



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DE LOS  
CEMENTOS ENDODÓNTICOS.**

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE  
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANA DENTISTA**

P R E S E N T A:

MELISSA ZAVALA RAMÍREZ

TUTOR: Mtro. RICARDO GONZÁLEZ PLATA RIVERA

ASESORA: Esp. ALEJANDRA RODRÍGUEZ HIDALGO

MÉXICO, D.F.

2011



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.

## AGRADECIMIENTOS.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme dado la oportunidad de estudiar la carrera de Cirujano Dentista en ésta que es, la máxima casa de estudios.

Facultad de Odontología UNAM

A mis profesores, que por su gran vocación y experiencia, me han permitido aprender tanto de ellos y también me han motivado a tomarlos como ejemplo a seguir. Gracias por darme oportunidades que siempre agradeceré y nunca olvidaré.

C.D.E.E Alejandra Rodríguez Hidalgo.  
Mtro. Ricardo González Plata Rivera.

A mis padres, por darme tanto amor, por enseñarme lo bello de la vida y lo importante que es hacer esfuerzos y a veces hasta sacrificios, que además de tener por objetivo un acierto, me han hecho crecer como ser humano. Gracias por inculcarme todos esos valores a través de su ejemplo, por su apoyo día con día, por creer en mí y estar a mi lado incondicionalmente. Los amo.

Ma. Del Socorro Ramírez Calderón.  
Dr. Guillermo Zavala Romero.

A mi hermana Giselle, por todo ese amor que me tienes y que sabes que yo te tengo, por cuidarme tanto, por tus regañones, por tu fortaleza ejemplar, por ser reflexiva, escucharme y darme tantos consejos, por creer y confiar en mí, por acompañarme en momentos difíciles y hacérmelos más fáciles. Eres mi hermana gemela, mi alma gemela y un ángel también.

Dra. Giselle Zavala Ramírez.

A mis familiares y amigos que también han contribuido a mi formación como Cirujana Dentista al aceptar estar en mis manos como pacientes, gracias por su valentía, por confiar en mí y ayudarme.

A mis familiares que ya no están físicamente con nosotros, pero sí en mi mente y mi alma, gracias por todas esas experiencias que anhelo tanto, por provocarme grandes sentimientos tras su partida, sentimientos que para con pocas personas se experimentan.

# ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
Propósito.....	3
Objetivo.....	3
<b>ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....</b>	<b>4</b>
<b>REQUISITOS DE LOS MATERIALES OBTURADORES.....</b>	<b>9</b>
Propiedades biológicas.....	9
Propiedades fisicoquímicas.....	12
<b>FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADHESIÓN DE LOS CEMENTOS SELLADORES A LA PARED DENTINARIA DEL CONDUCTO RADICULAR Y AL NÚCLEO OBTURADOR.....</b>	<b>16</b>
<b>CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS EN BASE A SU COMPOSICIÓN QUÍMICA.....</b>	<b>25</b>
CEMENTOS A BASE DE ÓXIDO DE ZINC y EUGENOL.....	26
Mecanismos esenciales de la reacción química.....	28
Propiedades fisicoquímicas.....	28
CEMENTOS A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO.....	41
Reacción de fraguado.....	42
Propiedades fisicoquímicas.....	44
Propiedades biológicas.....	46
CEMENTOS A BASE DE HIDRÓXIDO DE CALCIO.....	51
Reacción química.....	52
Propiedades fisicoquímicas.....	53
CEMENTOS A BASE DE RESINA COMPUESTA.....	59
Composición.....	60
Reacción química.....	61
<b>GRABADO DE LA DENTINA Y USO DE ADHESIVOS.....</b>	<b>62</b>
Sistemas adhesivos.....	63

CEMENTOS A BASE DE SILICONA.....	79
<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>83</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>89</b>
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>90</b>

## INTRODUCCIÓN.

Conseguir una obturación tridimensional del sistema de conductos es un objetivo que se alcanzará dependiendo de la calidad de la limpieza e instrumentación del sistema de conductos, así como del material de relleno (núcleo) y el material cementante, los cuales en conjunto deberán permitir la formación de una estructura, dada por la unión química (adhesión por la interacción del cemento con la dentina) y/o física (su anclaje en túbulos dentinarios y estabilidad dimensional) y biológica (al estar en íntimo contacto con el órgano de la dentina) entre el material de relleno y la dentina radicular.

El cemento endodóntico tiene varias funciones en la obturación del sistema de conductos como es:

1. El conseguir rellenar el espacio que la gutapercha no pudo ocupar por su configuración.
2. Rellenar el espacio al que una lima no tuvo acceso por tratarse de áreas irregulares así como ramificaciones del conducto principal.



Fig. 1. Imagen representativa de un conducto principal con ramificaciones<sup>69</sup>.

3. Controlar la proliferación de microorganismos presentes en los túbulos dentinarios, ramificaciones del conducto principal y áreas irregulares, al penetrar en dichos espacios, encapsulando a las bacterias contenidas en ellos.
4. Lograr un sellado impermeable para evitar la microfiltración hacia el conducto radicular por medio de un cemento insoluble a los tejidos perirradiculares.
5. Para lograr un sellado impermeable se requiere de adhesión ya que si se produce un desprendimiento del cemento endodóntico, las bacterias, fluidos perirradiculares o la saliva, pueden penetrar por capilaridad (relacionada con el grado de fluidez y tensión superficial del líquido) en interfases microscópicas. Dicho efecto recibe el nombre de microfiltración.
6. La adhesión química (intercambio de iones y/o compartición de electrones) y física (traba mecánica) del cemento sellador a la dentina sumado a su estabilidad dimensional permitirá prolongar su permanencia dentro del conducto.

## PROPÓSITO.

Actualmente podemos encontrar en el mercado una gran diversidad de cementos o selladores endodónticos, por lo que es de gran importancia que el Cirujano Dentista tenga amplios conocimientos sobre éstos, pues le permitirá emplearlos adecuadamente y sacar provecho de sus propiedades, contribuyendo así al éxito del tratamiento a largo plazo.

Con el desarrollo de esta investigación bibliográfica, se pretende estudiar las características de los cementos o selladores endodónticos, para tratar de aprovechar completamente sus propiedades en el proceso de obturación del sistema de conductos radiculares.

## OBJETIVO.

Conocer a fondo las propiedades y aplicaciones de los cementos o selladores endodónticos para influir de manera positiva en el resultado del tratamiento a largo plazo.



## ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

La historia nos revela cómo ha evolucionado la práctica odontológica y nos hace comprender que el hombre en búsqueda de la perfección y mejores resultados, va ideando, creando y descubriendo nuevas técnicas y aditamentos, a partir de la investigación, experiencia y conocimiento.

En el período comprendido entre los años 460 y 370 A.C., Hipócrates en el ámbito odontológicos, practicaba la cauterización de la pulpa introduciendo finas agujas calientes en el interior del diente, así como aceite hirviendo<sup>1</sup>.

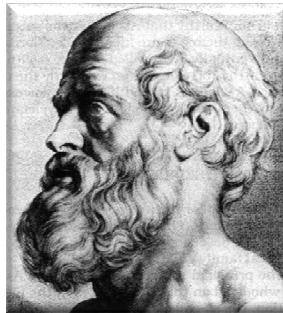


Fig. 2. Hipócrates<sup>30</sup>.

En el siglo XVII Antony Van Leeuwenhoek construyó el primer microscopio óptico y estudió la estructura dentaria haciendo en 1678 una descripción de los conductos dentinarios, señalando también la presencia de microorganismos en los conductos radiculares<sup>2</sup>.



Fig. 3. Antony Van Leeuwenhoek<sup>31</sup>.

Ese siglo marcó el inicio de la transición que llevaría del empirismo a la ciencia. Personajes como Ambroise Paré y Pierre Fauchard recomendaban la introducción de mechas embebidas en aceite de clavo, al interior del conducto radicular, en dientes con infección pulpar<sup>1</sup>. Así mismo recomendaban la introducción de agujas calientes al interior del conducto radicular para cauterizar la pulpa y posteriormente realizar la obturación con plomo<sup>1</sup>.



Fig. 4. Pierre Fauchard<sup>32</sup>.

Por otro lado, Bourdet, en el año de 1757, empleaba el oro laminado para obturar la cavidad pulpar<sup>1</sup>.

A principios del siglo XIX surgieron las primeras recomendaciones sobre el empleo de medicamentos específicos para la terapéutica endodóntica. Spooner recomendaba en 1836 el arsénico para la desvitalización de la pulpa. Maynard fabricó en el mismo año el primer instrumento de endodoncia para poder ensanchar los conductos, y pretendía eliminar la infección de los mismos<sup>1</sup>.

En 1847, Hill desarrolló el primer material de relleno del conducto radicular a base de gutapercha. Dicho preparado consistía en gutapercha, carbonato cálcico y cuarzo<sup>3</sup>. Por este tiempo se comenzó a disolver la gutapercha con cloroformo y eucaliptol para obturar los conductos radiculares y posteriormente se mezcló la gutapercha con óxido de zinc para realizar los trabajos de obturación. Buscando una acción antiséptica, Witzel, en el año 1876, impregnaba la pulpa residual con fenol<sup>1</sup>.

También se comenzaron a emplear pastas momificantes a partir de formaldehído, siendo éstas desarrolladas por Miller y mejoradas por Gysi en 1898<sup>1,2</sup>.



Fig. 5. WD Miller<sup>31</sup>.



Fig. 6. Momificador TRIO<sup>31</sup>.

En 1887, la S.S White Company comenzó a fabricar puntas de gutapercha. Se comenzó a utilizar la gutapercha enrollada en puntas y empaquetada en el conducto. Las puntas se preparaban cortando planchas de gutapercha en tiras finas, se calentaban con una lámpara, se depositaban en una loseta y se enrollaban contra otra superficie plana para conseguir un cono mas grande. Más adelante, Perry empleó laca calentada sobre una placa, y enrollaba los conos para obtener una punta del tamaño deseado, en función de la forma y longitud del conducto<sup>5</sup>.

En los albores del siglo XX, el descubrimiento de los rayos X por Röntgen en 1895 y empleados por Kells en 1899, representó un gran avance para el campo de la endodoncia<sup>6</sup>. Gracias a ellos era posible observar los resultados obtenidos en la terapéutica endodóntica. Esto, que inicialmente parecía iba a suponer un importante avance para la endodoncia, resultó ser, al menos durante un tiempo, su peor enemigo<sup>1,6</sup>.



Fig. 7. Röntgen<sup>33</sup>.

Al poder demostrar la imperfección de la mayoría de los tratamientos radiculares, William Hunter aprovechó este avance para criticar en 1910 la práctica indiscriminada de los mismos, denunciando también la poca asepsia que los acompañaba<sup>1</sup>.

Este hecho dio lugar a que la mayor parte de la profesión odontológica practicase de forma incontrolada las extracciones dentales. Dicha actitud mal vista y muy criticada, por lo que condujo al desarrollo pastas de cemento con un alto porcentaje de fenol o formalina, buscando una acción antiséptica. Estudios posteriores demostraron que no eran necesarias esas altas concentraciones de fenol en los cementos, y que si se realizaba una minuciosa preparación biomecánica se reduciría la flora bacteriana y tendría un mejor pronóstico el tratamiento<sup>7,2</sup>.

El manejo de la teoría del “tubo hueco” (hollow tube) desarrollado por Dixon y Rickert en 1931, demostraba que un tubo hueco estéril implantado en el tejido conectivo de animales de experimentación provocaba mayor reacción inflamatoria en sus extremos que un tubo relleno de material estéril. De esta teoría nació el concepto de “sellado apical” de los conductos radiculares<sup>1</sup>.

Walker en 1936 recomendaba el uso del hipoclorito de sodio como un irrigante del conducto radicular. Así mismo Fred Adams usó drogas con sulfas en los conductos y posteriormente penicilina. Más adelante en 1940 Rohmer usó el hidróxido de calcio para cementar la gutapercha en los conductos<sup>1</sup>.

A partir de entonces se fueron buscando materiales cementantes que fueran estables, no irritantes y que se adaptasen lo más íntimamente posible a las paredes del conducto, para conseguir de este modo un sellado apical. La investigación continuada, basada en aspectos clínicos y de laboratorio, permitió el desarrollo de nuevas técnicas, nuevos métodos de evaluación, y selección de materiales, que supusieron un progresivo aumento del porcentaje de éxitos<sup>1</sup>.

## REQUISITOS DE LOS MATERIALES OBTURADORES.

De los materiales a ser utilizados durante el procedimiento de obturación se exige una serie de propiedades que pueden ser divididas en biológicas, químicas y físicas. El conocimiento de estas propiedades son imprescindibles en la selección del material a ser utilizado, ya que en todo momento encontramos nuevos materiales y formulaciones<sup>13</sup>.

### PROPIEDADES BIOLÓGICAS.

Las principales propiedades biológicas que se exigen son:

1. Buena tolerancia tisular, es decir, el material debe ser bien aceptado por el organismo, evitando una reacción inflamatoria o alérgica<sup>13</sup>.
2. El material debe ser reabsorbido en casos de extravasación accidental, lo que permite la remoción por parte del organismo, del agente agresor de la región apical<sup>13</sup>.
3. Debe permitir la reparación de la región periapical. Si la sustancia produce una reacción inflamatoria exacerbada, retardará este proceso<sup>13</sup>.

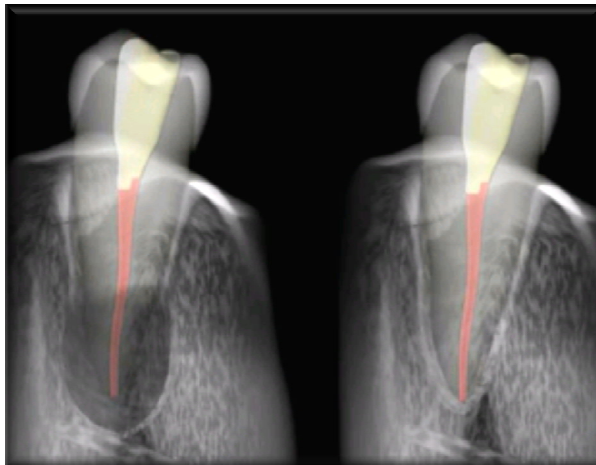


Fig. 8. Imagen representativa de la reparación de una lesión periapical tras el tratamiento endodóntico<sup>69</sup>.

4. Poseer una acción bactericida o bacteriostática, para que los posibles microorganismos que resistieron a la preparación, sean eliminados dificultando su supervivencia, ya sea por su acción bactericida o privándolos de nutrientes y espacio para colonizar "encapsulados" por el cemento endodóntico<sup>13</sup>.

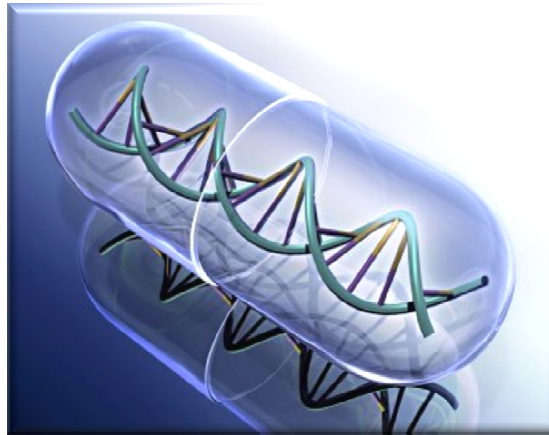


Fig. 9. Imagen representativa del encapsulamiento de microorganismos<sup>72</sup>.

En este punto cabe mencionar que las posibles fuentes de nutrientes para las bacterias en el conducto radicular<sup>13</sup> son:



Fig. 10. Imagen representativa de microorganismos<sup>73</sup>.

1. El tejido pulpar necrótico.
2. Difusión de exudado inflamatorio por el foramen apical, conductos laterales y túbulos dentinarios en las áreas donde el cemento ha sido reabsorbido.
3. Difusión de fluido oral a través de la lesión de caries y túbulos dentinarios, o por la infiltración a través de la obturación.



## PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS.

Por otra parte se les exigen propiedades físico-químicas como son<sup>13</sup>:

1. Facilidad de inserción y remoción cuando sea necesario.
2. Buen tiempo de trabajo para poder realizar una buena técnica de obturación.
3. Propiciar un buen sellado, impidiendo la acumulación de líquidos y la consecuente invasión bacteriana.
4. Tener estabilidad dimensional, sin sufrir grandes expansiones y contracciones.
5. Poseer fluidez, para que pueda rellenar todo el sistema de conductos radiculares.
6. Poseer buena viscosidad y adhesividad.
7. Ser radiopaco para controlar la obturación tanto longitudinal como verticalmente.
8. No manchar el diente.
9. Ser estéril para disminuir la posibilidad de contaminación.

Los cementos endodónticos son materiales que fraguan y junto con los conos de gutapercha, son los materiales más utilizados para la obturación del conducto radicular<sup>13</sup>. Grossman señaló que, independientemente de su tipo, el cemento tendría que reunir los siguientes requisitos<sup>19,9</sup>.

1. Debe ser pegajoso al mezclarse para proporcionar buena adhesión entre la superficie del conducto radicular y éste.
2. Debe crear un sellado hermético.
3. Debe ser radiopaco para poder ser visualizado radiográficamente.
4. Las partículas de polvo deben ser muy finas para poder mezclarlas fácilmente con el líquido.
5. No se debe encoger al fraguar.
6. No debe manchar la estructura dental.

7. Debe ser bacteriostático o por lo menos no fomentar el crecimiento bacteriano.
8. Se debe depositar poco a poco.
9. Debe ser insoluble a los fluidos tisulares.
10. Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales.
11. Debe ser soluble en solventes comunes, en caso de que sea necesaria su remoción del canal radicular.
12. No debe producir respuesta inmune en el tejido periapical.
13. No debe ser mutagénico o carcinogénico.

La unión de diferentes propiedades en un mismo material, especialmente la adhesividad y la compatibilidad biológica, aún representa un ideal prometedor. Un material bien tolerado por los tejidos sin buena impermeabilidad, o el que proporciona buena impermeabilidad, pero irrita los tejidos periapicales, no debe ser considerado el mejor<sup>19</sup>.

Se sabe que todos los cementos endodónticos permiten cierto grado de infiltración de colorante. Las moléculas de los colorantes de riodamina B y azul de metileno tienen peso y tamaño molecular menor que el de la célula bacteriana presente en el conducto radicular. Si se considera que el colorante solo penetra donde hay espacio, y si todos los cementos permiten infiltración, el sellado hermético del sistema de conductos radiculares, aún es un objetivo a ser alcanzado<sup>19</sup>.



Fig. 11. Representación de una obturación tridimensional<sup>48</sup>.

La microfiltración puede producirse en las interfases del cemento con la dentina, del cemento con el cono, por entre el cemento endodóntico o por la disolución del mismo. De esa manera se puede entender, que uno de los puntos críticos se encuentra en el cemento endodóntico<sup>19</sup>.



Fig. 12. Aspecto de una masa obturadora constituida por los conos y el cemento<sup>20</sup>.

Facer y Walton demostraron que la forma en que se distribuye el cemento endodónico es muy diferente en la técnica de condensación lateral y vertical, pudiéndose observar que en la técnica de condensación lateral, los conos de gutapercha se encontraban en contacto directo con la pared dentinaria, ocupando así el cemento menor superficie sobre la dentina; no así en el caso de la técnica de condensación vertical, en la que se observó que el perímetro ocupado por el cemento sobre la dentina era significativamente mayor<sup>38</sup>.

El espatulado del cemento endodónico debe ser realizado en una placa de vidrio pulida y con una espátula flexible. El polvo debe ser incorporado con el líquido en pequeñas cantidades, utilizando siempre la presión de la espátula sobre la placa para que los gránulos sean triturados y no se aglutinen, permitiendo así el aprovechamiento máximo de las propiedades del cemento<sup>13</sup>.

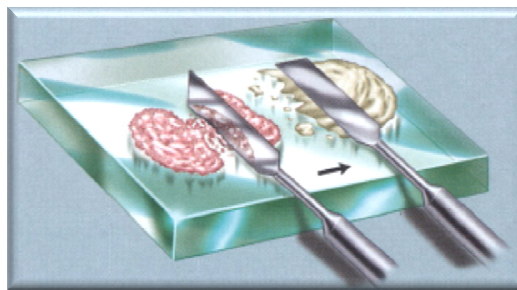


Fig. 13. Preparación del cemento endodónico<sup>20</sup>.

## **FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADHESIÓN DE LOS CEMENTOS SELLADORES A LA PARED DENTINARIA DEL CONDUCTO RADICULAR Y AL NÚCLEO OBTURADOR.**

En la literatura odontológica, el término adhesión se utiliza habitualmente para definir 2 mecanismos de adhesión diferentes o una combinación de éstos<sup>64</sup>. Tales mecanismos pueden ser:

**Adhesión química.** Está basada en las fuerzas de valencia primaria en donde las partículas cargadas son intercambiadas entre dos materiales. Corresponde a las uniones iónicas, covalentes o metálicas<sup>64</sup>.

**Adhesión física o mecánica.** Está basada en fuerzas de valencia secundarias. Las fuerzas de atracción ocurren por la interacción de dipolos o la interacción de una nube de electrones desprotegidos. Corresponde a las fuerzas de Van der Waals y consiste en la penetración de un material en otro a nivel microscópico<sup>64</sup>.

Una óptima adhesión requiere de íntimo contacto entre el material adhesivo y el sustrato para facilitar la atracción molecular y permitir, si es el caso, adhesión química y/o adhesión por traba micromecánica<sup>51</sup>. El mecanismo más común para conseguir este contacto, es que uno de los materiales se encuentre en un estado plástico-líquido, que le permita fluir sobre el otro. El líquido se llama adhesivo y el sólido sustrato. La unión se alcanza tras la solidificación del adhesivo<sup>64</sup>.

Independientemente de las propiedades de los cementos endodónticos, dependerá en gran parte del operador, que éstos cementos, desempeñen su mejor función en la obturación. Así, si se tiene presente cuales son los factores que influyen en la adhesión de los cementos endodónticos a la dentina, durante los procedimientos de conformación, limpieza y obturación, podremos contribuir en mejores resultados.

Entre los factores que influyen en la adhesión del cemento a la pared dentinaria del conducto radicular y al núcleo obturador, tenemos:

1. Crear un acceso adecuado que nos permita realizar las maniobras de conformación, limpieza y obturación<sup>50</sup>.
2. La conformación también es importante; habrá que procurar mantener una regularidad a lo largo del conducto radicular, durante la conformación de éste, ya que entre más irregular sea la superficie donde se asentará el cemento, mayor será la probabilidad de que queden espacios vacíos que serán colonizados posteriormente por microorganismos<sup>50</sup>.



Fig. 14. Acceso y conformación<sup>53</sup>.

3. Emplear irrigantes cuya función principal sea<sup>50</sup>:

- Desinfectar las paredes dentinarias.
- Servir de lubricante durante los procedimientos.
- Eliminar el barro dentinario para dejar los túbulos dentinarios permeables.
- Reducir la tensión superficial dentro del conducto.

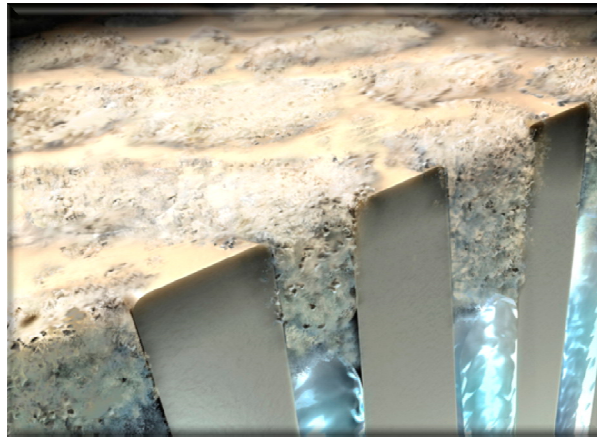


Fig. 15. Imagen representativa del barro dentinario contenido en los túbulos dentinarios<sup>71</sup>.

Los dos últimos puntos, son de gran importancia en la adhesión, para permitir el asentamiento y contacto íntimo, del cemento a la dentina.

Entre las soluciones irrigantes se destacan:

- A) EDTA. El ácido etilendiaminotetracético, que es una sustancia quelante que remueve el barrillo dentinario dejando permeables los conductos dentinarios, favoreciendo la acción de la medicación intraconducto y la penetración del cemento endodóntico<sup>13</sup>.



Fig. 16. Irrigación intraconducto<sup>fd</sup>.

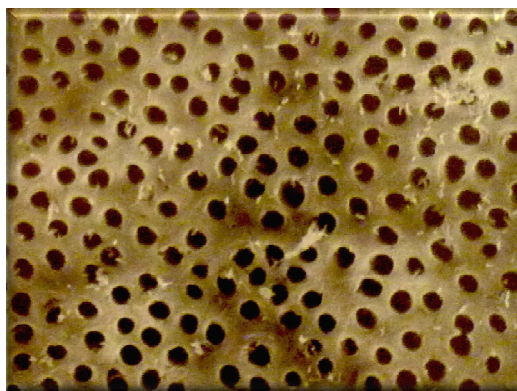


Fig. 17. Fotomicrografía (aumento de 500x) de la superficie radicular tratada con 6 mL de EDTA<sup>13</sup>.



Ejemplos de irrigantes con EDTA, tenemos:

- File-Eze (Dentsply). Que se presenta en líquido, son ideales cuando se planea obturar conductos a base de resina, ya que es una sustancia libre de peróxido, el cual inhibe la polimerización de la resina<sup>13</sup>.
- MTAD (Dentsply). Es un irrigante que contiene doxiciclina y un detergente que rompe las membranas celulares de bacterias, denominado Tween 80, así mismo contiene, ácido cítrico (quelante) y EDTA (quelante). El MTAD erosiona en menor grado la estructura dentinaria comparado al EDTA<sup>13</sup>.

B) Hipoclorito de Sodio. Es un irrigante de gran importancia en endodoncia, ya que es el único capaz de disolver la materia orgánica además de ser antimicrobiano, deodorizante y agente blanqueador. Se puede emplear en concentraciones del 1 al 5.25 %<sup>13</sup>.

4. El uso y selección de agujas como auxiliares para la irrigación, con diámetros que permitan la entrada y profundidad necesaria al conducto radicular, permitirá la limpieza en el tercio cervical, medio y apical del conducto radicular<sup>51</sup>.

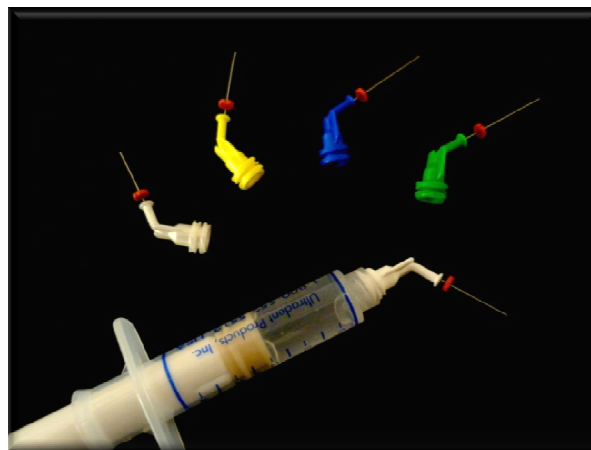


Fig. 18. Puntas de irrigación NaviTip<sup>fd</sup>.

5. El ultrasonido en combinación con los diversos irrigantes, ha demostrado incrementar de manera importante la eficacia y eficiencia de la limpieza y desinfección de los conductos radiculares<sup>51</sup>.



Fig. 19. Activación del irrigante<sup>47</sup>.

6. Mediante el aislamiento absoluto se mantendrá un control estricto de la humedad y fluidos, que de no hacerlo, al obturar se puede solubilizar el cemento sellador, disminuyendo las propiedades de éste. Los líquidos pueden inhibir o prolongar el proceso de fraguado de los cementos endodónticos y la humedad acelerarlo<sup>38</sup>.

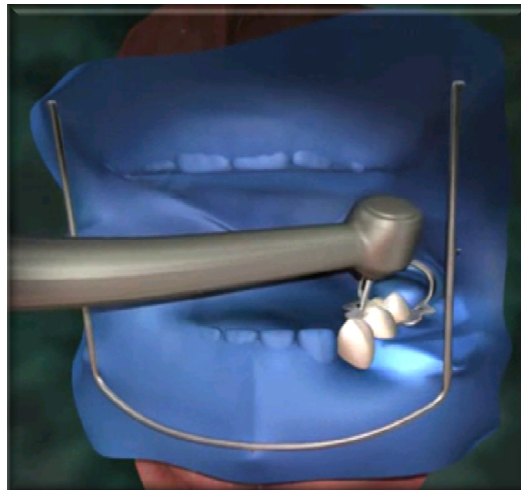


Fig. 20. Imagen representativa del aislamiento absoluto<sup>69</sup>.

7. Emplear puntas de papel en adición a la aspiración intraconducto, previo a la obturación, promoverá un mejor secado del conducto radicular<sup>38</sup>.

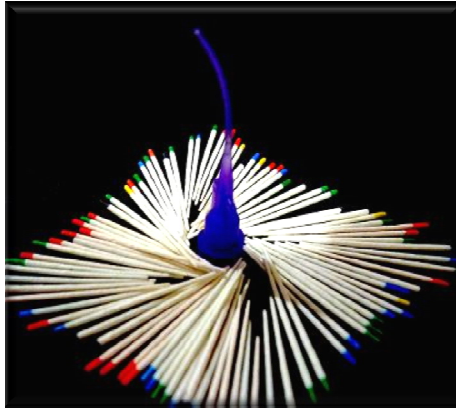


Fig. 21. Puntas de papel y cánula de aspiración<sup>fd</sup>.



Fig. 22. Cánula de aspiración Capillary Tips<sup>fd</sup>.

8. Materiales de la misma naturaleza, tienen afinidad entre sí; por ello es conveniente emplear conos para obturar que coincidan con los componentes del cemento endodóntico<sup>37</sup>.



Fig. 23. Barra y conos de monómero de dimetacrilato<sup>49</sup>.



Fig. 24. Cono revestido de ionómero de vidrio<sup>80</sup>.

9. Usar cementos que ofrezcan un tiempo de trabajo, que se adecúe a la técnica de obturación a emplear para que no endurezca durante el procedimiento. El fraguado prematuro del cemento endodóntico ocasionaría, la formación de espacios vacíos que actuarán como refugio para bacterias y fluidos e impedirá una adecuada obturación<sup>38</sup>.
10. Realizar una mezcla homogénea, con proporciones adecuadas de la base con el catalizador, de acuerdo con las instrucciones proporcionadas por el fabricante y así mantener las propiedades óptimas del cemento<sup>52</sup>.

11. Los cementos endodónticos al igual que la dentina, deben tener baja tensión superficial para penetrar en los túbulos dentinarios o mantener un íntimo contacto a la superficie dentinaria<sup>52</sup>.

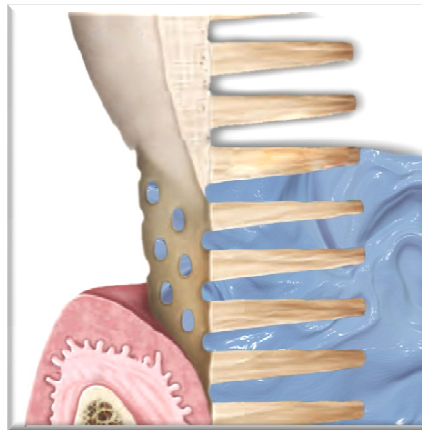


Fig. 25. Representación de la penetración del cemento endodóntico a los túbulos dentinarios<sup>54</sup>.

12. Es necesario proteger la obturación de los fluidos orales, ya que de lo contrario, podría comprometer la adhesión de los cementos y ocasionar contaminación de los conductos. Para evitarlo, habrá que colocar una restauración provisional, que deberá ser reemplazada lo antes posible, por una restauración definitiva<sup>44</sup>. Por lo anterior, el sellado que provee la restauración coronal, es de gran importancia durante y después del tratamiento endodóntico<sup>8</sup>.



Fig. 26. Colocación de la restauración definitiva<sup>55</sup>.

## **CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS EN BASE A SU COMPOSICIÓN QUÍMICA.**

Los cementos endodónticos se clasifican por el componente principal en su formulación, así podemos encontrar cementos a base de:

1. Óxido de zinc y eugenol.
2. Hidróxido de calcio.
3. Ionómero de vidrio.
4. Resina.
5. Silicona.

## CEMENTOS A BASE DE ÓXIDO DE ZINC y EUGENOL.

Los cementos a base de óxido de zinc y eugenol han sido los más populares y ampliamente usados por muchos años. Hoy en día hay muchas formulas y marcas de selladores a base de óxido de zinc que difieren entre sí por algunos componentes que se les agrega<sup>10</sup>.

Los selladores de óxido de zinc y eugenol permiten la adición de otros químicos, como paraformaldehído, resinas, bálsamo de Canadá, entre otros, los cuales pueden incrementar su toxicidad<sup>9</sup>. La base fundamental de este cemento es el óxido de zinc y eugenol (condimento extraído del árbol de clavo a partir de botones florales). Plastificantes como la colofonia, estearato de zinc y aceites vegetales como aceite de oliva se le agregan para hacerlo más fluido<sup>10,11</sup>.



Fig. 27. Clavo de olor<sup>77</sup>.

Para aumentar su resistencia, se le añaden materiales de carga, como acetato de zinc, óxido de aluminio o polvo de metacrilato, o se constituye parte del eugenol con líquido de ácido etoxibenzoico (EBA)<sup>10,11,12</sup>.

Los cementos de óxido de zinc sin eugenol, suelen contener aceite aromático y óxido de zinc. También pueden contener aceite de oliva, vaselina, ácido oléico y cera de abejas. Se sabe que el eugenol provee cierta acción bacteriostática y paliativa<sup>11,12</sup>.

Clasificación de los cementos a base de óxido de zinc y eugenol:

CEMENTO	CARACTERÍSTICAS	INDICACIONES
Tipo I.	Menos resistente. Más soluble que los otros tipos.	Para cementación temporal (semanas o meses). Fácil remoción.
Tipo II.	Es el más resistente. Mayor permanencia en boca.	Para cementación permanente.
Tipo III.	Resistente a cargas de condensación.	Para base, obturación y restauración provisional.
Tipo IV.	De baja resistencia. Menos soluble que el tipo I.	Sólo como forro cavitario en cavidades profundas.

Tabla 1. Clasificación de los cementos a base de óxido de zinc y eugenol en donde se describen sus características e indicaciones y usos<sup>10</sup>.

La especificación No. 30 ANSI/ADA (ISO 3107) establece normas para los cementos dentales de óxido de zinc con y sin eugenol, dividiéndolos en cementos provisionales, cementos permanentes, materiales para obturación, para bases y liners cavitarios<sup>11</sup>.



## MECANISMOS ESENCIALES DE LA REACCIÓN QUÍMICA.

*Eugenol*. Reactivo ácido orgánico quelante (atrapa iones metálicos)<sup>10</sup>.

*Óxido de Zinc*. Sustancia básica que proporciona iones metálicos (zinc) al ser hidrolizado (agua). La hidrólisis se da al mezclar el óxido de zinc con el eugenol (reacción autocatalítica por formar agua): ácido + base = quelato (eugenolato de zinc) + H<sub>2</sub>O. El agua es esencial para su reacción y fraguado<sup>10</sup>.

## PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS.

### **Resistencia a la compresión.**

La mayoría de los cementos de óxido de zinc y eugenol, para cementación definitiva tienen una resistencia a la compresión de 25 MPa<sup>11</sup>.

### **Espesor de la película.**

Para usarse como cemento, la mezcla debe tener partículas finas que permitan obtener una película menor a 25 micrómetros de espesor<sup>10</sup>. El espesor de la película es un factor muy importante en el asentamiento completo de las restauraciones en el momento de la cementación. Dicho requisito aplica únicamente para los usos en cementación<sup>11</sup>.

### **pH.**

La reacción de óxido de zinc con eugenol es una de tipo ácido-base que se neutraliza inmediatamente, por lo que su pH es neutro<sup>10</sup>.

### **Solubilidad.**

Se acepta un 2.5% de solubilidad en los materiales para cementación provisional y para los demás se exige un valor de 1.5%. La prueba para medir la solubilidad y desintegración en forma de pérdida de peso, se hace por medio de discos de cementos sumergidos en agua destilada durante 24 horas. Ésta prueba garantiza el control de calidad durante la fabricación<sup>11</sup>.

La solubilidad de un cemento es una cualidad poco deseable, ya que la disolución puede liberar componentes que pueden ser biológicamente incompatibles. Los valores de solubilidad oscilan entre 0.10% y 3.5%<sup>11</sup>.

### **Otros.**

Es un compuesto aislante térmico y eléctrico. El eugenol en la mezcla interfiere en el mecanismo de polimerización de las resinas; reblandece o no deja endurecer a materiales poliméricos (resinas), por lo que no debe usarse en contacto con ellos<sup>10</sup>.

En endodoncia los cementos de óxido de zinc con eugenol han sido utilizados para obturar conductos radiculares. Algunas sustancias han sido agregadas a éste para atenuar las propiedades indeseables, para acelerar el tiempo de fraguado se utilizan resinas hidrogenadas o la colofonia, para atenuar su agresividad se le adicionan antiinflamatorios, para mejorar la acción contra las bacterias residuales se le agregan medicamentos antibióticos o antisépticos<sup>13</sup>.

Estos cementos son considerados como poseedores de buena estabilidad dimensional y buena tolerancia tisular (siendo reabsorbidos muy lentamente fuera del conducto), sin embargo, son irritantes a los tejidos periapicales cuando son empleados en forma muy fluida, lo que significa la presencia de mucho eugenol<sup>13</sup>.

En diversos estudios han reportado la citotoxicidad del eugenol sobre varias células. Generalmente, el eugenol es citotóxico en altas concentraciones afectando principalmente a los fibroblastos y osteoblastos<sup>43</sup>.

Rick Michaud y cols., realizaron un estudio sobre la expansión volumétrica de la gutapercha en contacto con el eugenol. Para realizar el trabajo se crearon dos grupos, uno en donde los conos de gutapercha fueron sumergidos en eugenol y otro grupo en donde los sumergieron en solución salina durante 30 días, siendo evaluados cada 24 horas. Pasados los 30 días se escanearon las puntas para determinar sus cambios volumétricos y determinaron que la gutapercha colocada en eugenol mostró un gran incremento volumétrico, comparado con la gutapercha colocada en solución salina, en todos los períodos.

Con dicho resultado se sugiere que el eugenol en los cementos puede promover el sellado por medio de la expansión. Si la expansión volumétrica se incrementó con el tiempo, los cementos con eugenol de largo tiempo de fraguado pueden causar expansiones significativamente grandes de la gutapercha en la obturación<sup>42</sup>.

Generalmente los selladores de óxido de zinc y eugenol se basan en la fórmula de Rickert o de Grossman que se resume a continuación<sup>9,11</sup>.

FÓRMULA DE RICKERT		FÓRMULA DE GROSSMAN	
<b>POLVO</b>	<b>%</b>	<b>POLVO</b>	<b>%</b>
Óxido de zinc.	41	Óxido de zinc.	50
Plata.	30	Resina estaibelita.	20
Colofonia blanca.	17	Subcarbonato de bismuto.	15
Yoduro de timol.	12	Sulfato de bario.	15
<b>LÍQUIDO</b>	<b>%</b>	<b>LÍQUIDO</b>	<b>%</b>
Aceite de clavo.	78	Eugenol.	100
Bálsamo de Canadá.	22		

Tabla 2. Fórmula de Rickert y Grossman<sup>9,11</sup>.

La reacción de fraguado se produce entre el óxido de zinc y el eugenol. Las resinas mejoran las características de la mezcla y retardan el fraguado. Para mejorar la radiopacidad se añaden sales de bario o de bismuto o polvo de plata<sup>11</sup>.

### **Cemento Sellador de Rickert® (Sybron Kerr).**

Este cemento fue desarrollado en la década de 1930 siendo uno de los más conocidos. Tiene buena estabilidad dimensional y fluidez, debido principalmente a la presencia de plata precipitada. En su composición, además de plata y óxido de zinc, posee un antiséptico representado por el di-yodo-timol (aristol) y resina (colofonia)<sup>13</sup>.



Fig. 28. Pulp Canal Sealer con el polvo proporcionado en cápsulas<sup>20</sup>.

En este cemento se sustituye el eugenol por aceite de clavo, el cual posee una agresividad significativamente menor<sup>13</sup>. Está representado comercialmente por el cemento Pulp Canal Sealer® (Kerr)<sup>21</sup>.

A continuación se muestra la composición del cemento de Rickert.

COMPONENTES	CANTIDAD
Óxido de zinc (polvo).	41.2 g.
Plata precipitada (polvo).	30.0 g.
Resina blanca (polvo).	16.0 g.
Timol yodado (polvo).	12.8 g.
Aceite de clavo (líquido).	78.0 ml.
Bálsamo de Canadá (líquido).	22.0 ml.

Tabla 3. Componentes del cemento sellador de Rickert<sup>13</sup>.

Es un cemento que además de tener buena estabilidad dimensional y buena fluidez posee una adhesión a la dentina aceptable. Ofrece un tiempo de trabajo que va de 20 a 30 minutos<sup>21</sup>.

Sampaio sugirió agregarle al cemento de Rickert, el 2% de delta-hidro cortisona y observó mejoría en la fase del proceso de reparación sin que se alteraran sus propiedades físicas originales. Este nuevo cemento se denominó N-Rickert<sup>18</sup>.

### **Cemento N-Rickert®.**

Es la modificación más difundida del cemento de Rickert. A este material se le agregó 2% de delta-hidro cortisona a su fórmula original. La finalidad del agregado del corticoide fue minimizar la reacción inflamatoria inicial. Este agregado mejoró las condiciones clínicas postoperatorias, facilitando el proceso de reparación postratamiento, sin que hubiera una interferencia en las propiedades físico-químicas del cemento<sup>18</sup>.

Composición del cemento N-Rickert.

<b>COMPONENTES</b>	<b>CANTIDAD</b>
Óxido de zinc.	41.2 g.
}	
Plata precipitada.	30.0 g.
Colofonia.	16.0 g.
Di-yodo-timol (aristol).	28.0 g.
Delta-hidro cortisona.	2.0 g.
Aceite de clavo.	78.0 ml.
Bálsamo de Canadá.	22.0 ml.

Tabla 4. Componentes del cemento sellador de N-Rickert<sup>18</sup>.

El alto contenido de plata en la composición de este cemento endodóntico pigmenta los tejidos dentarios y tatea la mucosa bucal, lo que lo pone en desventaja<sup>18</sup>.

### **Cemento sellador de Grossman.**

Grossman creó un cemento bastante utilizado por endodoncistas de todo el mundo, en la fórmula eliminó entre otros materiales, el uso de plata como radiopacador, sustituyéndolo por sulfato de bario y subcarbonato de bismuto<sup>18</sup>.

Según Grossman, residuos de cemento remanentes en la cámara pulpar pueden manchar definitivamente la estructura dental. Seltzer demostró por medio de cortes histológicos, que las partículas de plata pueden penetrar a través de los túbulos dentinarios y manchar definitivamente el diente. Messing y Stock, también lo han comprobado. Así este autor, afirma que, en la endodoncia, el uso de cementos que contengan plata para obturar conductos radiculares, deberían ser descartados<sup>21</sup>.

Composición del cemento de Grossman:

<b>POLVO</b>	<b>LÍQUIDO</b>
Óxido de zinc.	Eugenol.
Resina estaibelita.	
Subcarbonato de bismuto.	
Sulfato de bario.	

Tabla 5. Componentes en la fórmula de Grossman<sup>9,11</sup>.

Posee un tiempo de trabajo adecuado, buena fluidez, buena adhesividad a las paredes dentinarias y radiopacidad aceptable<sup>20</sup>.

### Cemento Tubli-Seal® (Sybron Kerr).

Este producto se presenta en la forma pasta-pasta, base y catalizador, lo que facilita poder efectuar la mezcla con las proporciones adecuadas. Su tiempo de trabajo es corto en especial en presencia de humedad, por lo que el fabricante presentó una versión EWT (*extended working time*) que ofrece mayor tiempo de trabajo. Su radiopacidad es mediana, su fluidez elevada y su adhesión a las paredes dentinarias aceptable. Sus componentes se muestran a continuación<sup>17,20</sup>.



Fig. 29. Cemento Tubli-Seal<sup>34</sup>.

COMPONENTES	PORCENTAJE
Óxido de zinc.	40.0 %.
Trióxido de bismuto.	2.75 %.
Oleorresinas.	25.0 %.
Yoduro de timol.	7.5 %.
Aceites.	22.75 %.
Modificador.	2.0 %

Tabla 6. Componentes del sellador Tubli-Seal<sup>20</sup>.



Holland y cols., estudiando la penetración marginal del isótopo radioactivo INa en obturaciones de conductos radiculares, constataron que el cemento Tubli-Seal mostró menor infiltración a los 15 días que a las 24 horas, por lo que llevó a los autores a concluir que probablemente el material experimenta una expansión con el paso del tiempo<sup>15</sup>. Este producto poseía también una razonable adhesión a las paredes dentinarias y a la gutapercha según observaciones de Wennberg y Orstavik<sup>16</sup>.

Kwang-Won Lee y cols., determinaron que el cemento Tubli Seal tenía una unión muy débil a la dentina (0.068 MPa), a diferencia de su unión a la gutapercha que fue mayor (0.99 MPa). Aparentemente el eugenol en el cemento Tubli Seal puede reaccionar con el óxido de zinc de la gutapercha para crear una unión por quelación, por que los dos materiales comparten componentes comunes<sup>37</sup>.

Mathias Johannes R. y cols., estudiaron la influencia de la humedad en el sellado apical de 5 cementos endodonticos. Emplearon 120 dientes unirradiculares, los obturaron con técnica de cono único, y posteriormente los centrifugaron en azul de metileno al 5% para observar la microfiltración. Para cada cemento se crearon 2 grupos, el grupo A, seco y el grupo B, húmedo. Encontraron que la presencia de humedad permitió una menor microfiltración (azul de metileno) en el cemento Apexit, Roeko Seal y Tubli-Seal y valores elevados de microfiltración, para AH plus y Ketac-Endo. La humedad puede funcionar como un lubricante, para estos selladores, permitiendo un mejor asentamiento de los cementos a la pared dentinaria del conducto radicular. El secado minucioso de los conductos radiculares favoreció la penetración del azul de metileno<sup>38</sup>.

### Cemento Endomethasone® (Septodont).

Este cemento a base de óxido de zinc y eugenol tiene un tiempo prolongado de trabajo, que facilita su uso clínico<sup>21</sup>.



Fig. 30. Cemento Endomethasone<sup>20</sup>.

Este cemento es altamente citotóxico incluso a largo plazo. Estas afirmaciones se basan en observaciones clínicas y estudios con animales, que investigaron los efectos del paraformaldehído en el ligamento periodontal. Los resultados histológicos de esos trabajos revelan también, que el formaldehído es capaz de atravesar el sistema de conductos radiculares, llegar al ligamento periodontal y producir irritación en la región periapical y retraso en la reparación periapical<sup>21</sup>.

Composición del cemento Endomethasone:

POLVO	LÍQUIDO
Óxido de zinc (417 mg).	Eugenol.
Dexametazona (.1 mg).	
Acetato de hidrocortisona (10 mg).	
Diyodo timol (aristol) (250 mg).	
Paraformaldehído (22 mg).	
Óxido de plomo (50 mg).	
Sulfato de bario (1 mg).	
Estearato de magnesio (1 mg).	
Subnitrato de bismuto (1 mg).	

Tabla 7. Componentes del cemento sellador Endomethasone<sup>21</sup>.

### **Cemento Endo-Fill® (Dentsply).**

Diversos componentes fueron asociados con este material, entre ellos las resinas aceleradoras de fraguado y el sulfato de bario para promover una mayor radiopacidad. Vassiliadis y cols., estudiando el poder de penetración del cemento, verificaron que éste posee una gran capacidad de penetración en los túbulos dentinarios (de 200 micrómetros a 900 micrómetros). Con esto se demostró que este cemento es capaz de promover un buen sellado y también buena adhesividad<sup>13</sup>.

Se recomienda que este material sea manipulado mediante la incorporación de polvo al líquido en pequeñas porciones para que se obtenga una masa homogénea con la consistencia pastosa y que tenga cierta adherencia a la espátula<sup>13</sup>.



Fig. 31. Cemento Endofill<sup>13</sup>.

El espatulado de este cemento se debe realizar con una espátula flexible y en una placa de vidrio pulida para que haya una adecuada trituración de los gránulos de resina y la obtención, por consiguiente, de una masa homogénea<sup>13</sup>.

Sus componentes se muestran a continuación.

COMPONENTES	CANTIDAD
Peróxido de zinc.	40.5 g.
Resina hidrogenada.	28 g.
Subcarbonato de bismuto.	16 g.
Sulfato de bario.	15 g.
Borato de sodio anhidro.	0.5 g.
Eugenol.	5 ml.

Tabla 8. Componentes del cemento Endo Fill según fabricante<sup>13</sup>.

## CEMENTOS A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO.

Son cementos a base de agua, por lo que corresponden a la norma 96 de la ADA. El líquido es una solución acuosa de un ácido polialquenoico. Como en la solución el ácido está ionizado, puede considerarse que tiene el ion de un polímero o, juntando ambos términos, un ionómero, que es una de las palabras utilizadas para designar a este material<sup>10</sup>.

La segunda palabra, vítreo, proviene de la estructura del polvo con el cual el líquido se combina para formar la mezcla y utilizarlo. Consiste en una estructura cerámica amorfa (conocida como vidrio) por lo que puede ser transparente o translúcida con capacidad de otorgar armonía óptica a una restauración realizada con él<sup>12</sup>.

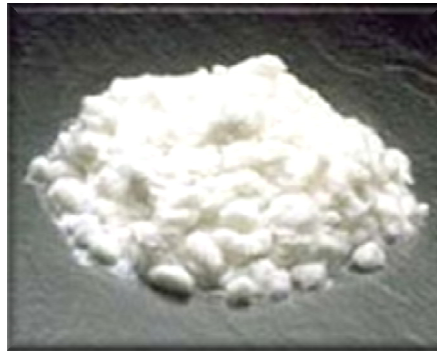


Fig. 32. Fibra de vidrio molida<sup>76</sup>.

La composición de los cementos a base de ionómero de vidrio se muestra a continuación.

COMPONENTES	FUNCIÓN
Sílice y Aluminio.	Lo que formará flúor alúmino-silicato de calcio.
Calcio.	El calcio se incorpora para balancear el desequilibrio energético por medio de su catión, ya que el sílice y el aluminio son elementos de valencia diferente.
Flúor.	El flúor actúa como fundente para lograr la fusión del sílice con el aluminio.
Estroncio, bario y óxido de zinc.	Son incorporados para lograr radiopacidad.
Pigmentos.	Para imitar el color de los tejidos dentarios.
Agua, ácido poliacrílico, ácido tartárico, ácido maleico, ácido itacónico.	El ácido tartárico atrapa iones y evita la formación demasiado rápida de las sales de ácidos polialquenoicos (polialquenoatos), y así prolongar el tiempo de trabajo.

Tabla 9. Componentes del ionómero de vidrio<sup>10,12</sup>.

#### REACCIÓN DE FRAGUADO.

Es un cemento de reacción ácido-base entre el polielectrólito ácido y el vidrio de alúminosilicato. El calcio y el aluminio que contiene el polvo forman electrólitos al mezclarse con el poliácido carboxílico en agua. Por su acción quelante, el poliácido carboxílico, se une a los iones calcio primero, para después hacerlo con los iones aluminio; es después de esto cuando el material alcanza valores físicos altos, sobre todo de insolubilidad, quedando como un gel con matriz de cemento<sup>10</sup>.

El cemento de ionómero de vidrio se une químicamente al esmalte y dentina durante el proceso de fraguado. El mecanismo de unión consiste en la interacción iónica de los iones de calcio y/o de fosfato de la superficie del esmalte y dentina. La unión es más eficaz cuando la superficie está limpia, siempre que la limpieza no elimine una cantidad excesiva de iones calcio<sup>12</sup>.

La reacción se completa en 24 horas, por lo que durante este lapso el material requiere cuidados<sup>10</sup>.



## PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS.

La mezcla no adquiere propiedades físicas y químicas suficientemente buenas cuando la reacción inicial de quelación se está dando con el calcio, si no hasta que se da con el aluminio; el tiempo prudente de espera para que se de toda la reacción es de 24 horas. Tiene características de compuesto iónico o cerámico y plástico, por lo que es aislante térmico y eléctrico<sup>10</sup>.

### **Quelación.**

El comportamiento quelante del poliácido carboxílico le confiere adhesión específica o química al diente y a algunos materiales de uso odontológico (acero inoxidable, óxido de estaño, entre otros, sin incluir al oro)<sup>10</sup>.

### **Resistencia.**

Como material usado como cemento tiene valores altos de resistencia a la compresión, oscilando a las 24 horas entre 90 y 230 MPa<sup>10,11</sup>.

### **Tixotropismo.**

El tixotropismo es la capacidad de algunas sustancias para perder viscosidad ante la aplicación de cargas o al ser agitadas. El comportamiento tixotrópico de la molécula del poliácido carboxílico se observa en el momento de hacer la mezcla y al presionar ésta sobre el diente, lo que la hace fluir y así alcanzar espesores finos<sup>10</sup>.

### **Espesor de película.**

Por la partícula fina del polvo y peso molecular bajo del poliácido carboxílico (22 000 a 40 000 unidades), se logran espesores de película finos menores a 25 micrómetros, por lo que su uso para cementar está justificado<sup>10</sup>.

**Solubilidad.**

Alcanza una muy baja solubilidad después de 24 horas de colocado, por lo que durante este lapso conviene protegerla de la humedad y no exponerla a cargas fuertes de masticación. La especificación No. 96 de ANSI/ADA establece que la velocidad máxima de erosión en ácido, debe situarse en 0.05 mm/hora<sup>11</sup>.

**Fuerza de adhesión.**

Los cementos de ionómero de vidrio se unen a la dentina con una resistencia a la tracción que oscila entre 1 y 3 MPs. La fuerza de adhesión de los cementos de ionómero de vidrio se ve reducida quizá debido a la sensibilidad de los ionómeros a la humedad durante el fraguado<sup>11</sup>.

## PROPIEDADES BIOLÓGICAS.

La presencia de flúor confiere a la mezcla, acción anticariogénica, siendo mayor en los primeros días, se detecta aún en varios meses. Al entrar en contacto con esmalte y dentina, el fluoruro del cemento lleva a cabo un intercambio iónico con la hidroxiapatita del diente, formando flúor-apatita, la cual es más dura y menos soluble en los ácidos, provee esta cualidad a la zona donde hacen contacto el diente y el cemento y a la zona próxima, fenómeno aprovechado también en su uso como sellador de fosetas y fisuras<sup>10</sup>.

### **pH.**

Por su pH ácido de 4.4 se esperaría una irritabilidad, pero debido a su tamaño molecular no puede penetrar en los túbulos dentinarios, por lo que su irritabilidad es menor. El líquido es un ácido que aunque débil, no es neutralizado debido a que el polvo de flúor alúmino-silicato de calcio no contiene zinc ni magnesio, por lo que la acidez de la mezcla no disminuye si no hasta varias horas después de colocado<sup>10</sup>.

### **Ketac-Endo<sup>®</sup> (ESPE-Premier).**

Este cemento a base de ionómero de vidrio es presentado en una caja con 20 cápsulas y un aparato denominado Aplicap, que sirve para activar y aplicar el producto. Para manipularlo, se coloca la cápsula en el dispositivo activador y se presiona para liberar los componentes, a continuación se coloca en el mezclador (vibrador de alta frecuencia) con 4.300 vibraciones por minuto aproximadamente, donde debe permanecer durante 10 segundos. Si el tiempo de permanencia de la cápsula en el vibrador es menor a 10 segundos, la mezcla será heterogénea y tiempos superiores a 10 segundos dejará la mezcla excesivamente fluida. El tiempo de trabajo, incluyendo la preparación del material, es de 33 minutos a 23°C en el 50% de humedad relativa. En esas condiciones el tiempo de fraguado es de 90 minutos, siendo que este tiempo disminuye cuando aumenta la temperatura y la humedad<sup>21</sup>.

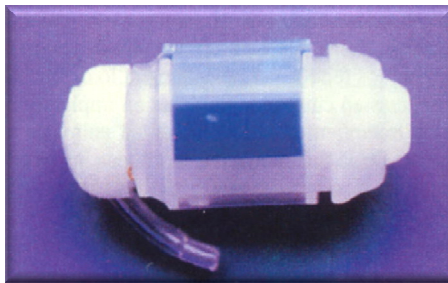


Figura 33. Cápsula con Ketac-Endo<sup>20</sup>.

Las propiedades físico-químicas, en especial el sellado marginal del Ketac-Endo han sido estudiadas por algunos autores, que las compararon con otros cementos de obturación de conductos radiculares. Los resultados demostraron que este producto es más permeable que el cemento AH 26, Sealapex, Fillcanal, Sealer 26, Tubliseal, N-Rickert y AH Plus<sup>26,27</sup>.



Fig. 34. Ketac-Endo Aplicap<sup>18</sup>.

Diversos estudios como el de Ray y Seltzer concluyeron que el cemento ionomérico era superior al cemento de Grossman, con relación a la adhesión a la pared dentinaria del conducto radicular y radiopacidad<sup>21,22</sup>.

Kwang-Won Lee y cols., evaluando la adhesión del cemento Ketac-Endo a la dentina y gutapercha, encontraron que era mayor la adhesión que presentaba a la dentina (0.80 +/- 0.24) que a la gutapercha (0.19 +/- 0.01)<sup>37</sup>. El ácido poliacrílico en el cemento de ionómero de vidrio contiene múltiples grupos carboxilato desionizados que pueden quelar con el calcio presente en la dentina. La unión débil del cemento de ionómero de vidrio a la gutapercha sugiere que el potencial de adhesión es limitado a la superficie grabada de la gutapercha<sup>37</sup>.

Matthias Johannes R. y cols., determinaron que la presencia de humedad en la obturación por cono único, al emplear los cementos AH Plus y Ketac-Endo, afectaba de forma negativa su adhesión a la dentina, permitiendo así la penetración del azul de metileno bajo centrifugación. En el estudio, Ketac-Endo presentó el sellado apical más pobre, bajo condiciones de humedad. Las propiedades mecánicas de este cemento, bajo la humedad, decrecen debido a su gran solubilidad<sup>38</sup>.

## Activ GP.®

Es un novedoso sistema que utiliza ionómero de vidrio y que aprovechando sus propiedades de unión específica a la dentina, su capacidad de mojamiento y su biocompatibilidad con tejidos periapicales (no es reabsorbible), sacan provecho para la conformación de un monobloque al agregar ionómero de vidrio al cono de gutapercha (capa de 2 micras), logrando una unión entre éstos<sup>29</sup>.

En microscopía electrónica se muestra que no hay brecha entre la capa de ionómero de vidrio de la gutapercha con el ionómero de vidrio del cemento. Su tiempo de trabajo es de 12 minutos (extended working time) y viene en forma de polvo y líquido lo que facilita su manejo para conseguir una consistencia favorable según el caso<sup>29</sup>.



Fig. 35. Cemento Activ GP<sup>35</sup>.

Joel Fransen y cols., realizaron una evaluación comparativa del cemento ActiV GP, Resilon/Epiphany, y AH Plus/Gutapercha en obturaciones para estudiar su microfiltración. Emplearon 73 dientes unirradiculares de humano y los monitorearon cada 24 horas durante 65 días. En los resultados obtuvieron que 13 dientes obturados con el cemento AH Plus/Gutapercha, 13 dientes obturados con Epiphany/Resilon y 17 dientes obturados con ActiV GP, mostraron microfiltración<sup>44</sup>.

Numerosos estudios in vitro han demostrado que dientes obturados con ActiV GP tienen una elevada tasa de microfiltración. La poca capacidad del ActiV GP de formar un monobloque con buena adhesión, puede ser por la geometría desfavorable de los conductos que contribuyen a la formación de espacios vacíos entre la dentina y el cemento<sup>45</sup>.

Por otra parte, se ha reportado que el revestimiento de ionómero de vidrio en la superficie de los conos de ActiV GP no es homogénea, lo que puede influir negativamente en su adhesión, sin embargo, no se han realizado estudios sobre la microfiltración que se puede presentar entre el cono ActiV GP y el cemento de ionómero de vidrio tras su contracción al fraguar<sup>46</sup>.

En general, el sistema de ActiV GP/Ionómero de vidrio, tiene potencial como material obturador para proveer un sellado comparable con otros sistemas de obturación reportados comúnmente usados<sup>44</sup>.

## CEMENTOS A BASE DE HIDRÓXIDO DE CALCIO.

El hidróxido de calcio consiste en un polvo formado por la reacción de la cal viva con el agua (calhidra, comúnmente usada en la construcción). Es alcalino con un pH cercano a 13 y su función en odontología es estimular, proteger y proveer de iones calcio a la pulpa<sup>10</sup>.



Fig. 36. Cal viva<sup>78</sup>.

Su clasificación de acuerdo con el vehículo del producto y a la forma de endurecimiento se muestra a continuación<sup>10</sup>.

MEDIO ACTIVO	VEHÍCULO	ENDURECIMIENTO
Hidróxido de calcio.	Agua bidestilada.	Evaporación del agua.
Hidróxido de calcio.	Hidrogel de celulosa.	Evaporación del agua.
Hidróxido de calcio.	Aceites plastificantes.	Quelación.

Tabla 10. Clasificación y forma de endurecimiento<sup>10</sup>.



**Indicaciones.**

Como cemento en endodoncia y para realizar recubrimiento pulpar directo o indirecto; cuando se coloca sobre la dentina en una zona donde hay comunicación pulpar (directo), se recomienda el químicamente puro mezclado con agua, ya que esta mezcla es más alcalina y con mayor contenido de calcio que las otras presentaciones o tipos<sup>10</sup>.

**Composición.**

Compuesto básicamente de hidróxido de calcio  $[Ca(OH)_2]$  químicamente puro más agua bidestilada, para formar una pasta o más carboximetil celulosa para formar un hidrogel<sup>10</sup>.

Las composiciones que endurecen por quelación se presentan en dos tubos colapsables, base y catalizador; la base puede contener salicilatos (sustancias quelantes) y el catalizador, hidróxido de calcio (provee el calcio para la quelación) así como sustancias plastificantes<sup>10</sup>.

**REACCIÓN QUÍMICA.**

En suspensión, agua o hidrogel no hay reacción entre el hidróxido de calcio y el agua; al evaporarse el agua, queda sólo el hidróxido de calcio; con los que contienen salicilatos, se forma un quelato de calcio, por reacción ácido-base (salicilato-hidróxido de calcio)<sup>10</sup>.

## PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS.

El hidróxido de calcio reacciona sobre la materia orgánica, haciéndola alcalina. Tiene baja resistencia cuando se usa en capas muy delgadas y más aún cuando endurece por evaporación<sup>10</sup>. Tiene valores bajos de resistencia a la tracción y compresión. Aunque los tiempos de fraguado van de 2.5 a 5.5 minutos, la resistencia a la compresión de estos cementos continúa aumentando durante 24 horas, siendo de 6.5 a 14.3 MPa a los 10 minutos y entre 9.8 y 26.8 MPa a las 24 horas. Se considera que las bases de hidróxido de calcio son lo suficientemente resistentes como para soportar las fuerzas de condensación de la amalgama. Es el material de protección más soluble de todos<sup>11</sup>.

Aun la pequeña cantidad existente de agua en la dentina lo solubiliza y lo hace desaparecer de esta zona después de unos años<sup>10</sup>. Puede proporcionar algún aislamiento térmico a la pulpa si se aplica en capas lo suficientemente gruesas. La protección térmica será proporcionada por una base de mayor resistencia (óxido de zinc y eugenol) que se coloque sobre de ésta<sup>11</sup>.

### **Respuesta biológica.**

Su pH alcalino es irritante y en contacto con la pulpa o en dentina muy cercana a ésta, estimula a los odontoblastos, que generan y reparan la dentina. Además el calcio presente en contacto con la pulpa dental, se precipita y promueve la remineralización de la zona cubierta con hidróxido de calcio<sup>10</sup>. El exceso de hidróxido de calcio libre (por encima de lo necesario para formar el disalicilato de calcio) estimula la formación de dentina secundaria cerca de la pulpa y tiene actividad antibacteriana<sup>11</sup>.

### **Cemento Sealapex® (SybronEndo).**

Probablemente es el más difundido de los cementos con base de hidróxido de calcio. Su presentación es pasta/pasta, una es la base y la otra el catalizador, que se usan en partes iguales<sup>13,21</sup>.

Composición del cemento Sealapex:

<b>COMPONENTES</b>	<b>PROPORCIÓN</b>
Hidróxido de calcio.	25 %.
Sulfato de bario.	18 %.
Óxido de zinc.	6 %.
Dióxido de titanio.	5 %.
Estearato de zinc.	1 %.

Tabla 11. Composición del cemento Sealapex<sup>13</sup>.

Presenta buenas cualidades biológicas en dientes con lesión. Tiene baja radiopacidad, que puede ser compensada con la adición de yodoformo<sup>13</sup>.

El tiempo de trabajo es corto, disminuyendo con la humedad y el calor. Su tiempo de fraguado va de 30 a 40 minutos<sup>21</sup>.

Su fluidez es adecuada, con aceptable adhesión a la dentina y solubilidad elevada. Es muy bien tolerado por los tejidos, favoreciendo la aposición de tejido calcificado en el foramen apical<sup>14</sup>.

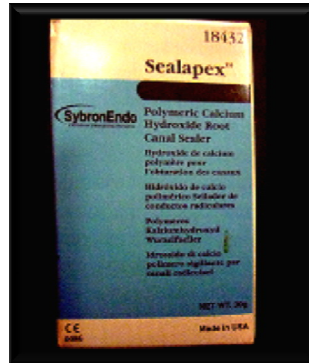


Fig. 37. Cemento Sealapex<sup>13</sup>.

Kwang-Won Lee y cols., al estudiar el cemento Sealapex, entre otros, encontraron que tiene muy baja fuerza de unión a la dentina (0.24 MPa), confirmando los valores bajos encontrados por Wennberg y Orstavik. No se pueden encontrar valores altos por la baja fuerza de tensión por cohesión de los cementos de hidróxido de calcio. En cuanto a su unión a la gutapercha, se encontró que también es muy baja (0.22 MPa)<sup>37</sup>.

De acuerdo al fabricante, este material no ofrece un sellado hermético apical a largo plazo, pero induce la formación apical de tejido duro por la liberación de iones hidroxilo, por lo que las propiedades de adhesión, pueden no ser requeridas para el material<sup>37</sup>.

### Cemento Apexit® (Vivadent).

Es un cemento de presentación pasta/pasta, que se mezcla por partes iguales. Posee un tiempo de trabajo adecuado, aunque varias investigaciones destacan su acción altamente irritante<sup>20</sup>.



Fig. 38. Cemento Apexit pasta/pasta<sup>20</sup>.

En su fórmula se encuentran los siguientes componentes<sup>20</sup>.

BASE	CATALIZADOR
Hidróxido de calcio (0.319 g).	Salicilato de trimetilhexanodiol (0.250 g).
Colofonia hidrogenada (0.315 g).	Carbonato de bismuto (0.182 g).
Dióxido de silicio silanizado (0.081 g).	Óxido de bismuto (0.182 g).
Óxido de calcio (0.056 g).	Dióxido de silicio silanizado (0.150 g).
Óxido de zinc (0.055 g).	Salicilato de 1-3 butanodiol (0.114 g).
Fosfato tricalcico (0.041 g).	Colofonia hidrogenada (0.054 g).
Polimetilsiloxano (0.025 g).	Fosfato tricálcico (0.050 g).
Estearato de zinc (0.023 g).	Estearato de zinc (0.014 g).

Tabla 12. Componentes del cemento Apexit<sup>20</sup>.

Su tiempo de fraguado varía entre 1 a 5 horas y se acelera con la presencia de humedad<sup>21</sup>.

En estudios sobre biocompatibilidad, en dientes de perros, con vitalidad pulpar, después de 180 días, Silva y cols., observaron resultados histológicos que caracterizaban una irritación tisular severa junto al cemento y extensas áreas de necrosis<sup>21</sup>.

Iris Goldberg y cols., estudiando in vitro las propiedades antibacterianas de tres cementos endodónticos, encontraron que Apexit tenía un efecto antibacterial (*E. fecalis*) de corto plazo de hasta 2 días. Los cementos AH Plus y RoekoSeal, no inhibieron el crecimiento bacteriano. El efecto antimicrobiano de este cemento depende de la liberación de iones hidróxido que elevan el pH por encima de 12.5 y conforme va fraguando el cemento, decrece su pH a 9.14, por lo que va perdiendo su efectividad antibacteriana<sup>40</sup>.

### Cemento CRCS; Calcibiotic Root Canal Sealer® (Hygenic).

El cemento CRCS tiene una presentación polvo/líquido, cada porción debe mezclarse con 2 o 3 gotas de líquido, incorporando el polvo en forma lenta, hasta obtener una mezcla homogénea y cremosa. Posee un tiempo de trabajo reducido, ya que su endurecimiento se acelera en presencia de calor y humedad. Su adhesión y radiopacidad son buenas<sup>20</sup>.



Fig. 39. Cemento CRCS<sup>20</sup>.

Su tiempo de fraguado es de 20 a 30 minutos, siendo acelerado por el calor y la humedad<sup>21</sup>. Su composición se muestra a continuación.

POLVO	LÍQUIDO
Óxido de zinc.	Eugenol.
Resina hidrogenada.	Eucaliptol.
Sulfato de bario.	
Hidróxido de calcio.	
Subcarbonato de bismuto.	

Tabla 13. Composición del cemento CRCS<sup>20</sup>.

## CEMENTOS A BASE DE RESINA COMPUESTA.

La resina consiste en una molécula orgánica polimérica llamada bisfenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA), que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional, aumentando su resistencia. Esta mezcla de material orgánico e inorgánico, tratado con un silano órganofuncional, para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta. Existen resinas compuestas con moléculas funcionales diferentes al BIS-GMA, como el dimetacrilato de uretano (UDMA), y por ser la primera nombrada la más generalizada en las formulaciones actuales es la que se describirá<sup>10</sup>.

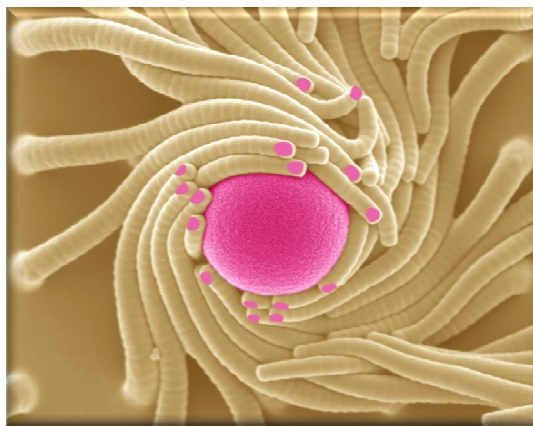


Fig. 40. Hebras de resina epoxi<sup>79</sup>.

Este grupo de materiales corresponde a la norma No. 7 de la ADA. Usar productos que cumplen con las normas, asegura buena calidad. El componente orgánico base de la resina permite elegir de acuerdo con éste los sistemas auxiliares de adhesión, ya que moléculas de la misma familia proveen mayor fuerza de adhesión. Ya que el material orgánico es el que sufre contracción y cambios dimensionales durante la polimerización, cuanto mayor cantidad de material de relleno tenga la resina, menor será su contracción y cambio dimensional. Las partículas macro e híbridas de relleno, pueden componer hasta el 80% de la resina por lo que su contracción y cambios dimensionales son bajos. Las partículas de microrrelleno, no ofrecen mucha superficie



por cubrir y no pueden estar en altas proporciones en la resina (60%) siendo más elevada su contracción y cambio dimensional<sup>10</sup>.

#### Clasificación de acuerdo a la norma.

- Clase A. Material recomendado para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.
- Clase B. Material recomendado para todos los demás usos.

Estas clases pueden ser:

- Tipo I. De reacción química o quimiopolimerizables (autopolimerizables).
- Tipo II. De activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables. Se incluyen las que se activan de las dos formas (químico y fotopolimerización), llamadas de polimerización dual<sup>10</sup>.

#### COMPOSICIÓN.

La base de su composición es la molécula de BIS-GMA o UDMA o una mezcla de las dos, además de trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), como material orgánico, más partículas finas de material inorgánico (sílice, bario, hidroxiapatita, zirconio, etc.), recubierto con un agente acoplador a base de un silano organofuncional, así como activadores iniciadores de la reacción de polimerización<sup>10</sup>.

## REACCIÓN QUÍMICA.

Las moléculas de BIS-GMA en sus extremos acrílicos presenta dobles ligaduras (C=C), la ruptura de éstas por un iniciador da paso a la polimerización y al endurecimiento de la resina. El iniciador comúnmente es el peróxido de benzoilo, el cual es activado por una amina terciaria en las llamadas resinas autopolimerizables o quimiopolimerizables. Las fotopolimerizables por su parte, contienen canforoquinonas o dicetonas y aminas que, al ser estimuladas por un haz de luz azul con un intervalo de 430 a 500 nanómetros de longitud de onda, incidirán en los iniciadores y los activarán para que rompan las dobles ligaduras y se dé la polimerización y el endurecimiento<sup>10</sup>.

Este material se contrae como todo compuesto plástico con la reacción de polimerización, al efectuarse ésta. Por formar un sólido amorfo, tiene suficiente energía para presentar cambios de volumen al variar la temperatura y al absorber líquidos en el fenómeno de sorción<sup>10</sup>.

La sorción ocurre, cuando están presentes los fenómenos de adsorción y absorción pero no se sabe cuál de los dos predomina<sup>10</sup>.

La adsorción se refiere a un proceso de acción superficial, por el cual una sustancia penetra en las primeras capas con espesor monomolecular o de varios centenares de angstroms, por medio de adosamiento, y se da en la superficie de sólidos o líquidos y la absorción se refiere al proceso por el cual la sustancia se difunde o penetra en el material sólido<sup>10</sup>.

El material de relleno presente en las resinas las hace resistentes a cargas y a la abrasión, disminuye la contracción de polimerización y los cambios de volumen por temperatura y absorción de líquidos. Igualan aceptablemente los colores de los dientes con base en los materiales de relleno y los pigmentos hechos de óxidos metálicos, por lo que las hacen adecuadas para fines estéticos<sup>10</sup>.

Las resinas autopolimerizables cambian de color con el tiempo, por la presencia del peróxido de benzoilo en su formulación, además, por la absorción de soluciones con pigmentos. El cambio dimensional de estos materiales es directamente proporcional al volumen de material empleado. El oxígeno es un elemento que actúa como inhibidor de la polimerización, por lo que en el estrato expuesto de la resina al ambiente, produce una capa muy fina inhibida o sin polimerizar que permite que se unan capas de resina sobre la otra en restauraciones hechas en capas<sup>10</sup>.

Los cementos de resina son los más insolubles de todos los usados para cementar y los de mayor resistencia a la compresión. Es el cemento más adecuado para fijar aparatos estéticos translúcidos, hechos de resina o cerámica. Algunos de estos cementos contienen en su composición una molécula hidrofílica como el hidroxietilmetacrilato (HEMA)<sup>10</sup>.

Los cementos duales se usan en los casos en que la luz no puede penetrar, ya sea por la profundidad de la cavidad o por que no es translúcido el material que se une al diente. Los cementos resinosos poseen como característica el hecho de ser muy agresivos a los tejidos periapicales en las primeras horas<sup>13</sup>.

#### GRABADO DE LA DENTINA Y USO DE ADHESIVOS.

Ya que el uso de moléculas hidrófobas no funciona en dentina, se desarrollaron moléculas hidrófilas y al mismo tiempo con grupos metacrilatos para unirse a las moléculas de BIS-GMA y otras de las resinas compuestas. Las moléculas que han tenido mayor eficacia clínica y aceptación en sistemas adhesivos para usarse en dentina son las de hidroxietilmetacrilato (HEMA) y 4-metiloxietiltrimetilico (4 Meta), aunque existen otros grupos funcionales con el mismo fin<sup>10</sup>.

Para lograr que las moléculas penetren en la estructura dentinaria se debe exponer la trama colágena, disolviendo los cristales de hidroxihapatita que junto con el colágeno, constituyen la dentina intertubular y el barro dentinario, si es que existe. Por medio del grabado ácido se disuelve la hidroxapatita y expone la trama colágena y así penetrara en ésta el adhesivo o la resina líquida<sup>12</sup>. El líquido contenido en los canalículos de la dentina, debe ser fisiológicamente estable, ya que la pérdida por eliminación al deshidratar (secar) o colocar un material hidrófilo sobre la dentina produce sensibilidad e irritación pulpar<sup>10</sup>.

Como la molécula de HEMA es hidrófila, se hace necesaria la presencia de humedad sobre la dentina grabada por su afinidad al agua, para lograr la traba mecánica<sup>10</sup>.

#### SISTEMAS ADHESIVOS.

Actualmente existen tres tendencias en lo que a mecanismos de adhesión a la dentina refiere:

La adhesión se logra eliminando el barrillo dentinario y simultáneamente desmineralizando la dentina peritubular hasta una cierta profundidad. Estos sistemas de adhesión provocan un aumento importante de la permeabilidad dentinaria, ya que dan lugar a un aumento variable del diámetro tubular. La adhesión se origina a expensas de la infiltración de la resina entre las fibras de colágeno, además de la interdigitación de los túbulos dentinarios<sup>65</sup>.

En segundo lugar se sitúan los sistemas adhesivos que consiguen adhesión preservando el barrillo dentinario, e infiltrándolo con un monómero hidrofílico con afinidad por la parte orgánica e inorgánica de la capa que recubre a la dentina. Los túbulos permanecerían obliterados<sup>65</sup>.

Un tercer grupo de sistemas adhesivos eliminan parcialmente el barrillo dentinario, dejando los túbulos parcialmente obliterados. Esto indica que parte del barrillo dentinario es modificado selectivamente resultando una zona de interdifusión dentina-resina, sin interdigitaciones de resina en el interior del túbulo<sup>65</sup>.

Los materiales que parecen proporcionar mejor sellado tubular y mayor adhesión son los del primer grupo, seguidos del tercero, siempre que se utilice una sustancia desmineralizante sobre la dentina que no afecte la integridad de las fibras colágenas<sup>65</sup>.

Los sistemas adhesivos están compuestos fundamentalmente de tres elementos:

1. Acondicionador. Solución ácida compuesta generalmente por ácido fosfórico, maléico o cítrico, utilizada para remover el barrillo dentinario y desmineralizar superficialmente la dentina<sup>65</sup>.
2. Agente promotor de la adhesión o primer. Solución compuesta por monómeros hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos como etanol, acetona o agua, a los que se han añadido fotoiniciadores. Se utiliza para impregnar la red de fibras colágenas expuestas, formando una capa híbrida<sup>65</sup>.
3. Adhesivo o bond. Compuesto por una mezcla de monómeros hidrofóbicos, hidrofílicos y fotoiniciadores. Tiene como objetivo hacer la conexión entre el colágeno impregnado y el material restaurador de resina utilizado<sup>65</sup>.

Estos sistemas pueden incorporar, en algunos productos, además de los fotoiniciadores, iniciadores químicos de la polimerización.

Actualmente existen tres tipos de sistemas de adhesión a esmalte y dentina: sistemas adhesivos de grabado y lavado (etch & rise), sistemas adhesivos de autograbado (self-etch) y adhesivos con ionómero de vidrio (glass-ionomer)<sup>65</sup>.

## Cemento AH Plus® (Dentsply).

Consiste en una resina epóxica (epoxi-amina); este cemento es una asociación de hidróxido de calcio en una base de cemento resinoso<sup>13</sup>.



Fig. 41 Cemento AH Plus<sup>13</sup>.

Se presenta en dos tubos con sistema pasta/pasta, con lo que se facilita la proporción adecuada de la mezcla, que se recomienda ser en partes iguales. Es biocompatible, de fluidez alta, buena adhesión a la dentina, radiopacidad aceptable, tiempo de trabajo largo de 4 horas, tiempo de fraguado de 8 horas y baja solubilidad<sup>14,20</sup>.

El cemento AH Plus tiene poca fuerza de contracción a la polimerización y buena estabilidad dimensional a largo plazo<sup>8</sup>.

Su composición se muestra en la siguiente tabla.

PASTA A	PASTA B
Resina epóxica.	Amina adamantana.
Tungsteno de calcio.	N, N-Dibencil-5-oxanonano-diamina-1,9.
Óxido de zirconio.	TCD-Diamina.
Aerosil.	Tungstenato de zirconio.
Óxido de hierro.	Aerosil.
	Aceite de silicona.

Tabla 14. Componentes del cemento sellador AH Plus según fabricante<sup>13</sup>.

En caso de que se requiera desobturar, se recomienda como solvente el cloroformo<sup>21</sup>.

Cássio J. A. y cols., comparando la biocompatibilidad de tres cementos endodónticos; AH Plus, EndoREZ y Epiphany, determinaron que el que inducía menor irritación periapical era el cemento Epiphany, seguido de AH Plus, que provocó una irritación inflamatoria moderada, a diferencia del cemento EndoREZ que indujo una reacción inflamatoria severa. Sugieren que la inflamación producida por el cemento AH Plus, se podía deber a la liberación de formaldehído del cemento que se ha demostrado que induce degeneración epitelial e infiltrado de células inflamatorias, además de reacciones alérgicas y necrosis del tejido conectivo. Las aminas presentes en la composición del cemento AH Plus, que aceleran la polimerización, también pueden ser la razón de la elevada toxicidad inicial<sup>4</sup>.

Iris Goldberg y cols., estudiando el efecto antiséptico de diversos cementos endodónticos, determinaron que el efecto antiséptico del cemento AH Plus, puede estar relacionada por la presencia del bisfenol-A-glicidil metacrilato, que ha sido identificado como un componente mutagénico que libera formaldehído durante su polimerización. Sin embargo el efecto antibacteriano de este cemento es muy pobre<sup>40</sup>.

## Cemento Topseal® (Dentsply/Mayllefer).

Es un cemento a base de resina epoxi que se presenta en forma de pasta/pasta, que se mezclan en proporciones iguales<sup>36</sup>.



Fig. 42. Cemento Topseal<sup>36</sup>.

Los cementos a base de resina epoxi presentan buenos valores de adhesión a la dentina. Gogos y cols., compararon la fuerza de adhesión del cemento Fibrefill (a base de metacrilato) a la dentina del conducto radicular, también la del cemento Endion (a base de ionómero de vidrio), la del CRCS (a base de hidróxido de calcio con óxido de zinc y eugenol) y la del Topseal (a base de resina epoxi)<sup>36</sup>.

Comprobaron que el cemento Fibrefill y Topseal, presentaron los mejores valores de adhesión<sup>36</sup>.

Pécora y cols., evaluaron la adhesión a la dentina de cinco diferentes cementos y observaron que el cemento AH Plus, presentó los valores superiores. El cemento Topseal y Sealer 26, presentaron valores de adhesión inferiores a AH Plus, pero superiores al AH 26, al Sealer Plus y al Fillcanal (Proco-Sol)<sup>36</sup>.



Koulaouziou y cols., evaluaron in vitro la citotoxicidad de tres cementos a base de resina. El cemento AH 26 presentó un efecto citotóxico severo, mientras que el Topseal y el AH Plus mostraron toxicidad moderada<sup>21</sup>.

De acuerdo con el fabricante, el cemento Topseal no libera formaldehído. Leonardo y cols., evaluaron la liberación de formaldehído en diferentes cementos y observaron que los cementos AH 26 y Endomethasone liberaron formaldehído después del fraguado, y que los cementos AH Plus y Topseal presentaron liberación mínima<sup>21</sup>.

## Cemento Sealer 26® (Dentsply).

Este cemento es una asociación de hidróxido de calcio en una base de cemento resinoso con composición no suministrada por el fabricante, siendo aproximadamente la que se muestra a continuación<sup>13</sup>.

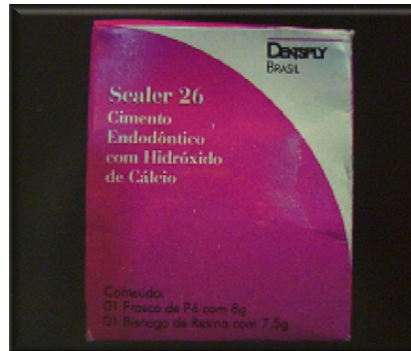


Fig. 43. Cemento Sealer 26<sup>13</sup>.

Composición del cemento Sealer 26:

COMPONENTES.
Hidróxido de calcio.
Óxido de bismuto.
Óxido de titanio.
Hexametilenotetramina.
Resina epoxi bisfenol.

Tabla 15. Composición del cemento Sealer 26<sup>13</sup>.

Sousa-Neto y cols., han demostrado que es uno de los cementos menos citotóxicos en comparación con el cemento N-Rickert y Fill Canal, a pesar de ser resinoso. Estos estudios también han demostrado que proveen un buen sellado apical, mejor que el de Sealapex y que el Apetix<sup>13</sup>.

### **Cemento AH 26® (Dentsply, Maillefer).**

El cemento AH 26 es una resina epóxica que posee un tiempo de trabajo prolongado y que endurece entre 24 y 48 horas desde su preparación, lo que la torna ideal para la obturación de órganos dentarios multirradiculares o con dificultades anatómicas, en que el procedimiento puede resultar más complicado<sup>20</sup>.

Su radiopacidad y adhesividad son muy satisfactorias. Posee alto corrimiento, por lo cual el conducto a obturar debe presentar un buen *stop* apical, con el fin de evitar la sobreobturación. Su efecto antiséptico es moderado y se mantiene hasta que comienza el endurecimiento del cemento<sup>20</sup>.

A continuación se muestra su composición.

<b>POLVO</b>	<b>GEL</b>
Polvo de plata (10%).	Éter bisfenol glicidilo.
Óxido de bismuto (60%).	
Dióxido de titanio (5%).	
Hexametilentetramina (25%).	

Tabla 16. Componentes del cemento AH 26<sup>20</sup>.

El cemento AH 26 Silver Free (Dentsply Maillefer) es otra versión, en la que se eliminaron el polvo de plata y el óxido de titanio de la fórmula original<sup>20</sup>.

Kwang-Won Lee y cols., evaluaron en un estudio in vitro la adhesión de 4 cementos endodónticos (Kerr, óxido de zinc y eugenol; Sealapex, hidróxido de calcio; AH26, resina epóxica y Ketac-Endo, ionómero de vidrio) a la dentina y a la gutapercha, los resultados indicaron que el cemento sellador con mayor unión a la dentina, y no solo a ésta, sino también a la gutapercha, fue el AH 26<sup>20</sup>.

La fuerza de unión de menor a mayor a la dentina fue: Kerr 0.13 +/- 0.02; Sealapex 0.30 +/- 0.08; Ketac-Endo 0.80 +/- 0.24; AH26 2.06 +/- 0.53 MPa. La fuerza de unión de menor a mayor a la gutapercha fue: Ketac-Endo 0.19 +/- 0.01; Sealapex 0.22 +/- 0.01; Kerr 1.07 +/- 0.19; AH26 2.93 +/- 0.29 MPa<sup>37</sup>.

Posiblemente el cemento AH26 puede interactuar con cualquier grupo amino expuesto en contacto con la colágena para formar uniones covalentes entre la resina y la colágena cuando el anillo epóxico se abre. AH 26 dio la unión más fuerte a la dentina (2.06 MPa) y a la gutapercha (2.93 MPa) entre los demás cementos, lo que sugiere que la resina puede reaccionar con ambos sustratos<sup>37</sup>.

## **RESILON®.**

Resilon es un material empleado en endodoncia como núcleo de obturación, compuesto por polímeros de policaprolactano, los cuales son poliésteres biodegradables, alifáticos, sintéticos y termoplásticos, que están compuestos por partículas de relleno entre las que podemos mencionar el vidrio bioactivo, una serie de dimetacrilatos, oxiclورو de bismuto y sulfato de bario, siendo los dos últimos los responsables de su radiopacidad<sup>56,57</sup>.

La termoplaticidad del Resilon es atribuida al polímero de policaprolactano, ya que éste posee una baja temperatura de fusión (60°C), que permite el modelado del material<sup>60</sup>.

La habilidad que posee para unirse a adhesivos dentinarios y a resinas a base de metacrilato se debe a los monómeros de dimetacrilato, los cuales son uno de sus componentes de relleno<sup>58,60</sup>.

Este material ha sido lanzado al mercado en dos presentaciones comerciales<sup>61,59</sup>:

- En forma de conos (tanto maestros como accesorios), similares a los de gutapercha en cuanto a su forma e imagen radiográfica, los cuales son fabricados con conicidades variables (0.02, 0.04 y 0.06) y en diversos tamaños.
- En forma de pequeñas cápsulas o tabletas para técnicas termoplásticas.



Fig. 44. Puntas de Resilon<sup>49</sup>.

Se utiliza junto con un *primer*, el cual es un adhesivo de auto grabado, compuesto por monómeros de ácido sulfónico, HEMA, agua e iniciadores de polimerización, y un cemento sellador que puede ser *Epiphany Root Canal Sealant* (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT), el *Real Seal* (Sybron Endo, Glendora, CA), *SimpliFill* (LightSpeed, San Antonio, TX), o el *Next* (Heraeus – Kulzer, Armonk, NY), los cuales son cementos a base de resina de curado dual, que vienen en jeringas dobles, las cuales se autocombinan en el momento de su uso<sup>56,58,59</sup>. Están constituidos por bis fenol – A diglicidil dimetacrilato (BisGMA), BisGMA etoxilado, dimetacrilato de uretano, metacrilatos hidrofílicos, bario silanizado, vidrios de boro silicato, sulfato de bario, hidróxido de calcio, oxiclورو de bismuto con alto contenido de aminas, peróxido, fotoiniciadores, estabilizadores y pigmentos<sup>62,63</sup>.

Para su utilización se recomienda un lavado previo del conducto y la preparación de las paredes con ácido con una base de EDTA y un primer específico del cemento<sup>7</sup>.

Posteriormente se introduce en el conducto, una vez que se haya depositado en éste el cemento, un cono de diámetro semejante al de la última lima utilizada y una vez insertados los conos principales y secundarios, toda la masa se fotopolimeriza. Así mismo, el Resilon presenta una polimerización dual<sup>13</sup>.

El policaprolactano presente en los componentes del Resilon es susceptible a hidrólisis enzimática y alcalina, sirviendo como nutrientes a las bacterias remanentes en los conductos tras la conformación de éstos<sup>7</sup>.

Estudios recientes indican que los dientes tratados endodónticamente y obturados con Resilon obtuvieron mayor resistencia a la fractura y mejor sellado que los dientes obturados con gutapercha y cementos selladores convencionales<sup>28</sup>.

## EndoREZ® (Ultradent).

Es un cemento a base de metacrilato de características hidrofílicas, lo que favorece su penetración en los túbulos dentinarios. Entre sus componentes, contiene, óxido de zinc, sulfato de bario, resina y pigmentos en una matriz de dimetacrilato de uretano. Este cemento cuenta con un material acelerador, que se puede emplear de forma opcional para reducir el tiempo de curado a unos 5 minutos. Su radiopacidad es buena lo que permite una interpretación radiográfica<sup>39</sup>.

EndoREZ está diseñado para ser utilizado con puntas EndoREZ o gutapercha para la obturación del sistema de conductos radiculares. El cemento EndoREZ, junto con un cono maestro y accesorios, proporciona un sellado del sistema de conductos radiculares<sup>39</sup>.



Fig. 45. Cemento EndoREZ<sup>49</sup>.

Se recomienda el uso de hipoclorito de sodio y EDTA durante la conformación del conducto radicular para dejar la superficie dentinaria limpia y facilitar la adhesión. Cuando EndoREZ se utiliza sin el acelerador, la polimerización completa ocurrirá en 15 a 20 minutos a temperatura corporal. Cuando EndoREZ y el acelerador se utilizan juntos, la polimerización completa se lleva a cabo en 5 minutos. El fabricante indica no emplear irrigantes que contengan peróxido ya que el oxígeno generado puede inhibir el fraguado de las resinas, incluyendo EndoREZ<sup>39</sup>.



En un estudio realizado por Cássio J. A. Sousa y cols., evaluaron la biocompatibilidad de los cementos AH Plus, EndoREZ y Epiphany en cerdos, en un período de 12 semanas. Encontraron que la reacción inflamatoria que produjo el cemento EndoREZ en tejido periapical fue severa tanto en la semana 4, en que evaluaron los cementos, como en la semana 12<sup>4</sup>.

En otro estudio realizado por Bouillaguest y cols., se usaron células de cultivo y demostraron que el cemento EndoREZ incrementa su toxicidad con el tiempo de exposición independientemente de su alta toxicidad al ser recién mezclado<sup>4</sup>.

Por otro lado Zmener O y cols., evaluaron la reacción que producía el cemento EndoREZ en tejido conectivo de ratas, mostrando una severa reacción inflamatoria, que pasados 30 días, fue reduciendo la reacción, pasando de severa a moderada en el tercer mes, encontrándose libre de inflamación en el cuarto mes. Se consideró que después de la implantación subcutánea del cemento EndoREZ fresco, componentes como zinc y bario, en contacto directo con el tejido causaron esa reacción inicial severa<sup>4</sup>.

En contraste a resultados anteriormente citados, Zmener y cols., demostraron una respuesta tisular satisfactoria a los 60 días de observación, tras implantar EndoREZ en la tibia de ratas. Además, encuentra que, los tratamientos de conductos con obturación lateral, empleando conos de gutapercha junto con EndoREZ, parecen presentar en general éxito, pasados 14 a 24 meses al ser evaluados<sup>4</sup>.

## **Epiphany® (Pentron).**

Epiphany es un cemento a base de resina, de curado dual, compuesta por bisfenol-A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), resina de dimetacrilato de uretano, dimetacrilato etoxilado y metacrilatos hidrofílicos<sup>4</sup>.



**Fig. 46. Cemento Epiphany<sup>13</sup>.**

En un estudio de biocompatibilidad hecho en cerdos a los que se les implanto en la sínfisis mandibular los cementos Epiphany, AH Plus y EndoREZ, para compararlos y determinar su biocompatibilidad intraósea se encontró, que Epiphany produce una reacción inflamatoria leve o nula, considerándolo como el único material que presentaba biocompatibilidad. Así mismo Shipper G y cols., encontraron que Epiphany estaba asociado con menor periodontitis apical tras el tratamiento. Los autores relacionaron este resultado a su gran resistencia a la microfiltración coronal de Epiphany demostrada en un estudio previo<sup>4</sup>.

Versiani y cols, evaluando la solubilidad del cemento Epiphany, demostraron que era mayor, que la establecida por la especificación No. 57 de la ANSI/ADA. La destilación en agua desionizada usada para la prueba de solubilidad del cemento Epiphany mostró una extensa liberación de calcio (41.46 mg/L). Dicha elevada liberación de calcio, puede explicar la periodontitis apical reducida observada clínicamente. La liberación

de iones de calcio proveen un pH alcalino en el medio, permitiendo que los efectos bioquímicos aceleren el proceso de reparación del tejido perirradicular<sup>4</sup>.

En cuanto a la microfiltración, Desuna Moreria V y cols., trabajando en dientes naturales extraídos, encontraron que Epiphany junto con Resilon impedían con mayor eficacia la microfiltración en el tercio coronal y medio al ser comparado con el cemento AH Plus con gutapercha, que permitió mayor microfiltración y a lo largo de todo el conducto radicular. Sugieren que su elevada microfiltración en el cemento AH Plus/Gutapercha podría deberse a que la superficie de la gutapercha que queda en contacto con la dentina, al no tener las mismas propiedades de los cementos, no presenta adhesión a esta, permitiendo la microfiltración. Los dientes obturados con Epiphany/Resilon presentaron una penetración visible del cemento en los túbulos dentinarios, sobre todo los de la región coronal, fueron escasos los túbulos dentinarios en donde pudo penetrar el cemento en la región apical, por lo que disminuía la adhesión. Posiblemente es debido al remanente de barrillo dentinario que no se puede eliminar por completo durante la irrigación. Por otro lado, la fuerza de contracción por polimerización puede comprometer la unión del cemento a la dentina incrementándose así la microfiltración<sup>7</sup>.

Iris Goldberg y cols., evaluaron las propiedades antibacterianas in vitro de 4 cementos endodónticos, y determinaron que Epiphany no solo carecía de propiedades antibacterianas, sino que también promovía el crecimiento bacteriano. En estudios de solubilidad Epiphany mostró la sorción de agua más elevada (8%), comparada con EndoREZ (3%) y AH Plus (1%). Las especificaciones de la Asociación Dental Americana da como requerimiento un valor menor al 3 % de solubilidad, para los cementos endodónticos<sup>40</sup>.

## CEMENTOS A BASE DE SILICONA.

Las siliconas son polímeros inorgánicos, denominados polidimetilsiloxanos, que constituyen elastómeros ya que la cadena principal de la molécula es muy flexible<sup>17</sup>.

Los materiales a base de silicona tienen buena estabilidad dimensional y baja absorción de agua. En razón de la buena tolerancia tisular de la silicona y por su fluidez, este material se emplea en la composición de cementos para obturación de conductos radiculares<sup>17</sup>.

### RoekoSeal<sup>®</sup>.

Se presenta en una jeringa doble que mezcla cantidades iguales de la pasta base y pasta catalizadora, de forma homogénea. Dicho sistema de dosificación permite una manipulación simple e higiénica, con un tiempo de trabajo que varía entre 15 y 30 minutos, con un tiempo de fraguado de 45 a 50 minutos<sup>17</sup>.



Fig. 47. Cemento RoekoSeal Automix<sup>70</sup>.

Composición del cemento RoekoSeal:

- Polidimetilsiloxano.
- Aceite de silicona.
- Aceite de parafina.
- Ácido hexacloroplatinico (catalizador).
- Dióxido de zirconio (agente contrastante).

Según el fabricante, el producto presenta biocompatibilidad, estabilidad dimensional, elevada fluidez y escasa solubilidad, que Schafer y Zandbiglari corroboraron; el cemento RoekoSeal mostró solubilidad escasa, similar a la de los cementos AH26 y AH Plus<sup>17</sup>.

Bouillaguet y cols., evaluaron *in vitro* la citotoxicidad y las propiedades selladoras del PSC/Kerr, TopSeal/Dentsply, RoekoSeal/Roeko y Endorez/Ultradent. Comprobaron que el cemento RoekoSeal, fue el menos citotóxico y el que presentó menos infiltración en comparación con los otros materiales<sup>17</sup>.

## GuttaFlow®.



Fig. 48. GuttaFlow con aplicador<sup>75</sup>.

Producto que consiste en un sistema para la obturación fluida en frío, de conductos radiculares, que combina cemento y gutapercha en un mismo producto. Consta de una matriz de polidimetilsiloxano con una elevada proporción de gutapercha muy finamente triturada como material de relleno<sup>74</sup>.

En su composición encontramos los siguientes elementos:

- Gutapercha en polvo.
- Polidimetilsiloxano.
- Aceite de silicona.
- Aceite de parafina.
- Catalizador de platino.
- Dióxido de circonio.
- Plata nanoscópica (conservante).
- Colorante.

Ozok A R y cols., estudiaron el sellado entre las técnicas de cono único y la condensación lateral. Para ello utilizaron el cemento A H-26, para la condensación lateral y el Guttaflow y RoekoSeal para las técnicas de cono único. Para evaluar la filtración utilizaron colorante y observaron sus resultados tras 4 semanas. Llegaron a la conclusión de que el Guttaflow era el que más filtraba a todos los niveles y en las cuatro semanas de evaluación. Por otra parte la condensación lateral obtuvo mejores resultados sin filtración<sup>74</sup>.

Edeus y cols., en su estudio sobre la capacidad de sellado del Guttaflow en conductos ovalados utilizando un modelo in vitro de filtración polimicrobiana, obtuvieron que este producto tenía mayor filtración frente a otros como: el cemento AH plus y el cemento Roekosael, (todos los sistemas estudiados utilizaron la técnica de cono único)<sup>74</sup>.

S. Bouillaguet y cols., realizaron un estudio para observar la capacidad de sellado de diversos productos como el Guttaflow, el cemento PSC, AH plus, y Epiphany con técnicas de cono único. En esta ocasión estos autores después de obturar la muestra y barnizarla con barniz de uñas, pasaron a medir la filtración bacteriana con el sistema Flodec. Más tarde llegaron al resultado de que los dientes obturados con Guttaflow y Epiphany fueron los que mejores resultados obtuvieron a un milímetro del ápice sin filtración<sup>74</sup>.

Francesca Monticelli y cols., realizaron otro estudio para evaluar la filtración bacteriana con un marcador de S. Mutans sobre dientes unirradicales obturados con diferentes técnicas de cono único como eran gutapercha compactada verticalmente con AH plus como sellador, Guttaflow y Activ GP. Estos dientes estuvieron expuestos 100 días a una solución que contenía S. Mutans, y después de este periodo, comprobaron que el primer grupo era el que obtenía mejores resultados e impedía la filtración bacteriana, sobre todo entre los 59 y 100 días. En cambio el tercer grupo presentaba filtración total entre los 7 y 100 días. Para el Guttaflow, vieron que la filtración era del cincuenta por ciento entre los 22 y 100 días<sup>74</sup>.

## DISCUSIÓN.

Durante años se han realizado pruebas de laboratorio para recoger y comparar diversos datos sobre los cementos endodónticos, destacando entre estos, los aspectos antimicrobianos, aspectos físico-químicos, así como la biocompatibilidad. Todas esas características deben ser valoradas; sin embargo es esencial obtener un cemento endodóntico capaz de proporcionar un sellado impermeable y ser al mismo tiempo tolerado por los tejidos periapicales.

La relación de los materiales de obturación con el tejido periodontal circundante debe ser óptima. Hasta el presente, todos los materiales empleados producen cierto grado de agresión, que por lo general es tolerado y contrarrestado con el correr del tiempo, por la capacidad defensiva del organismo<sup>20</sup>.

Para utilizar los cementos en la obturación de los conductos radiculares, deberán presentar un buen comportamiento biológico. En este sentido, la propaganda comercial no es garantía suficiente, e investigaciones científicas son las que deben aconsejar su empleo o su abandono<sup>20</sup>.

Entre los estudios realizados sobre la biocompatibilidad tenemos que Leal y cols., compararon la biocompatibilidad de los cementos endodónticos Sealapex, CRCS, FillCanal, N-Rickert en tejido conjuntivo subcutáneo de ratón. Transcurridos los períodos de observación (7, 21 Y 60 días), se prepararon los implantes para análisis de microscopia, con cortes de 6 micrómetros de espesor y coloreados con hematoxilina y eosina. Todos los materiales probados demostraron ser irritantes, aunque en el período inicial el Sealapex y el N-Rickert exhibieron resultados parecidos y con características de menor irritación tisular que el CRCS y el FillCanal. En el período final (60 días) el Sealapex, CRCS y el N-Rickert mostraron resultados similares, con discreta reacción tisular. El FillCanal demostró irritación tisular: un poco más acentuada que los demás cementos; de los cuatro cementos probados, el Sealapex fue el único que



mostró evidencias de formación de sales de calcio, semejantes a las observadas con e hidróxido de calcio<sup>20</sup>.

Cássio J. y cols., evaluando la biocompatibilidad intraosea de los cementos AH Plus, EndoREZ y Epiphany en cerdos, determinaron que la reacción inflamatoria que se produjo al emplear EndoREZ fue severa. En el grupo de AH Plus, la reacción cambió de severa a moderada, mientras que se observó una biocompatibilidad aceptable al emplear el cemento Epiphany que no mostró provocar una reacción inflamatoria<sup>28</sup>.

Holland y cols., observaron la reacción del tejido conjuntivo subcutáneo de ratones a la implantación de tubos de dentina rellenos con cementos con hidróxido de calcio. Se prepararon los tubos de dentina a partir de dientes humanos, irrigados con EDTA e hipoclorito de sodio, y fueron lavados con agua destilada antes de llevarlos al autoclave. Entonces, los tubos fueron rellenos con MTA, Sealapex, CRCS, Sealer 26 y un cemento experimental, Sealer Plus. Se implantaron inmediatamente los tubos en la región dorsal de 60 ratones, en dos lugares diferentes, y los tubos vacíos fueron usados como control en 10 animales adicionales. 30 días después, se removió el tubo y el tejido adyacente preparándolos para el análisis histológico. En el grupo control, después de 7 días, una capa de neutrófilos cubría los tubos, y se observó, cerca de esta área, la presencia de fibroblastos y de células inflamatorias crónicas. Treinta días después, los tubos fueron rellenos por tejido conjuntivo y encapsulados por tejido fibroso. En los grupos experimentales, el cemento CRCS fue el único que no mostró estructuras calcificadas: a los 7 días, había un exudado con neutrófilos alrededor del material, y a los 30 días, fibroblastos y reacción inflamatoria crónica. Todos los demás materiales probados mostraron estructuras calcificadas a los 7 y a los 30 días. La única diferencia era la cantidad de esas estructuras, que era más numerosa en los grupos del MTA y Sealapex<sup>18</sup>.

Respecto a las propiedades fisicoquímicas es bien conocido que los cementos endodónticos tienen limitaciones. La mayoría de ellas derivan de la contracción durante el fraguado de estos materiales, lo que conlleva la formación de espacios vacíos o huecos entre la dentina y el material cementante<sup>68</sup>.

Otra limitación es el deterioro que sufren los cementos endodónticos con el paso del tiempo, siendo las fuerzas funcionales las que contribuyen a dicho deterioro. Este fenómeno también ocurre en el conducto radicular, donde las fuerzas de flexión y torsión durante los movimientos funcionales y parafuncionales contribuyen a la ruptura de la adhesión<sup>67</sup>.

Limkang Walmongkol y cols., estudiaron la capacidad selladora de cuatro cementos endodónticos (Apexit, Sealapex, Tubliseal y AH 26) en 50 dientes humanos unirradiculares. Hubo penetración del colorante en todos los especímenes estudiados, con excepción del grupo control negativo. El menor nivel de penetración se produjo en el grupo del AH 26, seguido por el Apexit, Sealapex, Tubliseal y el control positivo. En análisis estadístico, hubo una diferencia significativa en todos los grupos, excepto entre el Sealapex y el Tubliseal<sup>67</sup>.

Estrela y cols., evaluaron el sellado apical de dientes obturados con la técnica de condensación lateral y la técnica de Nguyen (condensación lateral y vertical) por medio del colorante azul de metileno, utilizando el N-Rickert y el Sealapex. Las técnicas de Nguyen y de la condensación lateral presentaron promedios de infiltración de alrededor 0,783 mm y 0,935 mm, cuando se empleó el N-Rickert, y 0,765 mm y 0,959 mm, cuando se empleó el Sealapex, respectivamente<sup>63</sup>.

Estrela y cols., compararon la infiltración apical con azul de metileno de diferentes cementos endodónticos (FillCanal, N-Rickert, Sealapex y AH 26) con las técnicas de obturación (condensación lateral activa y pasiva; sin movimiento de pistón). Todos los cementos permitieron infiltración apical, siendo que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre los cementos. Cuando se comparó la infiltración

apical entre las técnicas de condensación lateral activa y pasiva, los cementos FillCanal, Sealapex y AH 26 demostraron diferencias significativas con menores valores para la condensación activa. En cambio, el cemento N-Rickert no demostró diferencias estadísticamente significativas entre las técnicas<sup>64</sup>.

Fidel y cols., estudiaron *in vitro* la solubilidad de los siguientes cementos endodónticos que contienen hidróxido de calcio: Sealapex, CRCS, Sealer 26 y Apexit. Los cementos Sealer 26 y Apexit presentaron bajo índice de solubilidad y de desintegración (el 0,7%), mientras que el cemento Sealapex presentó alto índice (el 13%), totalmente fuera de la especificación 57 de la ADA. El cemento CRCS presentó solubilidad y desintegración en el límite máximo determinado por la ADA del 3%<sup>18</sup>.

Pilatti & Zard analizaron cuantitativamente la infiltración apical en obturaciones de conductos radiculares con la técnica de la condensación lateral utilizando los cementos Sealapex y Ketac Endo. Entre los grupos experimentales, los especímenes pertenecientes al grupo del Sealapex e irrigación final a base de EDTA al 17% fueron los que tuvieron menores índices de infiltración apical<sup>18</sup>.

Holland & Muratal observaron la efectividad de la obturación del sistema de conductos radiculares con el cemento Sealapex en 30 dientes humanos unirradiculares. Al concluir la preparación se simuló un conducto lateral realizando una perforación de la dimensión del instrumento número 15 en sentido vestíbulo-lingual y en ángulo recto, desde el cemento hacia el interior del canal. A continuación nueva irrigación y relleno del conducto con EDTA por 3 minutos. Los conductos fueron secados y obturados con la técnica de la condensación lateral, con conos de gutapercha y los siguientes cementos: N-Rickert, Sealapex y Apexir. Se prepararon los cementos según las instrucciones de los fabricantes; y en el caso del Sealapex, se le agregó 1/3 de yodoformo. Después de concluidas las obturaciones, se tomaron las radiografías de los dientes en los sentidos M-D y V-L, y se anotaron las penetraciones observadas.

De los 10 especímenes probados para cada cemento, todos los cementos obturaron los conductos laterales en todos los especímenes, mientras que en lo referente a la, ramificaciones apicales, el Sealapex las obturó en 9 especímenes, mientras que el Apexit y el N-Ricket las obturaron en 8 especímenes. Se puede concluir que los cementos a base de hidróxido de calcio probados tienen suficiente capacidad para penetrar en el sistema de conductos radiculares durante la obturación por la técnica de la condensación lateral<sup>18</sup>.

Los cementos endodónticos deben tener acción antibacteriana o, al menos, no favorecer el desarrollo de microorganismos. En general, todos poseen en su fórmula componentes con propiedades antibacterianas, que actúan contra las bacterias que puedan persistir después de la preparación del conducto radicular. Este efecto disminuye en grado considerable tras el endurecimiento o fraguado<sup>20</sup>.

En estudios sobre propiedades antimicrobianas Siqueira-Jr & Goncalves, compararon la actividad antibacteriana de cementos endodónticos (FillCanal, Sealapex, Sealer 26 y Apexit) sobre bacterias anaerobias (*P. endodontalis*, *P. gingivalis*, *A. israelii*, *P. acnes*, *F. nucleatum* y *W. recta*), además de dos anaerobias facultativas (*S. aureus* y *A. Naeslundii*). Después de la incubación, los diámetros de inhibición fueron medidos y se utilizaron cuatro placas para cada bacteria probada. El cemento FillCanal presentó las zonas de inhibición más grandes para los cementos probados, siendo que el Sealer 26 no fue eficaz sobre *P. endodontalis* y *P. gingivalis*. No hubo diferencia significativa entre el Sealapex y el hidróxido de calcio, y el Apexit fue ineficaz con todas las bacterias probadas<sup>18</sup>.

Iris Slutzky-Goldberg y cols., estudiando las propiedades antimicrobianas de los cementos AH Plus, Apexit Plus, Epiphany y RoekoSeal en contacto con *Enterococcus faecalis*, determinaron que el cemento Apexit Plus tiene un corto efecto antibacterial de un día sobre *E. faecalis*, mientras que Epiphany permitió el crecimiento bacteriano durante 7 días. AH Plus y RoekoSeal no fueron efectivos<sup>40</sup>.

Lamentablemente, la unanimidad de opiniones sobre la importancia de la obturación, contrasta con las divergencias sobre el material a utilizar en la obturación del conducto conformado. La gran cantidad de productos, denota más que nada, el reconocimiento de la inexistencia de un material ideal. Sin embargo, la existencia de esta variedad de cementos endodónticos nos permite elegirlo de acuerdo a nuestras necesidades en cada caso clínico. Dicha elección dependerá de la experiencia y criterio del operador que tomará en cuenta la técnica de obturación a emplear con determinado cemento, así como las condiciones del conducto en tratamiento.

La selección del sellador debe hacerse pensando en sus propiedades fisicoquímicas y biológicas. Diversos autores consideran que todos los cementos endodónticos reconocidos por la ciencia y la clínica como adecuados, poseen cierto grado de toxicidad cuando contactan con los tejidos periapicales. Así lo demuestran las experiencias en cultivo de tejidos, con implantes en animales y tratamientos endodónticos en animales y seres humanos. De la misma forma, casi todas las publicaciones, indican que con el correr del tiempo, esa irritación disminuye en grado considerable.

Un sellador podrá usarse en todos los casos, pero en ciertas circunstancias sería más fácil, y quizás obtendríamos una obturación de mejor calidad con un sellador adecuado a las condiciones clínicas del diente en tratamiento.

Por ejemplo, si se realizará el tratamiento endodóntico en un diente multirradicular con dificultades anatómicas, debemos dar preferencia al uso de un cemento que tenga un tiempo de trabajo prolongado como el AH 26<sup>18</sup>.

## CONCLUSIONES.

En endodoncia se han ido desarrollando una gran variedad de cementos endodónticos, cada vez con el fin de lograr las mejores propiedades y así poder presumir de mayores ventajas que desventajas, hasta conseguir un cemento ideal, que hasta ahora no existe.

El papel que desempeñan los cementos en el tratamiento endodóntico son críticos, sin ellos no se lograría un sellado en la obturación y en consecuencia quedaría a la deriva el principal objetivo de la endodoncia; prevenir la reinfección tras el tratamiento. Además, el cemento endodóntico no solo estará en los espacios que no pueden ser ocupados por el núcleo obturador, también penetrará en los túbulos dentinarios impidiendo la formación de nuevas colonias de microorganismos y contactando mayor superficie dentinaria que mejorará la adhesión.

Así mismo, los procedimientos previos a la obturación son determinantes para que este último paso del tratamiento del sistema de conductos se lleve a cabo con los menores obstáculos y los mejores resultados. Para ello se requieren conocimientos; conocer además de las propiedades y características de los cementos, los factores que influyen en ellos de forma positiva y negativa y que están en manos del operador, para conseguir la mejor función del cemento sellador tras la obturación y así contribuir de forma positiva al tratamiento.

## REFERENCIAS.

- 1) Bueno R. Manual de Endodoncia. *Parte 2. Historia de la Endodoncia*. Rev Oper Dent Endod, 5:21, 2006.
- 2) Notas para el estudio de endodoncia. Fez Iztacala. UNAM. Web: <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas1Introduccion/antempX.html>, 2008.
- 3) Ingle JI: *A standardized endodontic technique using newly designed instruments and filling materials*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 14:83, 1961.
- 4) Cássio J. A. Sousa, Vristiana R. M. Montes Elizeu A. Pascon, Adriano M. Loyola y Marco A. Versiani. *Comparison of the intraosseus biocompatibility of AH Plus, EndoREZ, and Epiphany Root Canal Sealers*. J Endod, 2006; 32: 656-662.
- 5) Jacobsen EL: *Clinical aid: adapting the master gutta-percha cone for apical snugness*, J Endod , 1984; 10:274.
- 6) Jerome CE: *Warm vertical gutta-percha obturation: a technique update*, J Endod, 1994; 20:97.
- 7) Moreira D, Sampiao M y Jalles A. *Comparison of Apical leakage between Canals filled with gutta-percha/AH Plus and the Resilon/Epiphany System, when submitted to two filling techniques*. JOE 2007; 33:3, 291-294.
- 8) Bouillaguet S, Wataba JC, Tay FR, Brackett MG and Lockwood PE. *Initial in vitro biological response to contemporary endodontic sealers*. JOE 2006; 32:10, 989-992.
- 9) John I. Ingle, Leif K. Bakland, J. Craig Baumgartner *Ingle's Endodontics*. 6ta Edición, Hamilton, Ontario 2008. Editorial BC Decker Inc. Pp. 1034, 1035, 1036
- 10) Barceló FH, Palma JM. *Materiales dentales; conocimientos básicos aplicados*. 3ra Edición. México 2008. Editorial Trillas. Pps.32, 78, 79, 84, 85, 97-99, 103-109, 117-121.
- 11) Craig RG, Ward ML. *Materiales de odontología restauradora*. 10ª edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España, 1998. Pps.146, 183,184, 185, 186, 187, 189, 193, 200, 201.
- 12) Macci RL. *Materiales dentales*. Editorial Panamericana. 4ª Edición. 2007 Buenos Aires, Argentina. Pps.143, 149, 151,192, 193, 165.
- 13) Lima ME. *Endodoncia de la biología a la técnica*. 1ª Edición. Editorial Amolca. Vila Mariana, Sao Paulo, Brasil, 2009. Pps. 48, 325, 326, 328, 329, 331, 336.
- 14) Canalda C, Brau E. *Endodoncia; técnicas clínicas y bases científicas*. 1ª Edición. Editorial Masson. Barcelona, España 2001. Pps. 203
- 15) Holland R, Souza V, Nery Mj, Mello W, Bernabé PFE e Pannain R. *Influencia do tempo de estocagem na infiltração marginal do 131 Ina em obturacoes de canal*. Rev Bras Odont 1976; 33:3, 164-168.
- 16) Wennberg A y Orstavik N. *Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha*. Int Endodon J. 1990; 23:1, 13-19.

- 17) Mario Roberto Leonardo, Leal JM. *Endodoncia; tratamiento de los conductos radiculares*. Editorial Panamericana. 2ª Edición. Buenos Aires, Argentina, 1994. Pps. 415 y 417.
- 18) Estrela C. *Ciencia endodóntica*. Editorial Artes Médicas Ltda. 1ª Edición. Sao Paulo, Brasil, 2005. Pps. 634, 635.
- 19) Huang TH, Kao CT. *Ph measurement of root canal sealers*. J Endod 1998; 24:236-38.
- 20) Soares IJ, Goldberg F. *Endodoncia; técnica y fundamentos*. 1ª Edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 2002. Pps. 162, 163, 156.
- 21) Leonardo MR, Leal JM. *Endodoncia; tratamiento de los conductos radiculares*. 3ª Edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina. Pps. 1021, 1022.
- 22) Ray H, Seltzer S. *A new glass ionomer root canal sealer*. J Endod. 1991; 17: 589-603.
- 23) De Gee AJ, Wu MK, Wesseling PR. *Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers*. Int. Endod. J., 1994; 27: 239-44.
- 24) Wu MK, De Gee AJ, Wesseling PR. *Fluid transport and dye penetration along root canal fillings*. Int. Endod. J., 1994;27: 233-8.
- 25) Holland R. *Análise do selamento marginal obtido com cimentos a base de hidróxido de cálcio*. Rev. Assoc. Paul. Cirur. Dent. 1996; 50:1, 61-64.
- 26) Smith MA, Steiman R. *An in vitro evaluation of microleakage of two new and two old root canal sealers*. J. Endod., 1990; 16: 166-9.
- 27) Rohde TR. *An in vitro evaluation of microleakage of a new root canal sealer*. J Endod. 1996; 22: 365-8, 1996.
- 28) Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. *Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material*. J Am Dent Assoc. 2004; 31:178-88.
- 29) Kenneth Koch, DMD, and Dennis G. Brave, DDS. *Technical profile; an inside look from the manufacturer. Active GP: A single cone obturation technique*. Inside Dentistry. 2006. Web: [www.Brasselerusa.com](http://www.Brasselerusa.com)
- 30) El cuerpo humano, una maquinaria maravillosa. Andres Vesalio. Web: <http://unamaquinariamaravillosa.blogspot.com/2009/12/el-padre-de-la-anatomia-moderna.html>, 2009.
- 31) Notas para el estudio de endodoncia. Web: <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas1Introduccion/antempX.html>, 2008.
- 32) Wikipedia. Fotografía de Pierre Fauchard. Web: <http://www.stomatologinfo.com/index.php?id=221>, 2007.
- 33) Great phycists. Web: [http://www2.hkedcity.net/sch\\_files/a/tcs/tcs-phy/public\\_html/phycists.htm](http://www2.hkedcity.net/sch_files/a/tcs/tcs-phy/public_html/phycists.htm)
- 34) SybronEndo. Web: <http://www.sybronendo.com/pix/SybronEndo/Products/TubliSeal/Tubli-Seal-1000x1000.jpg>, 2011.
- 35) Koch K, Brave D. *Technical profile; an inside look from the manufacturer. Active GP: A single cone obturation technique*. Inside Dentistry. Web: [www.Brasselerusa.com](http://www.Brasselerusa.com), 2006.
- 36) Dental promotion and innovation. Web: <http://www.dentalpromotion.fr/achat/index.php?catid=387>



- 37) Lee K, Williams M, Camps J and Pashely D. *Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha*. JOE. 2002; 28: 10, 684 -688.
- 38) Roggendorf M, Ebert J, Petschlt A, Frankenberger R. *Influence of moisture on the apical seal of root canal fillings with five different types of sealer*. JOE. 2007; 33: 1.
- 39) Ultradent. Web: <http://www.ultradent.com/products/instructions/endorez.pdf>
- 40) Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Solomonov M, Moshonov J, Weiss E, Matalon S. *Antibacterial properties of four endodontic sealers*. JOE 2008; 34: 6, 735-738.
- 41) Desai S and Chandler N. *Calcium hidroxise-based root canal sealers: a review*. JOE. 2009; 35: 4, 475-478.
- 42) Michaud R, Burguess J, Barfield R, Cakir D, McNeal S, Eleazer P. *Volumetric expansion of gutta-percha in contact with eugenol*. JOE 2008; 34: 12, 1528-1532.
- 43) Gerosa R, Borin M, Menegazzi G, Puttini M, Cavalleri G. *In vitro evaluation of the cytotoxicity of pure eugenol*. J Endod 1996; 22: 532-4.
- 44) Fransen J, Jianing He, Glickman G, Rios A, Subulman J, Honeyman A. *Comparative assessment of Active GP/Glass ionomer sealer, Resilon/Epiphany, and gutta-percha/AH Plus obturation: a bacterial leakage study*. JOE 2008; 34:6, 725-727.
- 45) Tay FR, Loushine RJ, Lambrecechts P, Weller RN, Pashley DH. *Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach*. J Endod 2005; 41:584-9.
- 46) Monticelli F, Sword J, Martin RI. *Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems*. Int Endod J. 2007; 40:374-85.
- 47) Endo Activator. Web: [http://endoactivator.com/tech\\_card.html](http://endoactivator.com/tech_card.html)
- 48) Dentistry Today. Web: <http://www.dentistrytoday.net/ME2/>
- 49) Synca. Web: <http://www.synca.com>
- 50) Montticelli F, Sadek F, Schuster G, Volkmann K, Looney S, Ferrari M, Toledano M, Pashely D, Tay F. *Efficacy of two contemporary single-cone filling techniques in preventing bacterial leakage*. JOE. 2007; 33:3, 310-313.
- 51) Rahman A, Ghoneim A, Lutfy R, Fouda M. *The effect of different irrigating solutions on bond strength of two root canal-filling systems*. JOE 2009; 35: 4, 537-540.
- 52) Kokkas A, Boutsiouskis A, Vassiliadis L, DDS, DhD, Stavrianos C. *The influence of the smear layer on dentinal tubule penetration depth by three different root canal sealers: an in vitro study*. JOE. 2004; 30: 2, 100-102.
- 53) Dentistry Today. 2011. Web: <http://www.dentistrytoday.net/ME2/dirmod.asp?sid=&nm=Article&type=Publishing&mod=Publications%3A%3AArticle&mid=8F3A7027421841978F18BE895F87F791&tier=4&id=D5D294390E614A16AD71499DFEBD7654>
- 54) Features Dentin Hypersensitivity. 2010. Web: <http://www.insidedentalassisting.com/print.php?id=11>
- 55) Centro dental de ortodoncia, ortopedia maxilar y odontología integral. 2011. Web: [http://www.ortodonciaparatodos.mex.tl/440183\\_Corona-Dental.html](http://www.ortodonciaparatodos.mex.tl/440183_Corona-Dental.html)

- 56) Stratton R, Apicella M, Mines P. *A fluid filtration comparison of gutta – percha versus Resilon, a new soft resin endodontic obturation system*. JOE. 2006; 32(7): 642 – 645.
- 57) Tay F, Pashley D, Loushine R, Weller R, Gillespie W, Doyle M. *Bondability of Resilon to a methacrylate – based root canal sealer*. J. Endod. 2006; 32: 133 – 137.
- 58) Williams C, Lushine R, Weller N, Pashley D, Tay F. *A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta – percha*. J. Endod. 2006; 32: 553 – 555.
- 59) Shipper G, Teixeira F, Trope M. *An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer – based root canal filling material (Resilon)*. J. Endod. 2004; 30(5): 342 – 347.
- 60) Tay F, Pashley H, Williams M, Raina R, Loushine R, Weller R, Kimbrough W, King N. *Susceptibility of a Polycaprolactone – based root canal filling material to degradation. I. Alkaline hydrolysis*. JOE. 2005; 31(8): 593 – 598.
- 61) Nielsen B, Baumgartner J. *Spreader penetration during lateral compaction of Resilon and Gutta – Percha*. JOE. 2006; 32(1): 52 – 54.
- 62) Ungor M, Onay E, Orucoglu H. *Push – out bond strengths: the Epiphany – Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta – percha*. International Endodontic Journal. 2006; 39: 643 – 647.
- 63) Teixeira F, Teixeira E, Thompson J, Trope M. *Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material*. JADA. 2004;135:646 – 652.
- 64) Von JP, Davidson CL, Opdam NJM, Roeters FJM, Kidd EAM. *Restoring the tooth: “The seal is the deal”*. Fejerskov O, Kidd EAM, eds. Dental Caries. The disease and its clinical management. Oxford: Blackwell Munkgaard; 2003. P. 275-292.
- 65) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. *Buonocore memorial lectura. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges*. Oper Dent. 2003; 28 (3): 215-35.
- 66) Innocent M, Bertelli E, Ferrari M. *Dye leakage and SEM study of roots obturated with thermafill and dentin bonding agent*. Endod Dent Traumatol. 1999;15(2):60-4.
- 67) De Munk J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M. *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. J Dent Res. 2005; 84(2):118-32.
- 68) Labela R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. *Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives*. Dent Mat. 1999;15(2):128-37.
- 69) Orasphere. *Dental Patient Education Software*. iPod® Touch Edition. Web: <http://www.orasphere.com/index.php>
- 70) Chughtai Dental Supply. RoekoSeal. 2010. Web: <http://chughtaidental.net/images/Roeko%20Seal%20Automix%20injection.jpg>

- 71) Colgate. Odontoblast and tubules. 2011. Web:  
<http://www.colgateprofessional.co.uk/patienteducation/Odontoblast-and-tubules/image>
- 72) El arte de vivir. 2009. Web: [http://silvano-baztan.blogspot.com/2009\\_04\\_01\\_archive.html](http://silvano-baztan.blogspot.com/2009_04_01_archive.html)
- 73) El laboratorio de Darwin. 2009. Web:  
[http://ellaboratoriodedarwin.blogspot.com/2009\\_07\\_01\\_archive.html](http://ellaboratoriodedarwin.blogspot.com/2009_07_01_archive.html)
- 74) Lozano B, Reyes J, Garrido P, Mena J, Vera C, Rodríguez N. *Estudio comparativo del grado de filtración del cemento Guttaflow®según técnica estándar versus condensación lateral*. Cient Dent. 2009;6;3:223-230.
- 75) Pearson dental. Guttaflow. 2011.  
[http://www.pearsondental.com/catalog/product.asp?catid=1061&subcatid=12682&majcatid=16&dpt=0&pre\\_cat\\_id=&mart=](http://www.pearsondental.com/catalog/product.asp?catid=1061&subcatid=12682&majcatid=16&dpt=0&pre_cat_id=&mart=)
- 76) Fibra de vidrio. Web: <http://www.directindustry.es/prod/owens-corning/fibras-de-vidrio-e-molidas-37816-259792.html>
- 77) Clavo de olor. Web: <http://www.casecoart.com/hierbas-y-especias/153-clavo-de-olor-100grs.html>
- 78) Cal viva. Web: <http://www.calcinor.com/subtipos.htm>
- 79) Wordpress. Web:  
<http://agaudi.wordpress.com/category/ciencia/nanotecnologia/>
- 80) Dentistry today. Web: <http://www.dentistrytoday.com/endodontics/1104>
- 81) Fuente directa.