo la inscripción de estos números en dorado. Sus diámetros en D0 son definidos también de acuerdo con los números en valores de décimos de milímetros, es decir, 0.12mm, 0.17mm, 0.22mm, etc.

La utilización de estos instrumentos intermedarios hace disminuir el porcentaje de aumento en el cambio entre los mismos, facilitando y otorgando ritmo a la preparación (Fig. 15).^{4.}

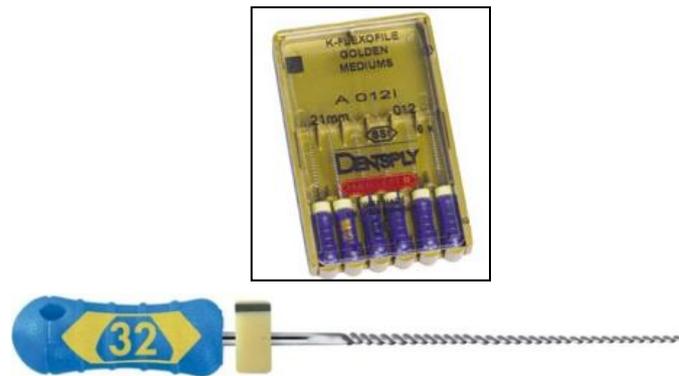


Fig. 15 Lima K Flexofile Golden Médium

LIMA FLEX-R

Es una lima torneada, fabricada a partir de un asta metálica; que presenta como característica principal su porción terminal, no agresiva, de forma lisa y cónica, con un ángulo doble de 35° en la punta y se continúa sin aristas cortantes hasta el primer filo, donde el ángulo es de 70°; esta característica le permite girar con más suavidad en el conducto radicular sin trabarse en sus paredes, lo que evita la formación de escalones.^{4, 12}

Son instrumentos desprovistos de ángulo de transición, facilitando su trabajo en el interior de los conductos radiculares curvos y minimizando el riesgo de accidentes durante la preparación del conducto. Son encontradas en las longitudes de 21mm, 25mm y 31mm en los calibres ISO entre .08 y 140 (Fig. 16).⁴



Fig. 16 Lima Flex-R

LIMA K-FLEX

Fabricadas por torsión a partir de un vástago romboidal, con un núcleo metálico geoméricamente menor de un 30%. Poseen dos ángulos de corte de 80°, que actúan sobre la dentina y dos ángulos de 100° que dejan un espacio libre entre el instrumento y la pared dentinaria, que favorece la remoción de detritos.

Se consiguen en los calibres .08 y 80 en las longitudes de 21mm, 25mm y 30mm (Fig. 17).^{4, 12.}



Fig. 17 Lima K Flex

LIMA HEDSTROEM

También llamadas limas H, se elaboran siguiendo la especificación n.º 58 de la ANSI/ADA y la referencia n.º 3.630 de la ISO/FDI.

Son torneadas a partir de un vástago circular de acero inoxidable con una canaleta, caracterizando un proceso monofásico. Su parte activa se dispone helicoidalmente bajo la forma de pequeños conos superpuestos en espiral con bordes cortantes en la base de cada uno, estando la lámina cortante situada en la base de estos conos. El ángulo entre este borde cortante y el eje longitudinal del instrumento es de aproximadamente 60 a 65°.

Su punta es cónica, lisa y no tiene actividad cortante; en contrapartida presentan poca resistencia a la torsión, teniendo que ser utilizadas en movimientos de vaivén o de retracción y jamás deben de ser utilizadas en movimientos de torsión; por lo que el instrumento corta sólo cuando es

retirado del conducto radicular y si se gira puede llegar a fracturarse de manera relativamente fácil debido al pequeño diámetro central.

Son muy eficaces al ser traccionadas debido al ángulo de incidencia de su borde cortante sobre la pared dentinaria; además están indicadas para la instrumentación de conductos rectos y en la preparación del tercio cervical, en maniobras de pulpectomía, para regularización de las paredes del conducto radicular, para eliminar instrumentos fracturados y durante los procesos de desobturación.

Comercialmente son encontradas entre los calibres de .08 a 140, en las longitudes de 21mm, 25mm, 28mm y 31mm. Debido a su codificación ISO su símbolo corresponde a un círculo (Fig. 18).¹⁸



Fig. 18 Lima Hedstroem

Además de las limas Hedstroem tradicionales existen otras de características similares:

- S-Files: se trata de una lima torneada, que posee una sección con doble surco en forma de letra S, con doble ángulo cortante, el surco disminuye de profundidad hacia la punta del instrumento, dejando más superficie libre entre el metal y la pared del conducto radicular, lo que facilita el deslizamiento. Asimismo la distancia entre sus láminas de corte disminuye hacia la punta del

instrumento, lo que otorga mayor flexibilidad, termina en punta de 90°. Puede usarse con rotación y tracción.

- Safety Hedstroem: es una lima similar a la Hedstroem, que posee una superficie lisa no cortante en una de sus caras, posee una punta inactiva ligeramente redondeada.
- Ergoflex: posee un surco que disminuye de profundidad hacia la punta del instrumento y un ángulo helicoidal de alrededor de 40°. Su punta inactiva tiene forma de bala y la distancia entre las láminas de corte disminuye en dirección a la punta del instrumento. El mango es achatado para facilitar la tracción.^{4, 12, 13.}

LIMAS C+

Fueron recientemente lanzadas al mercado y son instrumentos indicados para el trabajo en canales calcificados en razón de poseer una punta piramidal extremadamente activa y una sección transversal cuadrangular. Son instrumentos fabricados por desgaste y presentan en sus primeros cuatro milímetros una conicidad de 0.04 a 0.05, dependiendo del calibre de cada instrumento. A partir de allí la lima se presenta con una conicidad de 0.01 mm. Esto tiende a hacer que, en la medida que las calcificaciones son desobstruidas, la porción cervical del instrumento no tiende a entrar en contacto con la pared del conducto. Presentan una resistencia a la deformación mayor que las limas tipo K. Son encontradas en los calibres 06, 08, 10 y 15; en las longitudes de 18mm, 21mm y 25mm (Fig. 19).^{12.}



Fig. 19 Lima C+

LIMAS SENSEUS

Esta innovación es una forma menos agotadora y más tranquila de ejecutar la preparación del conducto radicular. Se basa en la creación de extremos fabricados en silicona elastomérica de formas más largas y más ergonómicas.

Estos extremos suministran comodidad bastante superior con respecto a los extremos en plástico debido a su textura más larga y blanda, además de promover mejoras en la transmisión de fuerza durante la preparación del conducto, ya que se reducen los esfuerzos y garantiza una excelente adherencia cuando se utilizan guantes, aumentando, de esta forma, la sensibilidad táctil.

En el mercado nacional, fueron lanzadas las limas Hedstroem y Flexofile y un nuevo instrumento denominado Profinder (Fig. 20).^{4, 12.}



Fig. 20 Lima Senseus

LIMAS PROFINDER

Estos instrumentos fueron creados con la idea de servir para realizar maniobras de cateterismo previo al inicio de la instrumentación de los conductos radiculares. Presentan una sección transversal cuadrangular, son fabricadas por desgaste, poseen una conicidad variando de 0.015mm a 0.02mm hasta el diámetro D4, dependiendo del calibre del instrumento. A partir de allí en dirección hacia cervical del instrumento, la conicidad se reduce de 0.010 a 0.015mm, dependiendo también del instrumento.

Están desprovistos de ángulo de transición y poseen un ángulo inscrito en torno a los 65°. Se encuentran en las longitudes de 21 y 25mm; en los calibres ISO 10, 13 y 17 (Fig 21).^{4, 12.}



Fig. 21 Lima Profinder

LIMA NITIFLEX

Estas limas manuales, fabricadas en níquel-titanio, poseen una punta inactiva y presentan una característica importante con relación a su sección transversal.

Presentan un formato triangular modificado, esta sección varía en función del calibre del instrumento, con el fin de mantener constante la flexibilidad y capacidad torsional. De esta forma los instrumentos de menor calibre poseen un núcleo triangular con bordes convexos, aumentando con esto la masa metálica y, en consecuencia, la capacidad torsional, ya que las de mayor calibre, que naturalmente poseen más masa metálica y son más rígidas, tienen un formato triangular con bordes cóncavos con el fin de aumentar la flexibilidad.

Son encontradas en las longitudes de 21 y 25 mm, y en los calibres de 15 a 60 (Fig. 22).^{4, 12.}



Fig. 22 Lima Nitiflex



4.2 INSTRUMENTOS ROTATORIOS.

No toda la preparación del conducto radicular se lleva a cabo utilizando instrumentos manuales, y existe tendencia al mayor uso de instrumentos rotatorios en todos los aspectos de la preparación de conductos radiculares.

Dichos instrumentos se incluyen en el grupo III de la clasificación de instrumentos endodóncicos; indicados para el ensanchamiento de la porción coronal y media del conducto.^{11, 13.}

FRESAS GATES-GLIDDEN

Fabricadas en acero inoxidable con una proporción media de 13% de cromo a través de un proceso de desgaste.

Tienen forma de llama, están formados por un vástago largo y fino, con su zona más frágil junto al mandril para facilitar su extracción si se fractura.^{11.}

La punta del instrumento tiene forma elíptica, con estrías cortantes cortas, con planos estabilizadores y punta inactiva. Su rigidez y su diámetro menor, que es de 0.5 mm, impiden su uso en zonas del conducto con curvaturas.

Estas fresas están indicadas como auxiliares de la preparación de los conductos radiculares, teniendo que ser utilizadas sólo en los tercios cervical y medio. También se utilizan para reubicar los conductos y alejarse de las zonas de peligro, para la remoción de la convergencia dentinaria opuesta al cingulo y de las angulaciones dentinarias, remoción de gutapercha en retratamientos y durante las maniobras de pulpectomía. Es de importancia recordar que deben de ser utilizadas en formas pasivas y siempre precedidas de la utilización de instrumentos manuales.^{4, 14.}

Se encuentran en las longitudes de 28 y 32 mm. Las fresas Gates Glidden con 32 mm de longitud presentan una medida de área activa intermedia



de 19 mm; mientras que las de 28 mm presentan esta medida conteniendo 15 mm de longitud.

Vienen en diversos tamaños de ISO 0.50 a 1.50, habiendo correlación de estos números con diámetros predefinidos de la parte activa; es decir la Gates Glidden n°1 posee un diámetro máximo del área activa de 0.50 mm; la n° 2 de 0.70 mm; la n° 3 de 0.90 mm; la n° 4 de 1.10 mm; la n° 5 de 1.30 mm y la n° 6 de 1.50 mm. La identificación de estos números se hace a través de pequeños anillos metálicos presentes en el asta, facilitando de esta forma su identificación.

Son comercializadas en cajas con 6 unidades individuales o en surtido de 1 a 6.⁴

Las fresas Gates-Glidden n° 5 y 6 solo deben ser usadas en las paredes del acceso de la cavidad, la n° 4 no debe de usarse más allá de la apertura del conducto, la n° 3 puede introducirse un poco en el orificio del conducto y la n° 2 puede emplearse hasta el tercio medio del conducto o casi la longitud completa del mismo. La n° 1 es muy frágil y debe usarse a una velocidad mínima, siempre y cuando esté libre dentro del conducto. Por lo tanto las fresas Gates-Glidden más utilizadas son las n° 2, 3 y 4.¹⁴ Cabe mencionar que no deben utilizarse a más de 1500 rpm para asegurar un control adecuado; generan una cantidad considerable de virutas, deberán ser introducidas en el interior de los conductos radiculares con un movimiento constante y sólo deben utilizarse cuando el sistema de conductos radiculares ha sido llenado con líquido irrigador para evitar el bloqueo del conducto.¹³

En muchas formas las fresas Gates-Glidden han sido reemplazadas por los instrumentos de rotación de níquel titanio. Sin embargo estos instrumentos siguen siendo muy útiles actualmente. Recientemente se han introducido las fresas L-axxes, que son una alternativa de las fresas Gates-Glidden, en la conformación del tercio del tercio coronal del conducto. Estas nuevas fresas ayudan en la preparación en línea recta del acceso al conducto (Fig. 23).



Fig. 23 Fresas Gates-Glidden

FRESAS PEESO

También denominadas fresas Largo poseen estrías de corte paralelas, con una punta inactiva y de la misma forma que las fresas Gates-Glidden están indicadas como auxiliares de la preparación teniendo, por lo tanto, una parte activa más larga de entre 6.5 mm y 8.5 mm.

Debido a que no se controlan tan bien como las fresas Gates-Glidden su uso tiende a restringirse a la preparación o en la confección de espacios para retenedores intrarradiculares.^{4, 13.}

Se encuentran en longitudes de 28 mm y 32 mm; y en los tamaños de 1 a 6. Habiendo correlación de estos números con diámetros predefinidos de la parte activa; es decir la Peeso n°1 posee un diámetro máximo del área activa de 0.70 mm; la n° 2 de 0.90 mm; la n° 3 de 1.10 mm; la n° 4 de 1.30 mm; la n° 5 de 1.50 mm y la n° 6 de 1.70 mm.

Como tienen un área activa mayor la fresa de 32 mm de longitud poseen 19 mm de longitud de la porción intermedia y área activa, mientras que las de 28 mm poseen 15 mm de longitud de la zona intermedia y área activa.

Son comercializadas en cajas individuales o surtidas de 1 a 6, teniendo que ser utilizadas en velocidades que varían entre 800 y 1.200 rpm (Fig. 24).^{4.}



Fig. 24 Fresas Peeso

FRESAS LN

Presenta un vástago largo y un extremo activo redondo. La longitud total de la fresa es de 28 mm.

Está indicada para permeabilizar los orificios calcificados de entrada a los conductos en la cámara pulpar (Fig. 25).¹¹.



Fig. 25 Fresas LN

4.3 INSTRUMENTOS DE PERMEABILIZACIÓN.

La zona más difícil de permeabilizar es la apical y, aunque habitualmente se usan ensanchadores o limas K de calibre pequeño precurvadas, algunos fabricantes han presentado instrumentos diseñados al efecto.

Los MMC y MME son instrumentos para el cateterismo o permeabilización, existiendo los calibres 08, 10 y 15.

Los MMC son de sección hexagonal, con las espiras semejantes a una lima K, pero muy poco marcadas.

Los MME fabricadas por la casa comercial Micro Mega, se parecen a una lima Hedström, pero con un ángulo de corte menor y las espiras poco elevadas. Se introducen en el conducto con un movimiento parecido al de dar cuerda a un reloj, alternando un MMC con MME del mismo calibre.

Los Pathfinder son unos instrumentos de un solo uso, ya que están elaborados con acero al carbono. Combinan una conicidad escasa con una mayor rigidez en la punta, existen dos instrumentos K1, de conicidad como una lima K de calibre 06 y D0 de 08, y K2, de conicidad como una lima calibre 08 y D0 de 10 (Fig. 26).^{11, 12}.

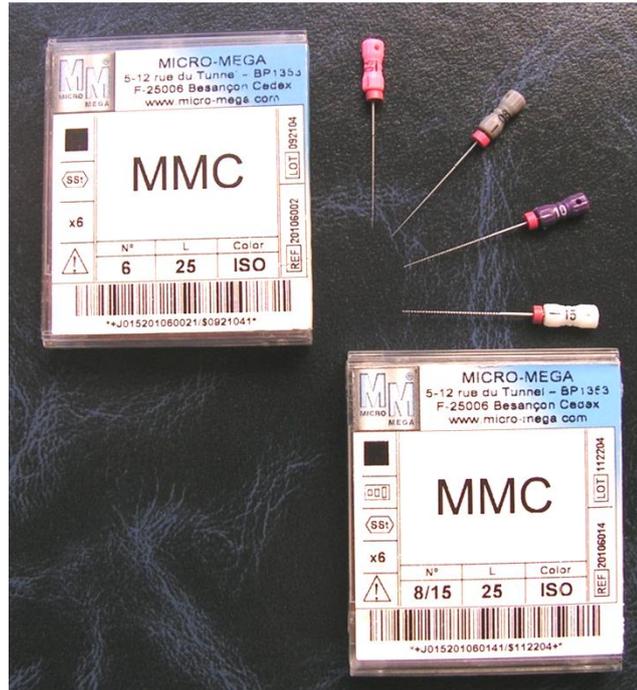


Fig. 26 Limas manuales MMC



5. INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NÍQUEL-TITANIO.

ANTECEDENTES

Desde 1960 la práctica endodóncica dispone de contraángulos para la instrumentación mecanizada; entre ello puede mencionarse el Giromatic y Racer, con estos aparatos se empleaban limas de acero inoxidable y siempre permanecían latentes los peligros de fractura del instrumento, la creación de falsas vías y de perforación de la raíz.¹² Por tal motivo, desde este momento, la conducta del Nitinol comenzó a ser estudiada en los distintos campos.

Las aleaciones metálicas de níquel-titanio fueron desarrolladas en el Laboratorio de Artillería Naval de la Marina Americana para la fabricación de instrumentos de propiedades antimagnéticas y resistencia a la corrosión por el agua salada.

Recibieron el nombre genérico de Nitinol (Nickel-Titanium Naval Ordance Laboratory).^{4, 18}

El auge del níquel-titanio se da en la década de los sesentas, al ser utilizado por la NASA, principalmente en la fabricación de antenas de naves y satélites espaciales. Es este material, el que impulsa el desarrollo de los sistemas rotatorios en Endodoncia.

En Odontología, el níquel titanio comenzó a ser usado en Ortodoncia. Los hilos de Nitinol mostraron innumerables ventajas en esta especialidad para garantizar un movimiento dentario más suave y permitir la utilización de un número menor de hilos durante todo el tratamiento.⁴

En 1988, Walia, Brantley y Gerstein, introdujeron al níquel titanio en Endodoncia, a través del análisis de las características de unas limas experimentales de calibre 15 elaboradas con Nitinol, hallando una excelente flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión con respecto a las de acero inoxidable. Por lo que refirieron el uso del alambre de Ortodoncia de Nitinol para la fabricación de limas manuales.



Como es una aleación extremadamente maleable, se volvió imposible la fabricación de instrumentos endodóncicos por el método de torsión, haciendo que estos fueran producidos a través del desgaste.

También pudieron observar que esta aleación se presentaba mucho más flexible que el acero inoxidable, además de presentar una mayor resistencia a la fractura, es decir, estas limas poseían dos o tres veces más flexibilidad elástica, nuevos diseños, punta inactiva, buena capacidad de corte, memoria de forma y mayor resistencia a la fractura por torsión que las de acero inoxidable. Además resurgió la instrumentación mecanizada con el empleo de contraángulos con movimiento de rotación completo o recíproco, velocidad reducida y torque controlado.^{4, 11, 12, 19.}

A partir del inicio de la década de los noventas, las empresas fabricantes de instrumentos comienzan a producir las limas manuales de níquel-titanio. Debido a la superelasticidad de estas limas, no se aconsejó su uso para la exploración de canales o para abrir espacio en dirección apical.

Con la llegada del níquel-titanio fue posible desarrollar de manera práctica otro tipo de instrumento, semejante a la lima, que pudiera ser eficaz como instrumento rotatorio en los conductos radiculares, especialmente los curvos.

Luego, surgió la necesidad de imitar el movimiento manual, pues la flexibilidad del nitinol permitía la introducción de los instrumentos ejecutando una rotación de 360° hasta en conductos curvos. Así es como surge el primer conjunto de instrumentos rotatorios fabricados a partir de esta aleación; NT Sensor (NT Company USA). La base teórica del funcionamiento de esta lima está en el condensador de McSpadden, que fue confeccionado en nitinol para facilitar su utilización en canales curvos.

En poco tiempo, otros instrumentos de níquel-titanio invadieron el mercado como el sistema Lightspeed[®], Profile[®], Quantec, Pow-R[®], Protaper[®], K3[®], Hero 642[®], Mtwo[®], Race[®], Endosequence[®], GT[®], etc (Fig. 27).^{3, 21, 22.}

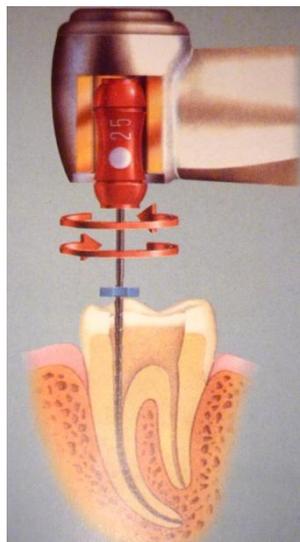


Fig. 27 Instrumento rotatorio

De igual manera, en la actualidad existen motores computarizados con control de torque en ellos, este puede programarse de acuerdo al tipo y calibre del instrumento que se utilizará, por lo que si durante la preparación mecanizada el instrumento es sometido a una fuerza excesiva, el contraángulo gira en sentido antihorario para evitar la fractura.

Hoy en día existen muchos sistemas distintos de instrumentos rotatorios que poseen una vida útil especificada por cada fabricante, en términos del número de veces que pueden emplearse para evitar que se fracturen y cumplen con el objetivo de aprovechar las cualidades del NiTi para poder realizar los tratamientos de Endodoncia.^{12, 21.}

PROPIEDADES

Los sistemas rotatorios constituyen la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación de la Endodoncia.

La instrumentación rotatoria con instrumentos de níquel titanio representa una verdadera revolución en la técnica endodóncica, pues permite realizar al profesional un tratamiento de conducto radicular de manera más eficaz que la que se hacía anteriormente.^{3, 21.}



El avance tecnológico y la asociación de la metalurgia con la Endodoncia permitieron que estos instrumentos se fabricaran con aleación de níquel titanio. Esta aleación proporciona la ventaja de fabricación de instrumentos para ser trabajados de forma automatizada con motores propios con velocidades predeterminadas, haciendo posible la rapidez y la eficiencia en la preparación del conducto.²¹

La aleación Níquel Titanio posee en su composición dos fases cristalinas:

- Austenita- cuando la lima, fabricada con este tipo de aleación, está en reposo.
- Martensita- deformación que se presenta cuando la lima está en movimiento rotatorio, provocando susceptibilidad de fractura.³

Sin embargo, algunas modificaciones fueron realizadas en los instrumentos rotatorios NiTi en comparación con los instrumentos de acero inoxidable.

De acuerdo con las normas ISO, una lima convencional tiene 16 mm de parte activa, su grado de conicidad se corresponde a 0.02 mm por mm de parte activa, es decir para cada milímetro mayor, el diámetro de la lima aumenta en esa proporción.

En estos nuevos sistemas rotatorios, esta conicidad se presenta en el doble, triple, cuádruple, etc. del diámetro convencional. Las conicidades mayores a 0.02 son una premisa en estos materiales y siguen los patrones convencionales debido a que estos van a ser utilizados en una técnica eminentemente cervicoapical. Además, la punta del instrumento siempre debe trabajar de forma holgada en el interior del conducto, ya que lo que debe de promover el corte de las paredes dentinarias son los espirales presentes en su cuerpo y no en la punta propiamente dicha.

Deben de trabajar a una velocidad extremadamente baja (en un rango que va de 150 a 600 rpm) que normalmente se obtiene con la utilización de contraángulos reductores, adaptados a los micromotores neumáticos o mediante motores eléctricos, estando acoplados a contraángulos

reductores o no. Estos equipos pueden estar dotados de un control de torque y poseedores de un mecanismo de reversión.^{3, 4, 22, 23.}

El mecanismo de reversión funciona directamente relacionado con el valor de torque seleccionado. Durante la utilización del instrumento, en el caso en el que la presión por contacto genere una fuerza igual o superior al valor del torque seleccionado, el motor se detiene automáticamente y el instrumento se queda en el conducto. Al mismo tiempo, el motor acciona el mecanismo de reversa, permitiendo que, al funcionar nuevamente, el instrumento gire en sentido antihorario, por lo que es removido del interior del conducto.

Varios de estos motores se encuentran disponibles en el mercado presentando sus respectivas características (Fig. 28).^{4, 23.}



Fig. 28 Motores para sistemas rotatorios



Además, la fabricación de los instrumentos rotatorios de Ni-Ti ha permitido la rotación de 360° continuos en la pieza de mano, incrementan la remoción de los desechos, debido a la rotación continua; reducen el transporte a través del conducto, disminuye la fatiga del operador y del paciente; realizan una preparación del conducto rápida y lisa, ya que durante la rotación los planos y las estrías dirigen los detritos hacia la porción coronal, apartándolos de la superficie de corte, proporcionan una correcta conformación del conducto radicular esto debido a que la conicidad del instrumento se incrementa y es constante.^{13, 23.}

Facilitan y aceleran la preparación mecánica de los conductos radiculares, facilitan la preparación de conductos con curvatura moderada reducen la posibilidad de transportación evitan la formación de escalones presentan mayor flexibilidad y guía de penetración no agresiva y poseen una vida útil especificada por cada fabricante, en términos del número de veces que pueden emplearse.

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 por lo que debe de entrar y salir en movimiento y sin recibir presiones exageradas en sentido lateral contra las paredes del conducto radicular. Por lo que es importante que el operador comprenda que en la instrumentación manual él actúa sobre el instrumento, al que dirige y fuerza hacia una u otra pared; mientras que en esta nueva situación el operador debe comandar apenas movimientos de entrada y salida del contraángulo.^{12, 22.}

A pesar de la flexibilidad de los instrumentos de Ni-Ti, diversos estudios han reportado defectos y fracturas después del uso de dichos instrumentos. Las fracturas ocurrieron principalmente durante el periodo de aprendizaje, ya que no se siguieron ciertas reglas básicas del procedimiento de uso.

Dichas fracturas han sido divididas en fracturas por torsión o por flexión.



Las fracturas por torsión pueden ser precedidas por el desenrollamiento o el enrollamiento, los cuales pueden detectarse a través de la deformación plástica del instrumento; en tanto que las fracturas por flexión pueden ocurrir sin advertencia. Por tanto se recomienda descartar los instrumentos antes de llegar a su límite de uso, a pesar de que no se puedan observar los defectos¹³ y antes de iniciarse en el uso clínico de las técnicas mecanizadas es imprescindible realizar un intenso entrenamiento in vitro, con el objetivo de familiarizarse con ellas.^{4, 12, 13, 16, 23.}

CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS

CONICIDAD

El término conicidad se expresa en inglés por la palabra *Taper* y representa la medida de aumento de diámetro de la parte activa.

Los instrumentos manuales estandarizados poseen una conicidad constante, equivalente a 0.02 mm por milímetro de longitud de su parte activa.

En los instrumentos rotatorios, el principio básico fue fabricar los mismos instrumentos con conicidad diferentes, lo que revolucionó la técnica endodóncica. Así, se encuentran en el comercio instrumentos rotatorios con conicidades 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10 y 0.12mm.

La fabricación de instrumentos de diferentes conicidades cambió el concepto de la instrumentación de conductos radiculares, particularmente los atrésicos y curvos. Como consecuencia de esa mayor conicidad solamente una porción de la parte activa del instrumento entra en contacto con la pared dentinaria. Esta mayor conicidad proporciona un desgaste más efectivo del conducto radicular por acción de ensanchamiento con menor riesgo de fractura (Fig. 29).^{3, 24.}



Fig. 29 Conicidad

SUPERFICIE RADIAL O GUÍA RADIAL DE PENETRACIÓN (RADIAL LAND)

Todos los instrumentos endodóncicos poseen un ángulo de corte que impide que gire cuando son presionados hacia el ápice. Para solucionar este problema, los instrumentos rotatorios fabricados con Níquel-Titanio presentan áreas de contacto desbastadas. De esta forma, se creó lo que se llama en inglés *radial land*.

El radial land proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, además impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice, permite que al girar el instrumento en el conducto se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de limaje concurriendo para un menor riesgo de fractura (Fig. 30).^{3, 24.}

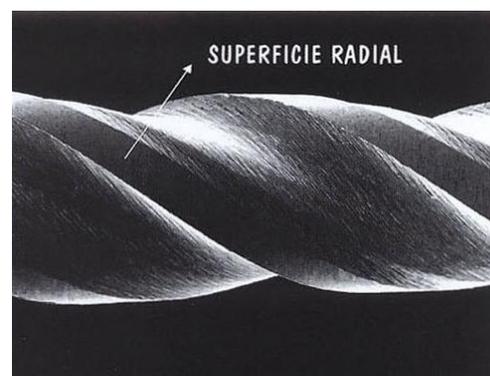


Fig. 30 Superficie radial

ÁNGULO DE CORTE O ÁNGULO DE INCIDENCIA DE LA HOJA DE CORTE

El surgimiento de la superficie radial hace que el ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo que el desgaste no sea tan intenso.

La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan (Fig. 31).^{3, 24.}

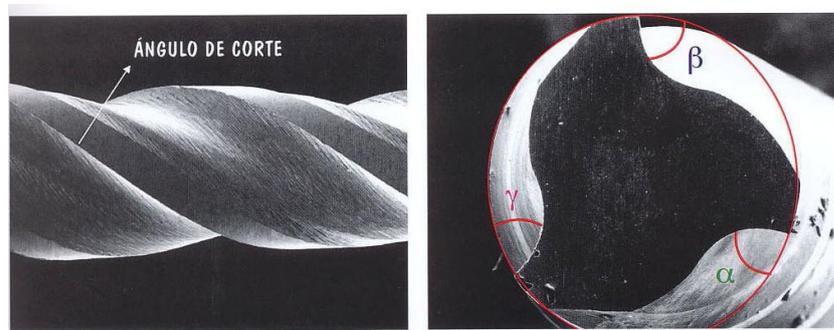


Fig. 31 Ángulo de corte

ALIVIO DE LA SUPERFICIE RADIAL.

Está representado por la intersección de la superficie de ataque.

Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción (Fig. 32).^{3, 24.}

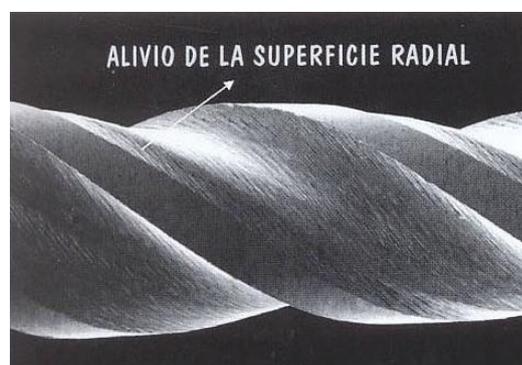


Fig. 32 Alivio de la superficie radial

ÁNGULO HELICOIDAL

Está formado en relación con la línea transversal del eje largo del instrumento. Cuanto mayor es el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina, manteniendo la misma velocidad.

Cuanto menor es el ángulo helicoidal, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de desgaste.

El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° , aproximadamente, que es una graduación que compensa velocidad con efectividad (Fig. 33).^{3, 24.}

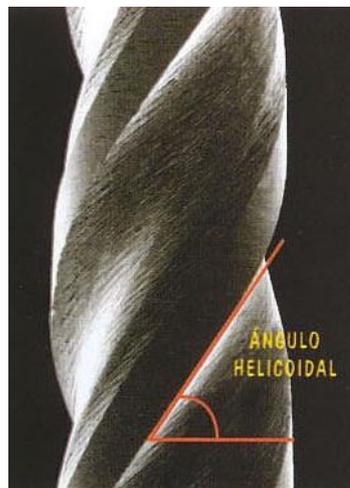


Fig. 33 Ángulo helicoidal

DISTRIBUCIÓN DE LA MASA METÁLICA

La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea. Este hecho permite que el instrumento se adapte al conducto radicular, distribuyendo mejor las fuerzas aplicadas en la dentina. Además permite el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduciéndose el riesgo de fractura (Fig. 34).^{3, 24.}

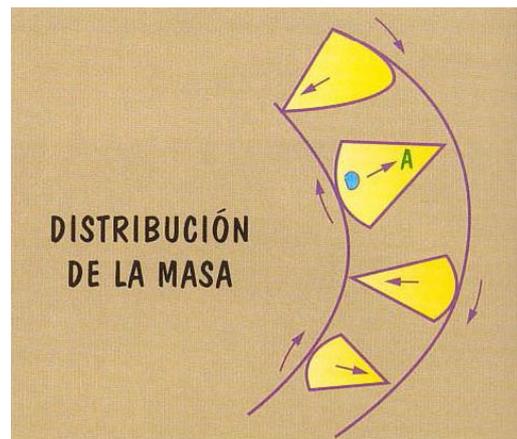


Fig. 34 Distribución de la masa metálica

DISEÑO DE LA PUNTA

La mayoría de los instrumentos rotatorios posee 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 (Fig. 35).^{3, 24.}

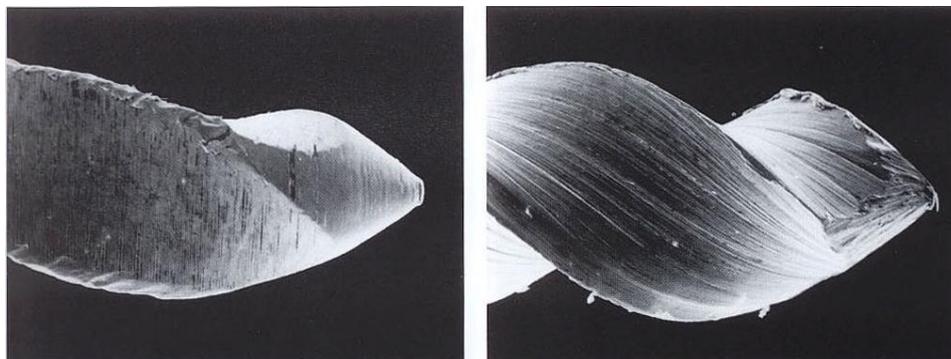


Fig. 35 Diseño de la punta

ÁREA DE ESCAPE

Los instrumentos de Ni-Ti accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, una vez que estos espacios sirven para recibir las limallas dentinarias, resultantes de la instrumentación del conducto radicular (Fig. 36).^{3, 24.}

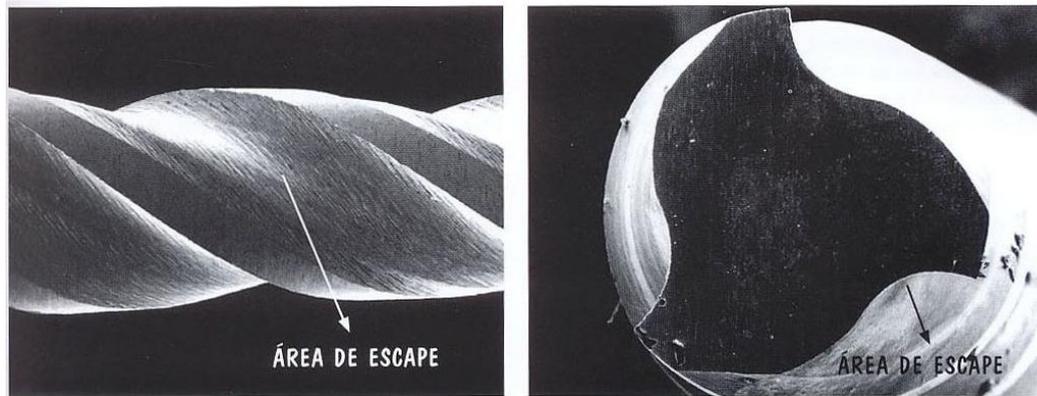


Fig. 36 Área de escape

ACABADO SUPERFICIAL

A pesar del avance tecnológico que representan los instrumentos rotatorios, poca atención se a dado al acabado superficial de estos.

La ausencia de un pulimento físico o químico superficial presenta áreas de desgaste irregular, que facilitan la fractura del instrumento.

Para que el profesional aproveche todas las ventajas pertinentes a los sistemas rotatorios, deberá actualizarse, conocer los diferentes sistemas y las más diversas secuencias de los instrumentos ofrecidas para, posteriormente, aplicar algún sistema y optar por la técnica que más dominó (Fig. 37).^{3, 24.}

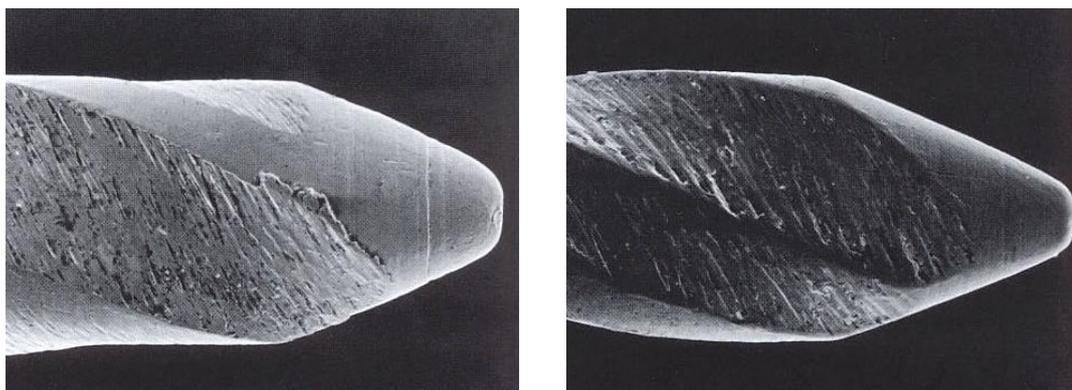


Fig. 37 Acabado superficial



CLASIFICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS

Existen un gran número de tipos de limas, no obstante es importante entender que la función principal de estos instrumentos es ampliar, crear espacio, limpiar y conformar correctamente los conductos radiculares.

Los sistemas de instrumentación mecanizada pueden agruparse en:

- Rotatorios: M4[®], ProFile[®], LightSpeed[®], Quantec[®], etc.
- Mixtos: Canal Finder System[®].
- Vibratorios: sónicos (MM 1500[®], Excalibur[®]) y ultrasónicos (Endosonic[®], Enac[®], Piezon[®], Master 401[®]).^{3, 12.}



6. SISTEMA ROTATORIO RACE®.

Entre la amplia gama de instrumentos rotatorios que se encuentran disponibles en el mercado, el sistema RaCe® es considerado totalmente innovador, seguro y simple, desarrollado para eliminar las limitantes impuestas por la rotación continua. Ha sido especialmente diseñado para mantener la anatomía natural del conducto radicular durante la preparación y minimizar el número de etapas e instrumentos requeridos para realizar una efectiva preparación de los conductos radiculares.^{25.}

Este sistema está fabricado por la empresa Suiza FKG Dentaire, se introdujo comercialmente en 2001 en el Congreso Odontológico de Colonia-Alemania y su nombre significa ensanchador con láminas alternadas de corte (del inglés Reaming with Alternating Cutting Edges).^{4,}
20, 23.

CARACTERÍSTICAS GENERALES

Los instrumentos que este sistema ofrece tienen como característica principal el diseño de su parte activa en forma de láminas de cortes normales con ángulos helicoidales alternando segmentos torcidos con segmentos rectos, que prácticamente eliminan el efecto de atornillamiento (screw in effect) cuando rotan en el interior del conducto radicular, es decir, este diseño permite la rotación del instrumento en el interior del conducto radicular sin el efecto de rosca y permite realizar movimientos de penetración amplios y lentos. Únicamente las partes retorcidas cortan, las paredes rectas dan espacio adecuado para la salida de los detritos y residuos fuera del conducto.^{26, 27, 28.}

La ausencia de rosca permite la utilización de los instrumentos en velocidades que van entre 300 y 600 rpm y no exige mayores preocupaciones en los ajustes de los límites de torque. Esto se verifica en



el estudio realizado por Jörg F y cols para comprobar la capacidad y la seguridad de cinco instrumentos rotatorios y manuales, en donde el sistema rotatorio RaCe® mantiene mejor la curvatura del canal sin transportes.

La sección transversal es triangular lo que favorece su acción de corte o ensanchamiento, con la excepción de los instrumentos de calibre 15 y 20, con conicidad 0.02, que presentan una sección transversal cuadrangular. Además los instrumentos RaCe® poseen una punta redondeada, inactiva y segura que evita la formación de escalones, lo que permite que el instrumento se centre en la curvatura del conducto y pasan por un tratamiento electroquímico superficial para eliminar el raspado y las ranuras del proceso de desgaste.

La FKG desarrolló, simultáneamente, una manera de ayudar al profesional en el control de la fatiga de los instrumentos, se trata de un disco o tope de silicona con pétalos removibles, denominados Safety MemoDisc (SMD), el retiro de los pétalos obedece a un criterio pragmático que tiene como referencia el grado de curvatura del conducto:

- Un pétalo en cada trabajo mecánico de conductos rectos o fáciles.
- Dos o tres pétalos en conductos difíciles.
- Cuatro en conductos muy estrechos o con curvaturas severas.
- Una vez eliminados todos los pétalos se descartará la lima.

Otra función del SMD es identificar, de inmediato, el calibre y la conicidad del instrumento.^{26, 27, 28.}

IDENTIFICACIÓN

La identificación del calibre de los instrumentos obedece al código convencional de colores ISO a través de un anillo en el extremo, ya que la conicidad está indicada a través del color del Safety Memo Disc.

Los diámetros D0 (D1) de los instrumentos del sistema FKG-RaCe®, se identifican por un anillo, estría o franja en su vástago metálico de anclaje.

Mientras que las conicidades de estos instrumentos se identifican de acuerdo con los colores del tope Safety Memo Disc (SMD), de silicona, montado en la base del vástago metálico del anclaje de la lima.

- Safety Memo Disc (SMD) amarillo: representa instrumentos de conicidades 0.10 ó 0.02 mm/mm.
- Safety Memo Disc (SMD) negro: representa instrumentos de conicidades 0.08 y 0.04 mm/mm.
- Safety Memo Disc (SMD) azul: representa instrumentos de conicidad 0.06 mm/mm.^{26, 27, 28.}

La longitud de la parte activa es de 16 mm, con una longitud total de 21, 25, 28 y 31mm.

El sistema FKG RaCe[®] ofrece un gran número de instrumentos, los cuales se muestran a continuación.^{4, 23.}

RaCe[®] es fabricado en dos avíos diferentes de instrumentos, Easy RaCe[®] y Xtreme RaCe[®], cada uno compuesto por dos tipos de instrumentos:

- Pre RaCe[®] de acero inoxidable o níquel titanio, empleado para los tercios cervical y medio debido a que presentan mayor conicidad y calibre. Son instrumentos que actúan sólo en los segmentos rectos del conducto y por esa razón tienen longitudes menores, es decir, son indicados para realizar el limado de apertura coronaria y se identifican de acuerdo con los colores del tope de silicona (SMD) montado en la base del vástago metálico del anclaje (Fig. 38).^{26, 27, 28.}

- Tope amarillo: 0.10 mm/mm.
- Tope negro: 0.08 mm/mm.
- Tope azul: 0.06 mm/mm.



Fig. 38 Sistema RaCe

La longitud de la parte activa del instrumento Pre RaCe[®], es de 9 mm en el número 30 (conicidad de 0.06 mm/mm), de 10 mm en el número 35 (conicidad de 0.08 mm/mm) y en el número 40 (conicidad de 0.10 mm/mm).

Los topes de colores, más pequeños, montados en la base de la parte activa de los instrumentos, identifican la longitud total del instrumento (Fig. 39).

- Tope amarillo: 19 mm de longitud total.
- Tope rojo: 21 mm de longitud total.
- Tope azul: 25 mm de longitud total.
- Tope verde: 28 mm de longitud total.
- Tope negro: 31 mm de longitud total.^{26, 29}



Fig. 39 Sistema RaCe

- RaCe[®], de níquel titanio, para el tercio apical del conducto radicular. El fabricante recomienda usar el sistema RaCe[®] con una técnica de instrumentación que involucre procedimientos similares a los usados en la instrumentación manual.^{4, 23, 25}

Los instrumentos PRE-RaCe[®] y RaCe[®] son comercializados en dos secuencias diferentes de acuerdo al grado de curvatura del conducto: Easy RaCe[®] y Xtreme RaCe[®], constituidos de cinco instrumentos.

Easy RaCe®

- PRE- RaCe® número 40-conicidad de 0.10 mm/mm (40/.10)
- PRE- RaCe® numero 35-conicidad de 0.08 mm/mm (35/.08)
- RaCe® número 25-conicidad de 0.06 mm/mm (25/.06)
- RaCe® número 25 –conicidad de 0.04 mm/mm (25/.04)
- RaCe® número 25-conicidad de 02 mm/mm (25/.02)

(Fig. 40).



Fig. 40 Sistema Easy RaCe

Xtrem RaCe®

- PRE- RaCe® número 40-conicidad de 0.10 mm/mm (40/.10)
- PRE- RaCe® numero 35-conicidad de 0.08 mm/mm (35/.08)
- RaCe® número 15-conicidad de 0.02 mm/mm (15/.02)
- RaCe® número 20 –conicidad de 0.02 mm/mm (20/.02)
- RaCe® número 25-conicidad de 0.02 mm/mm (25/.02)^{4, 23.}

(Fig. 41).



Fig. 41 Sistema Xtrem RaCe



TÉCNICA DE INSTRUMENTACIÓN

Conductos Simples y Medianos.^{26, 29.}

- Introducir una lima K número 10 a una profundidad aproximada de la mitad del conducto para crear un espacio para la lima RaCe.
- Preparar la parte coronal y media con la lima PreRaCe 40/.10 y 35/.08.
- Establecer la Longitud de Trabajo.
- Ensanchar el resto del conducto usando la lima 25/.06 seguido 25/.04 y 25/.02 hasta alcanzar la LT. Recapitular 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 con una lima de pequeño calibre (lima K número 10) después de utilizar cada lima, así como aplicar sustancias quelantes del calcio para facilitar la conformación del conducto.

Conductos Difíciles.^{26, 29.}

- Introducir una lima K número 10 a una profundidad aproximada de la mitad del conducto para crear un espacio para la lima RaCe.
- Preparar la parte coronal y media con la PreRaCe 40/.10 y 35/.08.
- Establecer la LT.
- Realizar un step back con limas de conicidad .02 calibres 15-20-25.
- Acabar la preparación según sea necesario. Ajustar el calibre a la anatomía del conducto.

7. SISTEMA ROTATORIO iRaCe®.

FKG Dentaire abre un nuevo camino con la introducción del sistema rotatorio iRaCe®, un sistema totalmente innovador, seguro, simple y eficiente; desarrollado para eliminar las limitantes impuestas por la rotación continua.

Dichos instrumentos reúnen todas las ventajas que determinan la práctica endodóncica (Fig. 42).^{30, 31}.



Fig. 42 Sistema iRaCe

CARACTERÍSTICAS

- Nuevo mango: permite realizar la identificación fácil del diámetro ISO (anillo ancho) y de la conicidad (anillo fino de color amarillo= 2%, rojo= 4% y azul= 6%).
- Aleación de Níquel Titanio: proporciona flexibilidad y permite que la trayectoria del conducto original sea respetada.
- Safety Memo Disc (SMD): permite llevar a cabo el control de la fatiga y del número de usos. Después de cada uso se retira un pétalo en los casos simples, dos pétalos en los casos medios y tres pétalos en los casos difíciles. Se deberá descartar el instrumento cuando todos los pétalos han sido retirados.^{30, 31}
- Pulido electroquímico: proporciona una resistencia mejorada a la torsión y la fatiga cíclica, elimina las imperfecciones de superficie reduciendo drásticamente los puntos débiles (micro-grietas), mejora la resistencia a la corrosión. Además la superficie lisa y



brillante facilita la limpieza y desinfección, lo cual asegura una esterilización adecuada.

- **Aristas cortantes:** permiten realizar un corte más eficaz y óptimo, lo que proporciona que exista una ganancia de tiempo al efectuar la preparación del conducto radicular.

La sección triangular con aristas vivas corta mejor, más rápidamente y sin presión.

El núcleo de menor tamaño garantiza una mayor flexibilidad, necesaria para progresar en conductos curvos.

El espacio disponible para la evacuación de residuos de limalla y virutas garantiza la eficacia de corte evitando que el conducto se obstruya.

- **Aristas de corte alternado:** evitan el fenómeno de atornillamiento y la aspiración. El diseño único y patentado de la lima anula los riesgos de bloqueo y permite un mejor control de la progresión del instrumento. El iRaCe[®] no es aspirado en el conducto, produciendo una sensación evidente de gran seguridad.
- **Punta de seguridad:** presenta una punta redondeada exclusiva que funciona como guía precisa. Además permite un buen centrado en el conducto.
- **Número de instrumentos:** la reducción del número de instrumentos, necesarios para la preparación del conducto radicular, brinda comodidad y ahorra tiempo. El kit está constituido por cinco instrumentos.
- **Velocidad:** la ausencia de rosca permite la utilización de los instrumentos en velocidades de 600 rpm y con movimientos amplios de vaivén.
- **Torque:** el recomendado por el fabricante es de 1.5 Ncm, lo que permite que se trabaje el conducto de 3 a 4 segundos (Fig. 43).^{30, 31.}

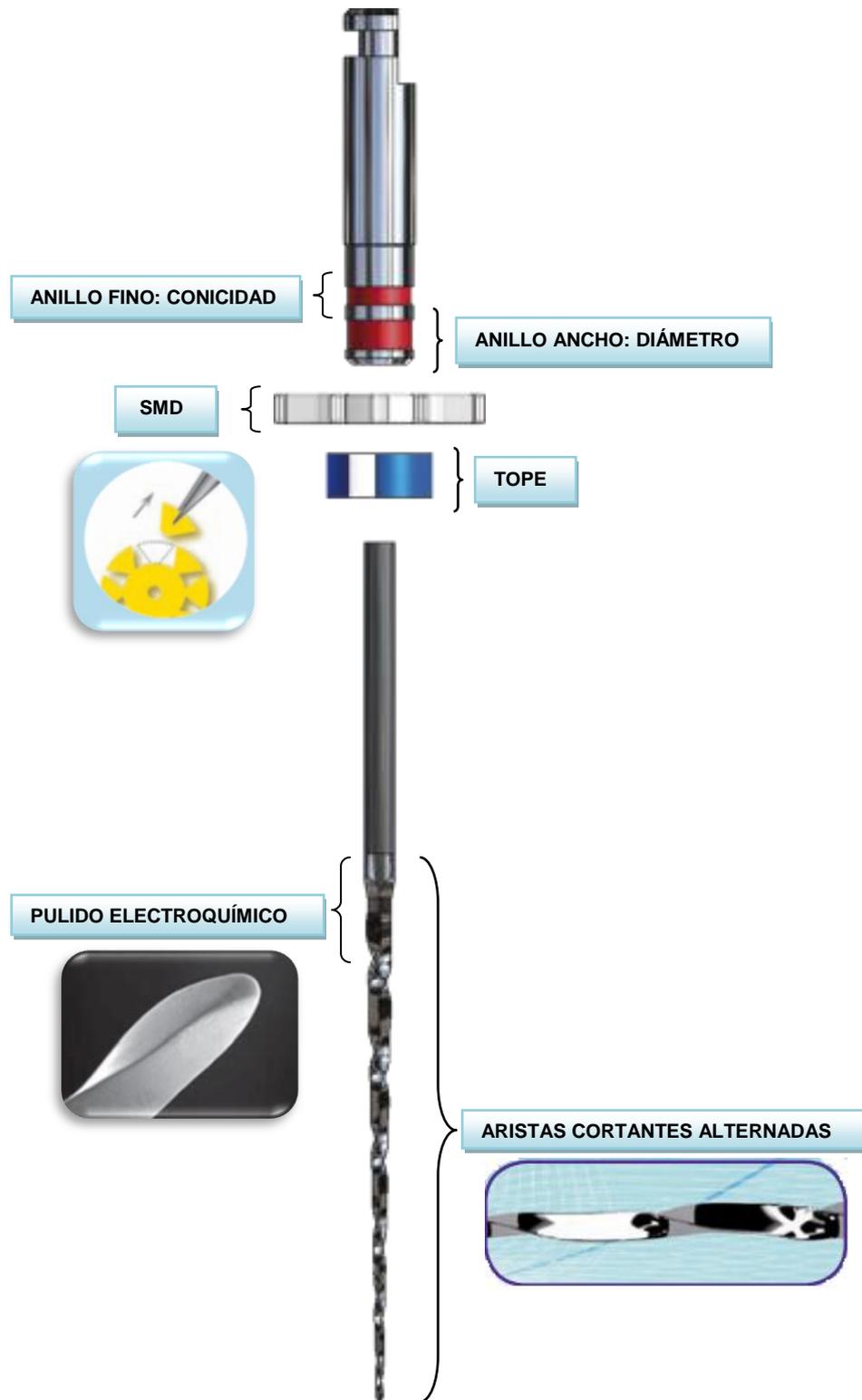


Fig. 43 Características del sistema iRaCe

INSTRUMENTOS

El sistema iRaCe[®] está constituido por tres instrumentos (Fig. 44)^{30, 31}:

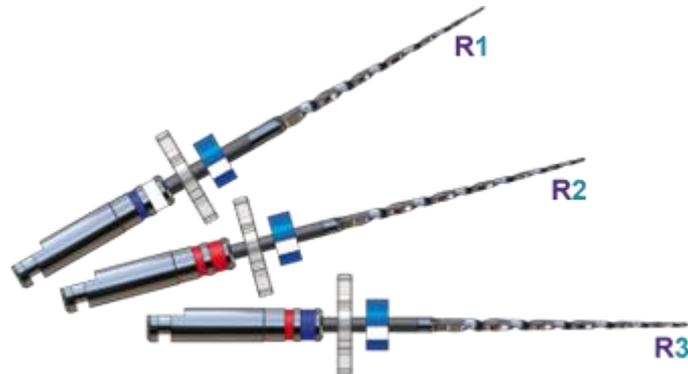


Fig. 44 Sistema iRaCe

- Instrumento R1 (Fig. 45): posee un diámetro ISO número 15 y una conicidad de 0.06 mm.



Fig. 45 R1 15/.06

- Instrumento R2 (Fig. 46): posee un diámetro ISO número 25 y una conicidad de 0.04 mm.

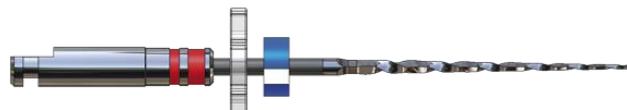


Fig. 46 R2 25/.04

- Instrumento R3 (Fig. 47): posee un diámetro ISO número 30 y una conicidad de 0.04 mm.



Fig. 47 R3 30/.04

El sistema iRaCe[®] Plus está constituido por dos instrumentos adicionales a los de iRaCe[®] (Fig. 48)^{30, 31}:

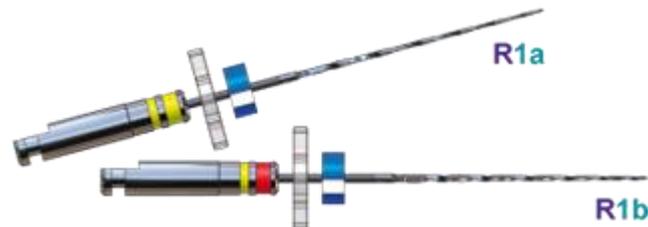


Fig. 48 Sistema iRaCe Plus

- Instrumento R1a (Fig. 49): posee un diámetro ISO número 20 y una conicidad de 0.02 mm.

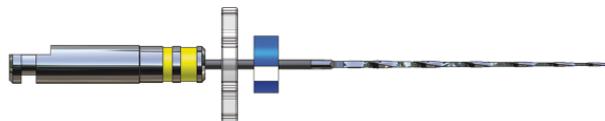


Fig. 49 R1a 20/02

- Instrumento R1b (Fig. 50): posee un diámetro ISO número 25 y una conicidad de 0.02 mm y está diseñado para conductos curvos o estrechos.

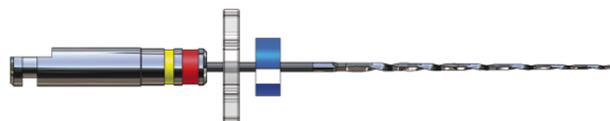


Fig. 50 R1b 25/02

TÉCNICA DE INSTRUMENTACIÓN

- Realizar un acceso que permita la correcta entrada y salida de los instrumentos sin obstrucciones.
- Introducir en el conducto radicular una lima tipo K de pequeño calibre (No 10), sin llegar a la Longitud de Trabajo Aparente. Este instrumento permitirá permeabilizar el conducto radicular para el uso posterior del sistema iRaCe®. También cabe mencionar que al introducir la lima tipo K nos ayuda para evitar bloqueos de dentina a nivel apical.
- Finalmente es necesaria la utilización de una solución irrigadora, en este caso por sus características antisépticas es utilizado el Hipoclorito de Sodio, se debe de irrigar en todo el procedimiento endodóncico y entre cada uno de los instrumentos a utilizar.
- Para la mayoría de los casos, es decir en conductos rectos, ligeramente curvos y/o anchos se emplean los tres instrumentos iRaCe® (R1, R2 y R3).^{30, 31}.
 - Introducir el instrumento R1 en rotación y alcanzar la longitud de trabajo (Fig. 51).



Fig. 51 Instrumentación con R1

- Seguir el modelado con R2 hasta la longitud de trabajo (Fig. 52).

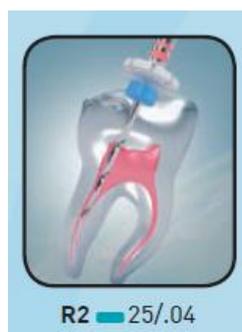


Fig. 52 Instrumentación con R2

- Finalizar con R3 hasta la longitud de trabajo (Fig. 53).



Fig. 53 Instrumentación con R3

- Para casos difíciles, es decir en conductos muy curvos, estrechos y/o calcificados se emplean los tres instrumentos iRaCe® (R1, R2 y R3), más dos instrumentos iRaCe® Plus (R1a y R1b).
 - Introducir el instrumento R1 en rotación hasta los 2/3 de la longitud de trabajo (LT).
 - Utilizar R1a hasta la longitud de trabajo (Fig. 54).



Fig. 54 Instrumentación con R1a

- Seguir con R1b hasta alcanzar la longitud de trabajo (Fig. 55).



Fig. 55 Instrumentación con R1b



- Continuar el modelado con R2 hasta la longitud de trabajo.
- Finalizar con R3 hasta la longitud de trabajo.

DISPONIBILIDAD

- Sistema iRaCe[®]: Blíster con 3 instrumentos.
- Sistema iRaCe[®] *Plus*: Blíster con 2 instrumentos.
- Repuestos: Blíster con 6 instrumentos.
- Longitud: 21, 25 y 31 mm.^{30, 31.}

CONDICIONES DE EMPLEO

- Presión apical ligera.
- Velocidad de 600 rpm.
- Movimiento amplio, continuo y de vaivén.
- Comprobar que las estrías de las limas estén libres de restos mediante la limpieza constante de los instrumentos.
- Control del número de usos por medio del desprendimiento de los pétalos con relación al tipo de conducto radicular que se trabaje.
- Irrigación constante y abundante.
- Torque: 1.5 Ncm.^{30, 31.}



8. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La preparación biomecánica del conducto radicular es una de las etapas más importantes del tratamiento endodóncico. Es durante la preparación biomecánica que, con el uso de los instrumentos endodóncicos y ayudados de productos químicos, será posible limpiar, conformar y desinfectar el conducto radicular y de esa forma tornar viables las condiciones para que pueda obturarse.

El sistema iRaCe[®] es totalmente innovador, seguro, simple y eficiente; ha sido especialmente diseñado para mantener la anatomía natural del conducto radicular durante la preparación y minimizar el número de etapas e instrumentos requeridos para realizar una efectiva preparación de los conductos radiculares, por lo que en este estudio evaluaremos si este sistema es capaz de limpiar y conformar adecuadamente el sistema de conductos radiculares.



9. JUSTIFICACIÓN.

El sistema iRaCe[®] se caracteriza por el diseño diferente de su parte activa de otros sistemas rotatorios.

Por lo cual en este estudio evaluaremos si cumple con los requerimientos de limpieza y conformación, realizando la observación de órganos dentarios, tanto de cortes transversales como longitudinales, por medio de microscopía óptica.



10. OBJETIVOS.

10.1 Objetivo General.

- Observar el tipo de preparación que realiza el instrumento en sus planos longitudinal y transversal.

10.2 Objetivos Específicos.

- Evaluar el tipo de preparación que existe en la sección transversal del conducto radicular posterior a la preparación.
- Evaluar el tipo de preparación que existe en la sección longitudinal del conducto radicular posterior a la preparación.
- Observar si persiste la presencia de materia orgánica en cada órgano dentario posterior a la preparación.
- Evaluar la conformación del conducto radicular en su sección transversal y longitudinal posterior a la preparación biomecánica.



11. TIPO DE ESTUDIO.

Observacional, Experimental.

12. POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Se realizó la evaluación histológica en 13 dientes premolares uniradiculares extraídos por razones protésicas, periodontales y ortodóncicas, a los cuales se les realizó preparación biomecánica con el sistema iRaCe[®].



13. MATERIALES.

- 13 Dientes uniradiculares humanos.
- Radiografías dentoalveolares (Kodak Ecktagrafic®).
- Revelador y fijador (Kodak®).
- Gancho para revelado de radiografías.
- Fresa de bola número 2.
- DG16.
- PC1 y PC2.
- Limas Flexofile No. 15 (Dentsply Maillefer®).
- Regla milimétrica.
- Jeringa desechable de 5 ml.
- Aguja para irrigar.
- Hipoclorito de Sodio.
- Sistema iRaCe® (FKG Dentaire Suiza®).
- Motor para Endodoncia *Rotary Master J.* (Morita USA).
- Formol.
- Frascos ámbar.
- EDTA en polvo (Baker®).
- Agua corriente.
- Bascula.
- Vaso de precipitados.
- Agitador o vibra magnética.
- Porta especímenes.
- Aguja.
- Mango de bisturí.
- Hoja de bisturí.
- Canastilla.
- Procesador de tejidos.
- Parafina líquida.
- Incluidor (Kedee®)
- Platina metálica.
- Plancha fría (Kedee®).
- Microtomo (Leica®).
- Portaobjetos.
- Alcohol al 30%.
- Grenetina.
- Estufa (Elisa®).
- Tinción de Hematoxilina, Eosina y Masson.
- Cámara fotográfica.

14. MÉTODO.

- Se seleccionaron 13 premolares humanos extraídos por indicaciones protésicas, ortodóncicas y periodontales, con características similares. Se mantuvieron sumergidos en agua con alcohol (Fig. 56).

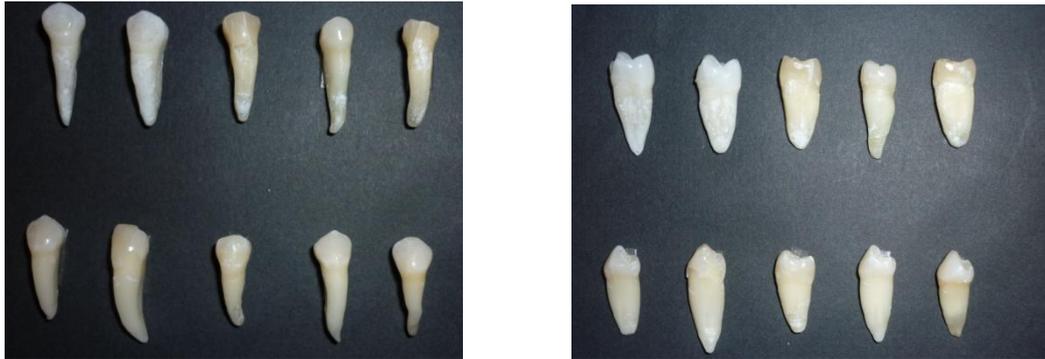


Fig. 56

- Se asignó un número a cada órgano dentario.
- Se realizó la toma de radiografías iniciales gemelas en posición vestibulo-palatino y mesio- distal para observar su anatomía (Fig. 57).



Fig. 57

- Se realizó el acceso de cada órgano dentario con fresa de bola número 2, se localizó la entrada del conducto radicular con DG16 y se rectificó con PC1 y PC2 (Fig. 58).





Fig. 58

- Se estableció la conductometría aparente (Fig. 59).



Fig. 59

- Consecutivamente se tomaron radiografías gemelas de conductometría real con limas Flexofile No. 15 de cada uno de los órganos dentarios (Fig. 60).



Fig. 60

- Se confirmó la conductimetría real.
- Se dividieron los órganos dentarios en tres grupos.
 - Grupo I: 5 órganos dentarios trabajados por alumna.
 - Grupo II: 5 órganos dentarios trabajados por Especialista en Endodoncia.
 - Grupo III: 3 órganos dentarios de control.
- Se realizó el trabajo biomecánico con el sistema rotatorio iRaCe y motor para Endodoncia *Rotary Master J* (Fig. 61).



Fig. 61

- Se realizó la irrigación inicial con Hipoclorito de Sodio (NaOCl).
En los dientes del grupo I la irrigación fue directamente de la botella, en los dientes del grupo II la irrigación fue al 50% y los dientes del grupo III se irrigaron con agua corriente.
Se irrigó durante todo el procedimiento endodóncico y entre cada uno de los instrumentos utilizados (Fig. 62).



Fig. 62

- Se inició el trabajo biomecánico con el instrumento R1 15/.06 en rotación hasta alcanzar la longitud de trabajo establecida (Fig. 63).

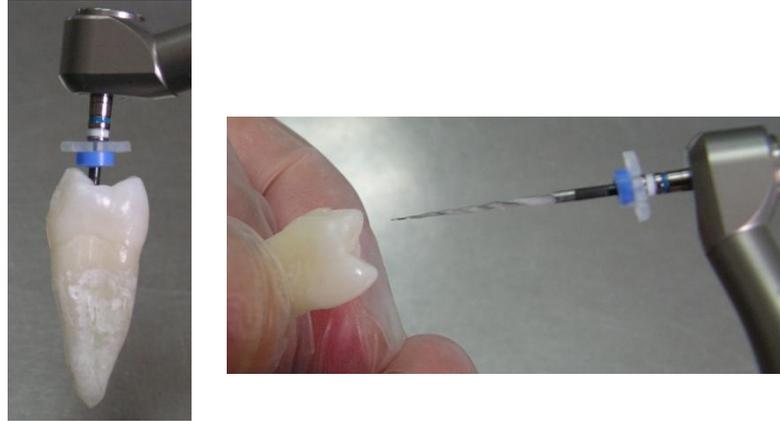


Fig. 63

- Se irrigó con NaOCl (Fig. 64).



Fig. 64

- Se continuó el trabajo biomecánico con el instrumento R2 25/.04 a longitud de trabajo (Fig. 65).



Fig. 65

- Se irrigó con NaOCl (Fig 66).



Fig. 66

- Se finalizó el trabajo biomecánico con el instrumento R3 30/.04 a la longitud de trabajo (Fig. 67).

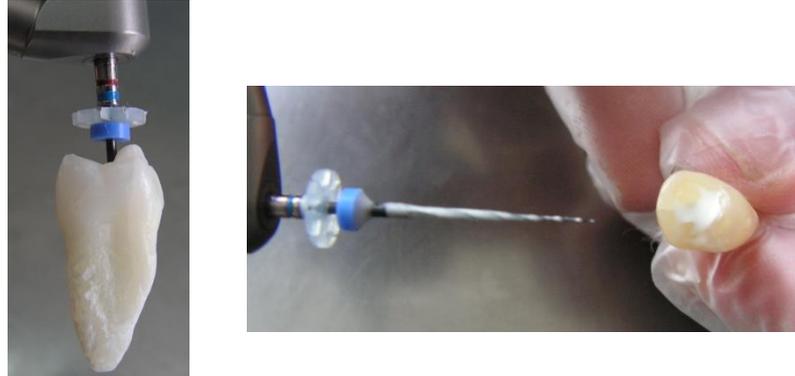


Fig. 67

- Se irrigó con NaOCl (Fig. 68).



Fig. 68

- Se tomaron radiografías gemelas de los órganos dentarios número 1 y 2 con los tres instrumentos empleados (R1, R2 y R3) para verificar que hayan alcanzado la longitud de trabajo.
- Se colocaron los órganos dentarios preparados en 5 ml de formol al 15% en frascos ámbar, previamente etiquetados para su identificación y se mantuvieron en refrigeración durante dos semanas (Fig. 69).



Fig. 69

PROCESO DE DESCALCIFICACIÓN

- Se realizó la descalcificación con EDTA en polvo a una concentración al 10% (Fig. 70).



Fig. 70

- Se pesaron 10 gramos de EDTA en polvo, se disolvieron en 100 ml de agua pura y posteriormente se colocaron en un vaso de precipitados, para sumergir los especímenes y llevar a cabo el proceso de descalcificación (Fig. 71).



Fig. 71

- Se sacaron los órganos dentarios de los frascos ámbar y se colocaron en porta especímenes con su respectiva numeración (Fig. 72).

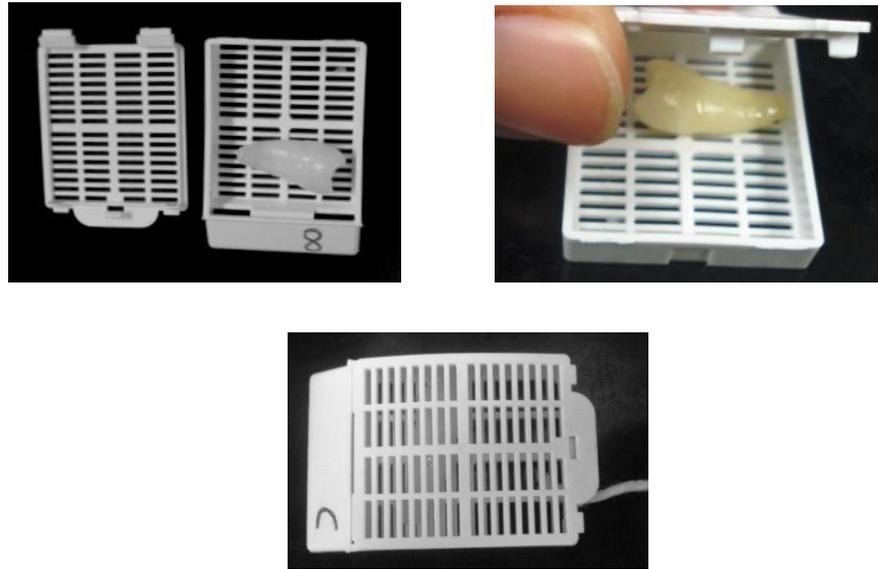


Fig. 72

- Se sujetaron los porta especímenes con listones y se sumergieron en la solución descalcificadora con agitación magnética.
- Una vez colocados los dientes en esta solución, fueron sometidos a un proceso de agitación mecánica mediante una vibra magnética. El proceso de descalcificación tardó cuatro semanas, estando en agitación seis horas diariamente y la solución descalcificadora se cambió tres veces a la semana (Fig. 73).



Fig. 73

- Se verificó la descalcificación de cada órgano dentario mediante la introducción de una aguja, cuando está penetro fácilmente y sin interferencia alguna, se procedió a realizar los cortes.

CORTES TRANSVERSALES Y LONGITUDINALES

- Se realizaron los cortes correspondientes en cada órgano dentario (Fig. 74).



Fig. 74

- Se realizaron los cortes transversales de seis órganos dentarios a nivel cervical, medio y apical, descartando la parte coronaria (Fig. 75).



Fig. 75

- Se realizaron los cortes longitudinales de los órganos dentarios para observarlos Mesio-Distalmente.
- Así como también se realizaron los cortes longitudinales para la observación Buco-Lingual (Fig. 76).

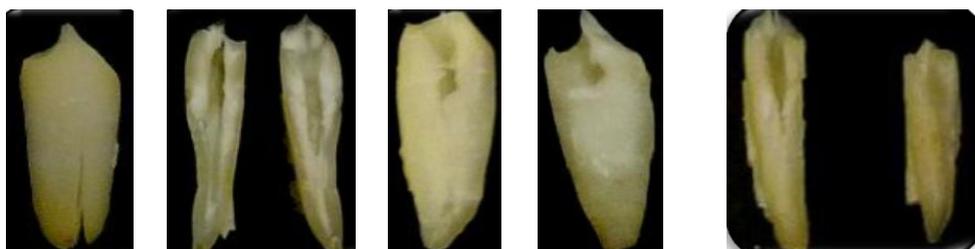


Fig. 76

- Grupo control (Fig. 77).



Fig. 77

- Después de realizar todos los cortes, se incluyeron nuevamente en EDTA, para concluir su descalcificación.
- Posteriormente se lavaron las muestras en agua corriente, para eliminar los restos de EDTA (Fig. 78).



Fig. 78

- Se colocaron las muestras en una canastilla para realizar la deshidratación (Fig. 79).



Fig. 79

PROCESO DE DESHIDRATACIÓN

- Se colocaron los órganos dentarios en el procesador de tejidos, este aparato cuenta con 12 vasos:
 - 1) Alcohol al 60%
 - 2) Alcohol al 70%
 - 3) Alcohol al 80%
 - 4) Alcohol al 96%
 - 5) Alcohol al 96%
 - 6) Alcohol absoluto
 - 7) Alcohol absoluto
 - 8) Alcohol al 50% con Xilol al 50%
 - 9) Xilol
 - 10) Xilol
 - 11) Parafina
 - 12) Parafina
- Deshidratan
- Aclaran
- Impregnan los tejidos

El proceso fue de 12 horas (Fig. 80).

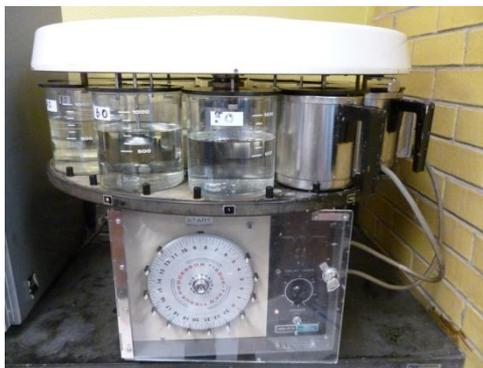


Fig. 80

PROCESO DE INCLUSIÓN

- Una vez que los órganos dentarios están deshidratados se colocan en parafina líquida del incluidor, para que no estén duros al momento de ser incluidos.

La parafina debe de encontrarse entre 55 a 60°C (punto de fusión de la parafina), si no se encuentra a esta temperatura la parafina no se funde y si se rebasa la temperatura, se degrada (Fig. 81).



Fig. 81

- Se colocaron las muestras en orden: cervical, medio y apical (Fig. 82).

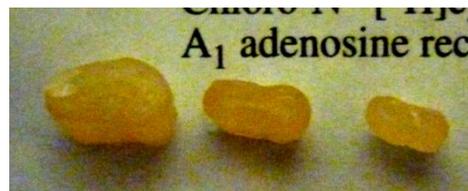


Fig. 82

- Se vertió parafina líquida en la platina metálica (Fig. 83).



Fig. 83

- Se orientaron los tercios de cada órgano dentario en orden: cervical, medio y apical (Fig. 84).



Fig. 84

- Se fijó el porta espécimen con el número respectivo y se agregó parafina líquida sin provocar interfase (Fig. 85).



Fig. 85

- A continuación se depositaron en la plancha fría, la cual tiene que encontrarse a una temperatura de -17°C , para que se endurezca el bloque (Fig. 86).



Fig. 87

- Consecutivamente se desprendió el bloque de parafina de la platina metálica (Fig 87).



Fig. 87

REALIZACIÓN DE LOS CORTES EN EL MICROTOMO.

- Se sitúa el bloque de parafina en el microtomo (Fig. 88).



Fig. 88

- Se enfrió el bloque de parafina con un cubo de hielo (Fig. 89).



Fig. 89

- Se rebajó el bloque hasta llegar al nivel donde se obtuvo el corte de las tres porciones (cervical, medio y apical).
- Se realizaron los cortes a 4 μ .
- La tira del corte se pone en un porta objetos al cual se le gotea alcohol al 30%, con el fin de estirar el tejido para que no quedara arrugada (Fig. 90).



Fig. 90

- Se colocó la tira de tejido en una tina con agua entre 35 y 40 °C, lo cual favorece la diferencia de tensión superficial y se agrega grenetina para ayudar a la adhesión de los cortes en el porta objetos (Fig. 91).



Fig. 91

PROCESO DE DESPARAFINACIÓN

- Se depositaron las laminillas en una estufa a una temperatura de 55 a 60°C durante 30 minutos para quitarles los restos de parafina, se dejaron enfriar para que posteriormente se puedan teñir (Fig. 92).



Fig. 92

PROCESO DE TINCIÓN

- Se sumergieron los tejidos en las siguientes sustancias (Fig. 93):
 - Xilol
 - Xilol
 - Alcohol con Xilol
 - Alcohol absoluto
 - Alcohol absoluto
 - Alcohol 96%
 - Alcohol 96%



Fig. 93

- Se lavaron las laminillas y se sumergieron en la tinción de Hematoxilina, posteriormente se lavaron nuevamente las laminillas (Fig. 94).



Fig. 94

- Se viró con carbonato de litio saturado o con hidróxido de amonio al 28% y se volvieron a lavar (Fig. 95).



Fig. 95

- Se colocó la tinción Eosina para contrastar y se volvió a deshidratar con las siguientes sustancias (Fig. 96):
 - Alcohol 96%
 - Alcohol 96%
 - Alcohol absoluto
 - Alcohol absoluto
 - Alcohol con Xilol
 - Xilol
 - Xilol

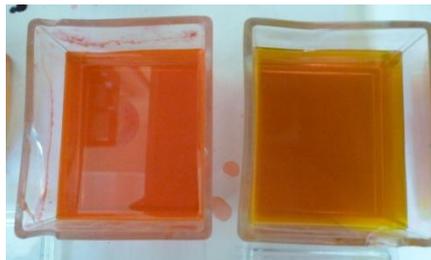


Fig. 96

- En estas condiciones el tejido ha sido teñido con Hematoxilina-Eosina.
La Hematoxilina tiñe núcleos, mientras que la Eosina tiñe citoplasma (Fig. 97).



Fig. 97

PROCESO DE MONTAJE

- Luego de teñir las laminillas se retiró el excedente de Xilol, se les colocó resina líquida para poder adherir el cubre objetos y se observaron en el microscopio (Fig. 98).



Fig. 98

15. RESULTADOS.

En el análisis y la observación de las muestras obtenidas encontramos los siguientes resultados preliminares:

En los cortes longitudinales se puede observar una adecuada preparación radicular presentando una conformación uniforme, con paredes regulares y conicidad adecuada del conducto, como se muestra en la figura 99.

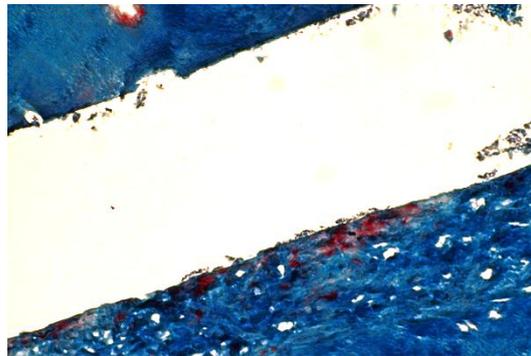


Fig. 99

En la parte apical se observó la presencia de restos de tejido pulpar en combinación con restos de tejido dentinario que no fueron eliminados adecuadamente en el proceso de irrigación ya que estos no se encuentran adheridos a las paredes del conducto, si no libres en el interior del mismo.

En las figuras 100 y 101 se puede observar el tipo de preparación que ha realizado el instrumento, ya que se reproduce sobre la pared del conducto radicular la forma de este a excepción de la porción apical, donde existe la presencia de restos de tejido pulpar, así como predentina la cual no fue trabajada por la acción del instrumento ni por la acción del irrigante.

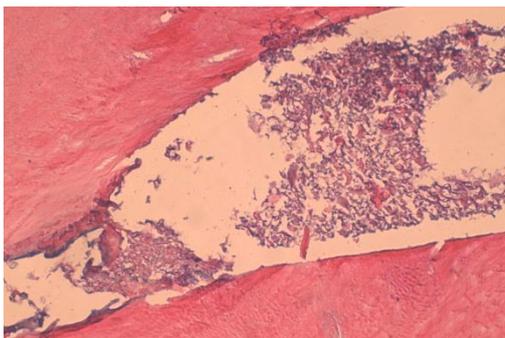


Fig. 100

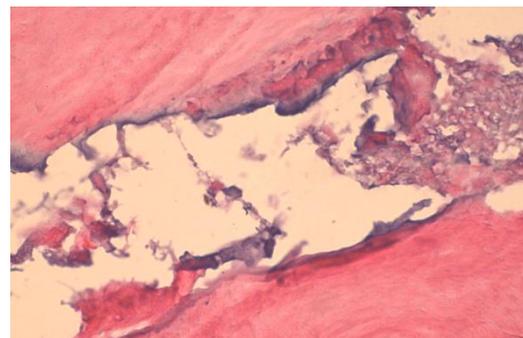


Fig. 101

La observación y análisis de los cortes transversales nos permite ver que en los tres tercios del conducto radicular se pudo obtener una adecuada limpieza y conformación cuando este es de forma circular. En este tipo de conductos podemos observar que cuando existe tendencia a recargarse sobre alguna de las paredes, se crean modificaciones en la forma original del conducto como se observa en la figura 102.



Fig. 102

Cuando el conducto es de forma oval o alargado en sentido buco-palatino o buco-lingual, como en el caso de los premolares superiores e inferiores, la preparación del conducto resulta más efectiva utilizando instrumentos de pequeño calibre y menor conicidad, como es el caso de los instrumentos iRaCe 15/.06, 25/.04 y 30/.04 que tienen un buen ajuste en los extremos del conducto y permiten la preparación en la porción del istmo, como se observa en la figura 103.

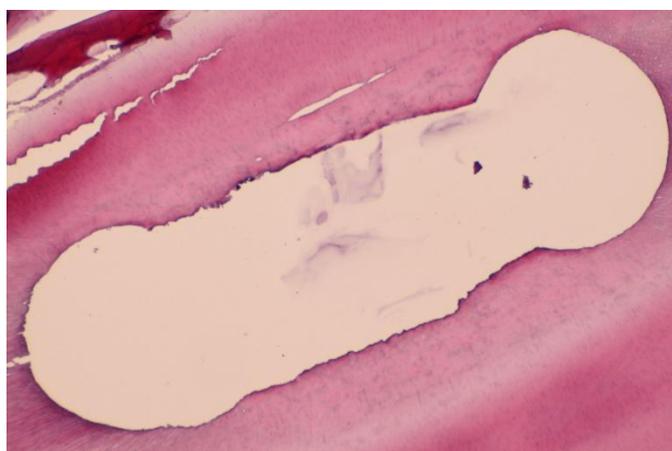


Fig. 103

En los dientes que fueron preparados en el grupo I observamos que la anatomía transversal del conducto radicular no fue totalmente preparada aun cuando se observa que el instrumento pudo haber tocado en algún momento la pared del conducto, pero no siguió una forma regular o permanente de preparación en sentido transversal, como se observa en la figura 104.

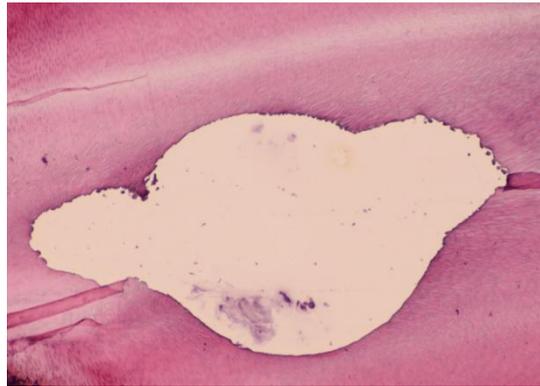


Fig. 104

A pesar de esta condición, la imagen ampliada de un segmento del corte expuesto en la figura anterior (Fig. 106), nos permite observar la correcta limpieza del conducto radicular, ya que en ella se evidencia la permeabilidad de los tubulos dentinarios inmediata a la luz del conducto, situación que no se observa en aquellas paredes en las cuales el instrumento no tuvo actividad sobre la capa dentinaria, como se observa en la figura 107 y 108.

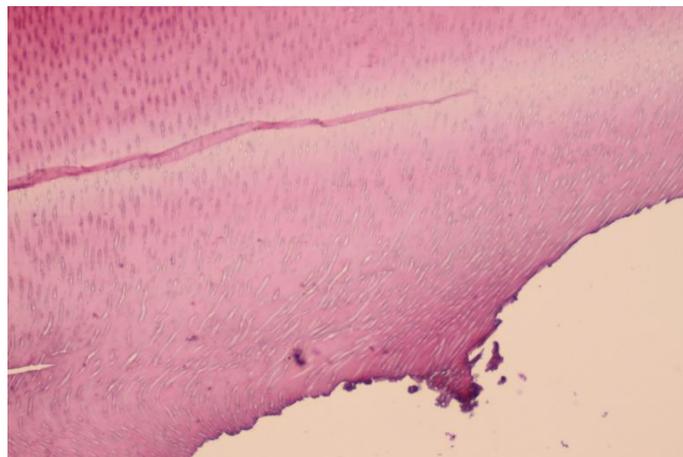


Fig. 106

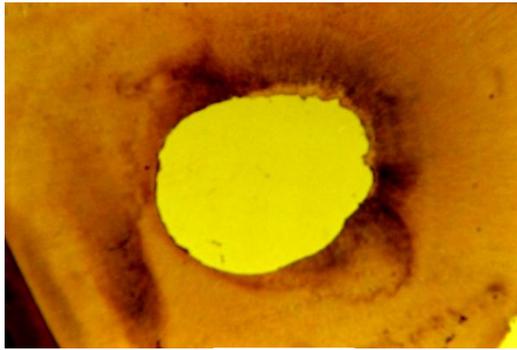


Fig. 107

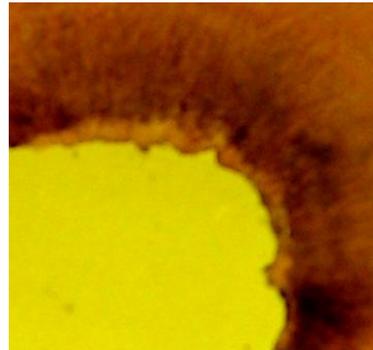


Fig. 108

En las paredes del conducto que fueron preparadas y conformadas de manera adecuada se hace evidente la eliminación total del tejido pulpar, la capa de predentina y un alisado de la pared dentinaria, que permite la visualización de los túbulos dentinarios directamente en comunicación con la luz del conducto radicular, permitiendo un contacto directo de los materiales de obturación al momento de realizar este paso. Figura 109.

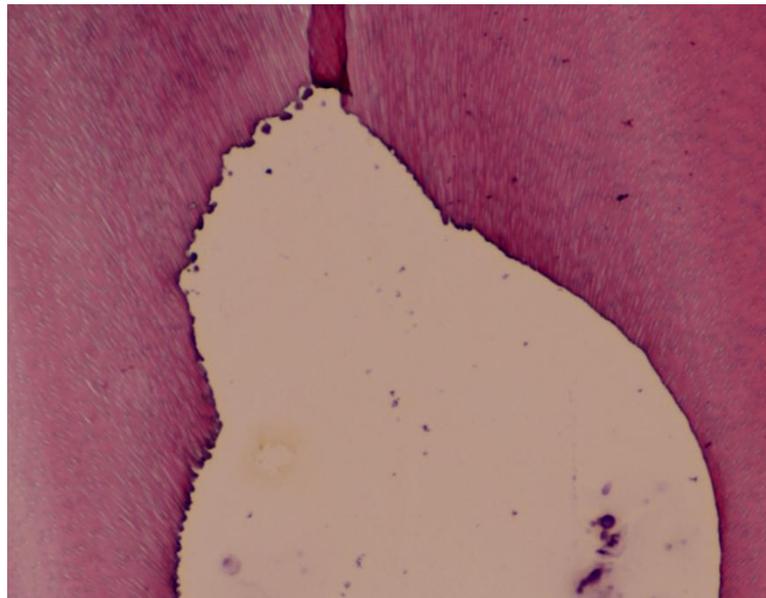


Fig. 109

En los tercios apicales de los dientes preparados se observó en su anatomía transversal una adecuada preparación y conformación como resultado de ser la parte más estrecha del conducto, donde se obtiene un mayor contacto del instrumento y en donde éste se encuentra en relación

más íntima sobre la pared dentinaria, dando como resultado una mejor limpieza y conformación, como se muestra en la figura 110 y 111.

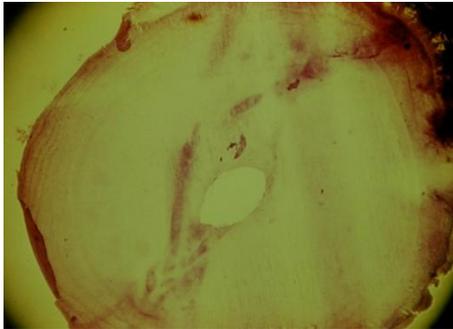


Fig. 110

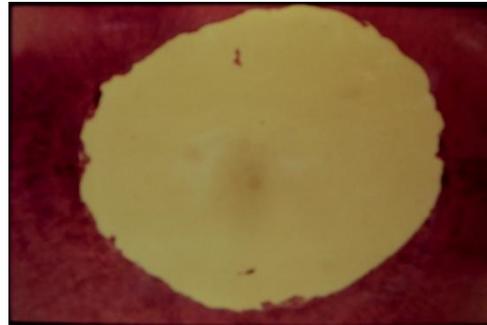


Fig. 111



16. DISCUSIÓN.

El propósito de este estudio fue observar y evaluar el tipo de preparación en dientes extraídos que realizan los instrumentos rotatorios del sistema iRaCe® en sus planos longitudinal y transversal.

Uno de los propósitos más importantes de la preparación del conducto radicular consiste en la eliminación del tejido pulpar vital o necrótico, la dentina infectada, los tejidos orgánicos y la mayoría de los microorganismos. Por lo que el éxito del tratamiento endodóncico depende de las características de los instrumentos empleados, así como de la capacidad del operador para desarrollar la conformación y la limpieza de los conductos radiculares.³² Para la consecución efectiva de estos objetivos, muchos sistemas y técnicas de instrumentación se han creado para el uso profesional.

Si bien es cierto que la introducción de la aleación de Níquel-Titanio permitió la fabricación de instrumentos que fueron capaces de seguir la trayectoria de los conductos radiculares con seguridad, menos desviaciones y en menos tiempo de trabajo, en comparación con los instrumentos hechos de acero inoxidable.³⁴

La preparación de conductos radiculares con instrumentos rotatorios de Ni-Ti se ha hecho cada vez más popular en la Odontología moderna, en los últimos años en la especialidad de Endodoncia han ocurrido cambios notables sobre todo relacionados con las propiedades metalúrgicas y diseño de nuevos instrumentos endodóncicos así como también en las técnicas de instrumentación de los conductos radiculares.

Para optimizar su uso dentro del conducto radicular, los nuevos instrumentos rotatorios tienen diferentes y nuevas características como son su flexibilidad, forma de la punta activa, memoria, etc.³⁴ lo que permite que la preparación del conducto radicular sea más fácil en términos de seguridad, tiempo de tratamiento y mantenimiento de la conformación original del conducto radicular, sin embargo no debemos de



perder de vista los conceptos básicos que rigen el tratamiento endodóncico.^{30,32.}

Uno de los principales factores que se debe de considerar al elegir la técnica adecuada para la preparación biomecánica con instrumentos rotatorios es conocer la capacidad de los mismos para conformar el conducto radicular sin causar modificación en las paredes y conocer su diseño para optimizar el trabajo, es así como la búsqueda continua de los instrumentos más eficaces ha dado lugar a nuevos sistemas rotatorios.^{30, 32.}

Sin embargo, como en el caso del sistema iRaCe[®], pocos son los estudios que han evaluado y reportado su desempeño en la preparación y limpieza de conductos radiculares, en los que se concluye que actúa sobre la mayor parte de las paredes del conducto radicular, muy pocos errores de preparación en los que sólo se observaron pequeñas transportaciones apicales, fracturas y deformaciones del instrumento.^{32, 33.} En relación con este estudio, en nuestros resultados preliminares encontramos una adecuada preparación del conducto radicular a nivel cervical y medio, con una conformación uniforme, paredes regulares y conicidad adecuadas. En el tercio apical observamos una mejor conformación y limpieza del conducto, ya que es en esta zona donde el instrumento permanece en mayor contacto con las paredes del conducto radicular.

El sistema iRaCe[®] fue recientemente introducido al mercado por la casa comercial FKG Dentaire, los informes iniciales sugieren que el diseño del instrumento es capaz de producir formas del conducto más centradas, puede limpiar y conformar los conductos radiculares de manera efectiva.^{30, 35.} Estos instrumentos tienen una forma triangular en su sección transversal, el diseño de su parte activa en forma de láminas de cortes normales con ángulos helicoidales alternando segmentos torcidos con segmentos rectos, encontramos que la eliminación eficaz de los detritos y restos de dentina fuera del conducto y en la eliminación de los escalones y perforaciones apicales. Además este



diseño elimina el efecto de atornillamiento y el bloqueo de los efectos originados por la rotación continua.

Por lo tanto, la eficacia de la instrumentación con el empleo de este sistema se evaluó mediante la observación histológica de la preparación de conductos radiculares, así como su capacidad para conformar, limpiar, eliminar tejido orgánico y dejar una pared uniforme de dentina posterior a la preparación. En este estudio los dientes extraídos preparados con el sistema iRaCe[®] presentaron una forma definida, centrada y original después de haberse realizado la instrumentación del conducto radicular, lo cual se debe al diseño de su punta de seguridad que es redondeada y mostró ser una guía precisa, situación que fue reportada por Schäfer²⁸ y Pasternak.³⁴

Dirheimer³⁰ reportó varias de las características de dicho sistema, entre las cuales al realizar el trabajo biomecánico en cada órgano dentario se verificó que el efecto de atornillamiento, de bloqueo y de aspiración fue nulo, así mismo permitió un mejor control de la progresión del instrumento. Coincidente con lo reportado por Dirheimer³⁰ en este estudio se verificó que el efecto de atornillamiento no estuvo presente ya que gracias a la separación de las estrías de corte de la parte activa separadas por secciones rectas de los instrumentos este efecto no se presentó.

Aun cuando en el presente trabajo no evaluamos las características físicas del instrumento se observó que de los tres instrumentos empleados en los 13 dientes ninguno presentó deformación ni fractura, en contraste con lo reportado por Rangel, quien reportó que al emplear los instrumentos iRaCe[®] en 33 conductos simulados no hubo fracturas y solamente tres instrumentos presentaron deformación. Por otro lado, Vlassis al realizar la preparación de conductos simulados con instrumentos iRaCe[®] informó que 13 instrumentos presentaron deformaciones y tres fracturas entre los 45 conductos preparados.³²



Los estudios existentes sobre este sistema de instrumentación confirman su capacidad de adecuada limpieza.^{28, 30, 32, 34.} En este trabajo el sistema preparo y conformo de manera eficiente, sin causar modificaciones en la forma del conducto radicular, no se observaron desviaciones, escalones o transportaciones apicales, además se eliminó la mayor parte de tejido orgánico.



17. CONCLUSIÓN.

Entre las condiciones observadas en la preparación y conformación del conducto radicular con instrumentos rotatorios se destaca el interés y preocupación de los fabricantes por ofrecer al clínico instrumentos de nuevo diseño que pretenden ser superiores a los que se comercializan en la actualidad, destacando entre ellos iRaCe® como un sistema rotatorio totalmente innovador, seguro, simple y eficiente.

Al realizar el trabajo biomecánico con estos instrumentos se confirmó que su diseño único anuló los riesgos de bloqueo, permitió un mejor control de la progresión del instrumento a través del conducto radicular, no existió fenómeno de atornillamiento ni de aspiración debido a su diseño de aristas cortantes con segmentos rectos. Así mismo la reducción del número de instrumentos necesarios para la preparación del conducto radicular brindó gran comodidad y ayudó a ahorrar tiempo.

En los resultados preliminares obtenidos se observó que los instrumentos realizaron una limpieza y conformación del conducto radicular correcta en la mayoría de los conductos de sección transversal circular, aunque en aquellos de sección oval, acintados o con istmos el instrumento se tuvo que recargar más sobre la periferia de las paredes del conducto para eliminar la mayor parte del tejido pulpar como se observó en los cortes donde permaneció adherido a la pared del conducto.

Debido a la compleja anatomía del sistema de conductos radiculares no existe hasta el momento un instrumento que limpie y conforme de manera total, por lo que es importante complementar el trabajo biomecánico con una irrigación abundante con materiales con capacidad antiséptica y que sean capaces de degradar material orgánico y contenido bacteriano de las zonas donde el instrumento rotatorio no trabajó.



18. BIBLIOGRAFÍA.

1. <http://www.endoroot.com/modules/news/article.php?storyid=76>
2. Martínez R, Bueno. Manual de Endodoncia. Parte 2. Historia de la Endodoncia. Rev. Oper. Dent. Endod 2006;5:21
3. Leonardo MR, Leonardo RT. **Sistemas Rotatorios en Endodoncia. Instrumentos de Níquel Titanio**. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamericana. 2002. Pp. 3-40, 261-274.
4. Lima, M E. **Endodoncia de la Biología a la Técnica**. Brasil. Editorial Amolca. 2009. Pp. 117-151.
5. Mondragón EJ. **Endodoncia**. México. Editorial Interamericana McGraw-Hill. 1995. Pp.123-140.
6. Ingle I. **Endodoncia**. 4ª ed. México. Editorial McGraw-Hill Interamericana. 1996. Pp. 160-230.
7. Weine SF. **Tratamiento Endodóntico**. 5ª ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace. 1997. Pp. 314-354.
8. Beer, R. Baumann, M. **Atlas de Endodoncia**. Barcelona. Editorial Masson. 2000. Pp.54-60, 118-135.
9. Schilder, H. **Cleaning and Shaping the Root Canal**. Dent. Clin. NAm. 1974; 2: 269-296.
10. Cohen S. Burns R. **Vías de la Pulpa**. 8ª ed. España. Editorial Mosby. 2004. Pp. 227-285.
11. Canalda, C. Brau, E. **Endodoncia Técnicas Clínicas y Bases Científicas**. Barcelona. 2ª ed. Barcelona. Editorial Masson. 2001. Pp. 137-142, 151-178.



12. Soares, IJ. Goldberg, F. **Endodoncia Técnica y Fundamentos**. Argentina. Editorial Panamericana. 2002. Pp. 65-74, 116-121.
13. Bergenholtz, G. Reit, C. **Endodoncia Diagnóstico y Tratamiento de la Pulpa Dental**. México. Editorial Manual Moderno. 2007. Pp. 243-253.
14. Lumley, P. Adams, N. Tompson, P. **Práctica Clínica en Endodoncia**. Madrid. Editorial Ripano. 2009. Pp. 35-54.
15. Estrela, C. **Ciencia Endodóntica**. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2005. Pp. 363-368.
16. Ruddle. **Limpieza y Remodelado del Sistema de Conductos Radiculares**. Primera parte. El Arte de la Endodoncia. 2004. Pp. 228-284.
17. Walton, R E. Torabinejad, M. **Endodoncia. Principios y Práctica clínica**. 2ª ed. España. Editorial MacGraw-Hill Interamericana. 1991. Pp. 210-214.
18. Thompson S A. **An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry**. Int. Endod J. 2000; 33, 297-310.
19. Glickman, N. Gerald, DDS. **Níquel titanio en Endodoncia**. **British Dental**. Dent J. 2000: 18(5) 500-506.
20. Serene, T P. Adams J D, Saxena, A. **Nickel-Titanium instruments: Applications in Endodontics**. St. Louis, MO, USA: Ishiaku EuroAmerica, Inc., 1995.
21. Leonardo, MR. Leonardo, RT. **Endodoncia: Conceptos biológicos y recursos tecnológicos**. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2009. Pp. 262-287, 555-564.



22. Leonardo, MR. ***Endodoncia Tratamiento de Conductos Radiculares: Principios técnicos y biológicos. Vol. I.*** Brasil. Editorial Artes Médicas. 2005. Pp. 242-257.
23. Leonardo, MR. ***Endodoncia Tratamiento de Conductos Radiculares: Principios técnicos y biológicos. Vol. II.*** Brasil. Editorial Artes Médicas. 2005. Pp. 707-716.
24. Vidal, C. ***Geometría indirigible pero interesante, el porque de la variedad.***
<http://www.vidalendo.com/VidalEndo.com/Articulos-Files/Geometria.pdf>
25. Olmos, J. ***Sistema RaCe: una alternativa en instrumentación rotatoria: presentación de dos casos clínicos.*** Rev. Asoc. Odontol. Argent;97(1):43-46, ene.-mar. 2009.
26. Fagundo, C. ***Limas RaCe (FKG Dentaire).***
http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=36&Itemid=30
27. Schäfer, E. Vlassis, M. ***Comparative investigation of two rotary nikel-titanium instruments: Protaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals.*** Internatinal Endodontic Journal 2004;37:229-238.
28. Schäfer, E. Vlassis, M. ***Comparative investigation of two rotary nikel-titanium instruments: Protaper versus RaCe. Part 2. Clening effectiveness and shaping ability in severely root canals of extracted teeth.*** International Endodontic Journal 2004;37:239-248.
29. Stacchiotti, Z. ***Primer molar superior preparado con instrumentación mecanizada: Sistema RaCe.***
<http://www.socendochile.cl/18.pd>
30. <http://www.fkg.ch/>
31. <http://www.irace.ch/>



32. Merrett, SJ. Bryant, ST. Dummer, PH. ***Comparison of the Shaping Ability of RaCe and FlexMaster Rotary Nickel-Titanium Systems in Simulated Canals.***
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239906002652#sec1>
33. Sipert, CR. Hussne, RP. Nishiyama, CK. ***Comparison of the cleaning efficacy of the FKG race system and hand instrument in molar root canal.*** J. Appl. Oral Sci. vol.14 no.1 Bauru Jan./Feb. 2006
34. Pasternak, B. Sousa, MD. Silva, RG. ***Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments.***
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2591.2008.01536.x/pdf>
35. Rangel, S. Cremonese, R. Dummer, P. ***Shaping Ability of RaCe Rotary Nickel-Titanium Instruments in Simulated Root Canals.*** Journal of Endodontics. Volume 31. Issue 6. June 2005. Pages 460-463.