



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA SOLUBILIDAD Y
DESINTEGRACIÓN DE DOS CEMENTOS
SELLADORES: AH PLUS® Y ROEKOSEAL® SEGÚN LA
NORMA ISO 6876.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

LUIS ALEJANDRO REYES HERRERA

TUTORA: Esp. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ



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.

“Puede ser un héroe lo mismo el que triunfa que el que sucumbe, pero jamás el que abandona el combate”.

Thomas Carlyle (1795-1881).
Historiador, pensador y ensayista inglés.

***“Hay hombres que luchan un día y son buenos.
Hay otros que luchan un año y son mejores.
Hay quienes luchan muchos años, y son muy buenos.
Pero hay los que luchan toda la vida, estos son los imprescindibles”.***

Bertolt Brecht (1898-1956).
Dramaturgo y poeta alemán.

*Este trabajo quiero dedicarlo a mis **Padres**, ya que sin su amor, su apoyo, sus consejos y sus desvelos, no hubiera podido llevarlo a cabo.*

*Quiero agradecer a **Dios**, a la **Virgen de Guadalupe** y a **San Judas Tadeo** por permitirme llegar a este momento tan anhelado, por darme sus bendiciones, por estar conmigo en los momentos en que estaba a punto de caer, por darme salud y vida y permitirme vivirla al lado de mi familia.*

*Agradezco a mi **Madre**, que con ternura me educó y me guio por muchos años para que fuera el reflejo del gran ser humano que ella es. Gracias por quererme, por tu sabio consejo, tu comprensión, tu enseñanza y tu desvelo amoroso, gracias por ser la mejor **Mamá** del mundo, **TE AMO** con toda mi alma.*

*Gracias también a mi **Padre**, que fue y siempre ha sido mi modelo, mi ejemplo, mi gran héroe, el mejor **Papá** del mundo. Gracias por quererme, por enseñarme lo que es la vida y como enfrentarla con honor, con respeto y con inteligencia, gracias por transmitirme tu sabiduría. **TE AMO** con toda mi alma.*

*También gracias a **Alejandra, Georgina y Mónica** por sus consejos, su apoyo y sus regaños, por su gran enseñanza a través de estos años, se ha convertido en uno de mis mejores ejemplos en la vida, gracias por quererme al igual que yo, **LAS AMO**, son las mejores hermanas y amigas del mundo.*

*Quiero agradecer de manera especial a tres personitas muy importantes en mi vida: **Angie, Fer y Neto**, mis queridísimos sobrinos, gracias por hacerme la vida más alegre y rejuvenecer mi alma y mi corazón cada vez que compartimos juegos, risas y una que otra travesura, **LOS QUIERO MUCHO**.*

*Gracias a ti, que has estado conmigo en gran parte de mi vida, así como lo estás ahora, gracias enfrentar juntos las adversidades de nuestra vida, por apoyarme cuando más lo necesitaba, por acompañarme siempre sin importar si dejabas algo o a alguien en el camino, gracias por todo y por lo que está por venir. **TE AMO Mariel**.*

*Agradezco de manera especial a la **Dra. Brenda Barrón**, mi tutora, por su apoyo, por compartir y aplicar sus conocimientos conmigo, por su consejo útil en cada momento, por guiarme de manera atenta hasta el final de este trabajo y por ser una parte importante en la culminación de esta etapa de mi vida que tanto tiempo y esfuerzo me ha costado, de corazón **mil gracias**.*

También agradezco a cada uno de los miembros del Laboratorio de Investigación de Posgrado ya que sin su ayuda no hubiera podido culminar este trabajo, y también a los doctores que estuvieron con nosotros en el seminario preparándonos para ser responsables, buenos y mejores profesionales.

*Gracias a la **Universidad Nacional Autónoma de México**, a la **Facultad de Odontología** y a sus profesores, por instruirme y enseñarme a amar esta hermosa profesión, por dejarme compartir y convivir con cada amigo y compañero momentos inolvidables que te agrandan la vida, gracias **Caro** por ser mi mejor amiga y a cada uno de ustedes, mis amigos, mis hermanos.*

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.	6
2. MARCO TEÓRICO.	8
2.1. OBTURACIÓN DE CONDUCTOS RADICULARES.	8
2.2. CEMENTOS SELLADORES ENDODÓNCICOS.	8
2.3. REQUISITOS DE UN CEMENTO SELLADOR.	10
2.4. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS SELLADORES.	11
2.4.1. Cementos basados en Óxido de Zinc y Eugenol.	12
2.4.2. Cementos basados en Hidróxido de Calcio.	13
2.4.3. Cementos basados en Ionómero de Vidrio.	13
2.4.4. Cementos basados en Siliconas.	13
2.4.5. Cementos basados en Resinas.	14
2.4.6. Otros.	15
3. CEMENTOS SELLADORES A BASE DE RESINA.	16
3.1. RESINAS DENTALES.	16
3.2. RESINA EPÓXICA.	18
3.3. AH PLUS® (DENTSPLY).	20
3.3.1. Descripción.	20
3.3.2. Composición.	22
3.3.3. Presentación.	22
3.3.4. Indicaciones de uso.	22
3.3.5. Manipulación.	22
3.3.6. Ventajas y Desventajas.	23
4. CEMENTOS SELLADORES A BASE DE SILICONA.	24
4.1. SILICONAS.	24
4.2. PLIDIMETILSILOXANO.	25
4.3. ROEKOSEAL® (COLTÈNE/WHALEDENT).	26
4.3.1. Descripción.	26
4.3.2. Composición.	27
4.3.3. Presentación.	27
4.3.4. Indicaciones de uso.	27
4.3.5. Manipulación.	28
4.3.6. Ventajas y Desventajas.	28
5. SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACIÓN.	29
5.1. SOLUBILIDAD.	29
5.2. DESINTEGRACIÓN.	29
6. ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DE NORMALIZACIÓN (ISO).	31
6.1. NORMA ISO 6876 (DENTAL ROOT CANAL SEALING MATERIALS).	31
6.2. NORMA ANSI/ADA N° 57 PARA MATERIALES DE OBTURACIÓN EN ENDODONCIA.	32

7. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	33
8. JUSTIFICACIÓN.	34
9. HIPÓTESIS.	35
9.1. HIPÓTESIS DE TRABAJO.	35
9.2. HIPÓTESIS ALTERNA.	35
10. OBJETIVOS.	36
10.1. OBJETIVO GENERAL.	36
10.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	36
11. MATERIAL Y MÉTODO.	37
11.1. MATERIAL.	37
11.2. EQUIPO.	37
11.3. METODOLOGÍA.	38
12. RESULTADOS.	48
13. DISCUSIÓN.	50
14. CONCLUSIONES.	53
15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	55
16. AMEXO 1.	58

1. INTRODUCCIÓN.

En los últimos años, en Odontología se han desarrollado nuevos materiales dentales los cuales, gracias al avance en la tecnología, a las investigaciones científicas y a la aplicación de diversas pruebas de laboratorio, han sido mejorados en sus características y propiedades fisicoquímicas, lo cual hace que nuestra gama de elección sea muy amplia y tengamos la oportunidad de elegir el que mejor se adapte a las necesidades, tanto del Cirujano Dentista, como del paciente y del tratamiento mismo.

En Endodoncia, el uso de materiales que tengan excelentes propiedades y características fisicoquímicas es fundamental, ya que de ellos dependerá el conseguir éxito a largo plazo en el tratamiento de conductos, hablando en específico de los cementos selladores de conductos radiculares. Estos cementos selladores intervienen en la obturación, que es una de las etapas más importantes y cruciales del tratamiento de conductos, en combinación con materiales núcleos de la obturación como lo son las puntas o conos de gutapercha, plata o resina.

Un cemento sellador de conductos debe de cumplir con ciertas características fisicoquímicas para que su función dentro del tratamiento sea la idónea, estas características fueron propuestas por Grossman.

Estas características se valoran por medio de una serie de pruebas de laboratorio, estas pruebas están regidas por normas de calidad como la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y la Norma ANSI/ADA N° 57 (Para materiales de obturación en Endodoncia). A pesar de la aplicación de estas pruebas de laboratorio aún no existe un cemento sellador ideal, más sin embargo, esto no quiere decir que no exista un gran beneficio al usarlos.

Con el propósito de desarrollar nuevos cementos selladores que se acerquen más a un cemento ideal, a partir de la década de los 90's se comenzó a pensar en materiales usados comúnmente en Odontología, dos de estos materiales fueron: la resina epóxica y la silicona a base de polidimetilsiloxano, con el objetivo de aprovechar sus características fisicoquímicas e incluirlas en la elaboración de estos nuevos cementos selladores.

El resultado de estas investigaciones fue el desarrollo del AH Plus® y del RoekoSeal®, que están hechos a base de resina epóxica y a base de silicona polidimetilsiloxano, respectivamente.

Con la introducción de estos dos nuevos cementos selladores encontramos más opciones de elección, por tal motivo es importante la aplicación de pruebas de laboratorio donde se evalúen sus características fisicoquímicas, dos de estas características principales que deben de presentar, son: la nula o baja solubilidad así como la no evidencia de desintegración, ambas involucran la disolución o pérdida de la integridad del cemento sellador ya que estos están en contacto con los fluidos periapicales y bucales, lo cual traería como consecuencia la filtración o recolonización de bacterias, la recontaminación del conducto radicular y por ende, el fracaso en el tratamiento de conductos. Las pruebas de solubilidad y desintegración deben de estar basadas bajo dos normas, la ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y la ANSI/ADA N° 57 (Para materiales de obturación en Endodoncia).

Estos dos cementos selladores cumplen con lo establecido por ambas normas, presentan baja solubilidad y no presentan evidencia de desintegración, gracias a su componente base, así pues, deben ser considerados como una buena opción para el tratamiento de conductos.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. OBTURACIÓN DE CONDUCTOS RADICULARES.

En el tratamiento de conductos todas las fases deben enfrentarse con igual atención e importancia, es por eso que de todas las fases operatorias de un tratamiento endodóncico radical, la preparación biomecánica y la obturación, lo más hermética posible, del conducto radicular, se consideran como de fundamental importancia para obtener el éxito con esta terapia.¹

La obturación de los conductos radiculares constituye la última fase del tratamiento²; cuyo objetivo consiste en crear un sellado completo en todo el conducto radicular desde la abertura coronal hasta el extremo apical.³ Este sello hermético o impermeable se logra utilizando un material como núcleo (puntas o conos de gutapercha, de plata o de resina) y un cemento.

Podemos definir, entonces, a la obturación como: la fase final del tratamiento de conductos, cuyo objetivo principal es sellar de forma hermética y tridimensional el espacio creado por el trabajo biomecánico desde el tercio cervical hasta el tercio apical del conducto radicular, utilizando materiales específicos para su causa.

2.2. CEMENTOS SELLADORES ENDODÓNCICOS

Los cementos son materiales utilizados por excelencia, junto con los conos o puntas antes mencionados, para realizar la obturación de los conductos radiculares. Por el hecho de que la finalidad de los cementos es sellar, con frecuencia se les denomina: “selladores”.²

Los cementos selladores del conducto radicular son muy importantes; porque estos materiales sellan los espacios que quedan entre los conos o puntas y el conducto radicular.⁴

Teniendo en cuenta lo anterior, podemos definir a un cemento sellador como: Un cemento que endurece o fragua en el interior de los conductos radiculares que tiene como objetivo sellar la interface existente entre el material núcleo de la obturación (puntas o conos de gutapercha, plata o resina) y las paredes dentinarias del conducto radicular, con la finalidad de conseguir una obturación del mismo en las tres dimensiones del espacio, de forma hermética y estable tanto a nivel cervical como a nivel apical, así mismo sirviendo como lubricante y gracias a su fluidez, penetrando a los conductos laterales o accesorios favoreciendo el sellado hermético.^{2, 5}

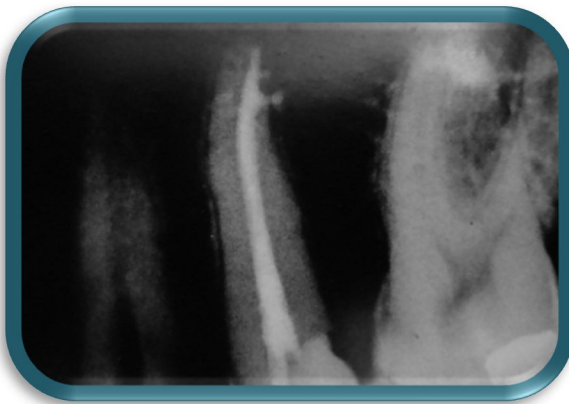


Fig. 1. Obturación del sistema de conductos. Vista radiográfica.²

Independientemente de la técnica de obturación o el material núcleo de la obturación que se utilice, hay que combinar el cemento sellador con el material de obturación. Por consiguiente las propiedades físicas y la aplicación del sellador tienen una importancia relevante.³

2.3. REQUISITOS DE UN CEMENTO SELLADOR.

Los requisitos que debe reunir un sellador de conductos fueron propuestos por Grossman (1959), los cuales se mencionan a continuación: ^{2, 3}

1. *Debe de ser pegajoso, una vez mezclado, para adherirse tanto al material de núcleo como a las paredes de la dentina.*
2. *Ha de proporcionar un sellado hermético a los conductos obturados.*
3. *Debe de ser lo suficientemente radiopaco para poder visualizarse en las radiografías.*
4. *Las partículas del cemento deben de ser muy finas para poder mezclarse bien con el líquido.*
5. *No debe de contraerse al endurecer o fraguar.*
6. *Es conveniente que no tiña los tejidos dentales.*
7. *Debe ser bacteriostático.*
8. *Debe de dejar suficiente tiempo de trabajo para poder manipular y aplicar los materiales de obturación, y después fraguar en un tiempo razonable una vez completada la obturación.*
9. *Debe ser insoluble y no debe desintegrarse al entrar en contacto con los líquidos orales y tisulares.*
10. *Debe ser biocompatible, es decir, bien tolerado por los tejidos vitales.*
11. *Debe ser soluble en un disolvente o solventes habituales, para poder eliminarlo de los conductos radiculares si fuera necesario.*

Dos puntos más fueron añadidos por Ingle, los cuales son: ⁶

1. *No ha de generar una reacción inmunitaria al ponerse en contacto con el tejido periapical.*
2. *No debe ser mutagénico, ni carcinogénico.*

Debemos tener en cuenta que los cementos selladores disponibles en el mercado no cumplen al cien por ciento con los requisitos citados anteriormente, algunos los cumplen más que otros y conforme han ido avanzando los estudios e investigaciones han aparecido nuevos cementos selladores en su formulación, los cuales han ido apegándose más a los requisitos de un cemento sellador ideal.

El clínico debe de tener criterio suficiente para elegir el más adecuado en función de diversas variables: morfología del conducto, técnica de obturación y diagnóstico clínico, entre otras.²

Otro factor a ser tomado en cuenta en la selección del cemento sellador es su conducta ante los tejidos vivos. Al mismo tiempo en el que, esperando su reabsorción cuando se extravasa hacia la región apical, deseamos que en el interior del conducto permanezca intacto impidiendo la formación de espacios vacíos. El cemento también debe ser bien tolerado por los tejidos apicales, eso sin hablar de que debe promover cierta estimulación de reparación apical.⁴

2.4. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS SELLADORES

Los cementos selladores se clasifican en función a su componente principal (Tabla1).²

Componente principal	Nombre	Fabricante
Óxido de Zinc - Eugenol	• Tubli Seal® • Endométhasone® • N 2®	Sybron Kerr Septodont Agsa
Hidróxido de Calcio	• Sealapex® • CRCS®	Sybron Kerr Hygenic

	• Apexit®	Vivadent
Silicona	• Lee Endo-Fill® • RSA RoekoSeal®	Lee Pharmaceuticals Roeko
Ionómero de Vidrio	• Ketac-Endo® • Endion® • Activ GP® • Endoseal®	3M Espe Voco Brasseler Promedica
Resinas Plásticas • Resina Polivinílica • Resina Epóxica • Metacrilato	• Diaket® • AH 26® • AH Plus® • Sistema Epiphany® • Sistema RealSeal®	Espe De Trey Dentsply Pentron Sybron Endo

Tabla 1. Clasificación de los selladores en función a su componente principal.²

2.4.1. Cementos basados en Óxido de Zinc y Eugenol.

Son los más antiguos. La combinación del óxido de zinc con el eugenol ocasiona el endurecimiento de la mezcla por un proceso de quelación, formándose eugelonato de zinc. El óxido de zinc se utiliza en la composición de numerosos preparados ya que presenta un ligero efecto de inhibición al mismo tiempo que un cierto efecto de protección celular.² Más sin embargo sus propiedades biológicas no siempre son satisfactorias, ya que, si se infiltra a nivel apical, puede haber presencia de inflamación periapical crónica y esta puede persistir por un largo periodo de tiempo.⁶ Sus cualidades positivas compensan con creces sus inconvenientes (Pigmentación, tiempo de fraguado muy lento, falta de adhesividad y solubilidad).³

2.4.2. Cementos basados en Hidróxido de Calcio.

Se crearon con la intención de incorporar las buenas propiedades biológicas del hidróxido de calcio a los selladores evitando, al mismo tiempo, la rápida reabsorción de esta sustancia, tanto en el periápice como en el interior del conducto radicular.² Estos selladores poseen propiedades biológicas que estimulan la formación de una barrea cálcica en el ápice³, así como propiedades bacteriostáticas y bactericidas.⁸

2.4.3. Cementos basados en Ionómero de Vidrio.

A partir de 1991 el cemento de ionómero de vidrio fue introducido como cemento sellador de conductos radiculares.⁹ Recientemente se han desarrollado nuevos cementos selladores con ionómero de vidrio como base, ya que este material tiene la ventaja de que se adhiere a la dentina, proporciona aparentemente un sello apical y coronal adecuado, y es biocompatible.³

2.4.4. Cementos basados en Siliconas.

Existen materiales utilizados en Odontología, principalmente para impresiones dentales, blandos y de naturaleza semejante al caucho técnicamente llamados elastómeros, estos elastómeros deben de contener grandes moléculas con interacción débil, unidas entre sí en ciertos puntos y debe de formar una red tridimensional.¹⁰

Las siliconas constituyen buenos elastómeros porque la cadena principal es muy flexible. Los enlaces entre un átomo de silicio y los dos átomos de oxígeno unidos, son altamente flexibles. El ángulo formado por estos

enlaces, puede abrirse y cerrarse como si fuera una tijera, sin demasiados problemas. Esto hace que toda la cadena principal sea flexible.¹¹

Los materiales a base de silicona, se usan hace mucho tiempo en Odontología, y son los que se prefieren para el modelado por la escasa alteración dimensional y baja absorción de agua. En razón de la buena tolerancia tisular de la silicona y por su capacidad de sellar hasta en presencia de humedad, ese material se emplea en la composición de cemento para la obturación de conductos radiculares.¹

Las principales características de estos cementos son: que presentan un tiempo de trabajo moderado, aunque lo acelera mucho la humedad, una radiopacidad muy elevada, buena fluidez, adherencia a la dentina y son bien tolerados por los tejidos.⁸

2.4.5. Cementos basados en Resinas.

No hay otra sustancia que haya influido más en los últimos años que los plásticos sintéticos¹⁰, los cuales también se denominan resinas, esta influencia, principalmente en Odontología ha abarcado varias especialidades, una de ellas es la Endodoncia, la cual ha utilizado este material como componente principal de los cementos selladores de conductos radiculares¹, estos selladores creados con la finalidad de conseguir un preparado estable en el interior de los conductos radiculares.² Su amplia utilización en Europa y Estados Unidos se atribuye principalmente a sus buenas propiedades físico químicas.¹

Una de las resinas más utilizadas es la resina epóxica ya que este tipo de resinas ya endurecidas son resistentes y poco sensibles a la humedad.¹² Otras de las resinas utilizadas son el Metacrilato¹³ y la Polivinílica², por las

mismas características en cuanto a su estabilidad y resistencia. Tales son sus características deseables que se han creado sistemas completos de obturación que incluyen puntas y cemento sellador de resinas.¹⁴

Los cementos a base de resina se indican con frecuencia por su excelente adherencia a la dentina, y hay muchos estudios que atestiguan su satisfactoria capacidad de sellado marginal.¹

2.4.6. Otros.

Se han probado e investigado diferentes cementos, bases y materiales de restauración a modo de selladores endodóncicos, como los de Fosfato de Zinc, el Composite y el cemento de Policarboxilato.³ Otros como los basados en Resinas Hidrofílicas (Hydron (NPD Dental Systems)) que presentaba pobres resultados y características físicas que han caído en desuso. Otros basados en modificaciones de la gutapercha como Kloropercha N-Ø (N-Ø Therapeutics) y Cloropercha (Moyco) presentan una contracción al evaporarse el cloroformo dejando un mal sellado, es por esto que ha disminuido su uso.²

3. CEMENTOS SELLADORES A BASE DE RESINA.

3.1. RESINAS DENTALES.

Las resinas o plásticos sintéticos, por definición, son compuestos no metálicos, que se obtienen por síntesis (a partir de compuestos orgánicos) y pueden ser modelados de diversas maneras y después endurecidos para su uso comercial. El término “plástico” comprende sustancias fibrosas, elásticas, resinosas ya sea duras o rígidas.¹⁰

Las resinas son compuestos poliméricos, esto quiere decir que están formados por cadenas unidas por enlaces covalentes, estas cadenas están constituidas por meros o monómeros, que son la unidad estructural de estos compuestos, y al unirse forman estructuras de gran peso molecular, mientras más grande sea la molécula del polímero, mejores serán sus características y propiedades fisicoquímicas.¹⁰

El proceso de formación de un polímero se denomina “Polimerización”, que consiste en una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula, o polímero, a partir de una gran cantidad de moléculas simples llamadas monómeros.¹⁰

Existen tres tipos de resinas que tienen interés odontológico, las cuales son las resinas polivinílicas, las resinas acrílicas (metacrilato de metilo) y las resinas epóxicas.^{10, 15}

Las resinas polivinílicas, como la mayor parte de las resinas polimerizables, derivan del etileno: $\text{CH}_2 = \text{CH}_2$, este es la molécula más simple capaz de polimerizarse, y por ello una gran cantidad de resinas comerciales son

derivadas de éste. Dos de los derivados del etileno de especial interés son el cloruro de vinilo y el acetato de vinilo.¹⁰ Fig. 2.

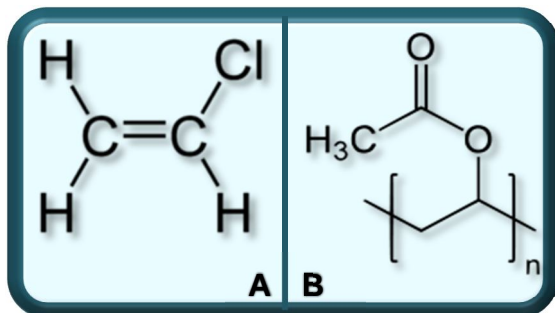


Fig. 2. A) Fórmula del cloruro de vinilo.
B) Fórmula del acetato de vinilo.¹⁰

Se utilizó un copolímero cuya composición era 80% de cloruro de vinilo y 20% de acetato de vinilo para confeccionar bases de prótesis.¹⁰

Las resinas acrílicas son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Hay dos series de resinas acrílicas de interés odontológico. Una deriva del ácido acrílico, $\text{CH}_2 = \text{CHCOOH}$, y la otra del ácido metacrílico, $\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$.¹⁰

El metacrilato de metilo o polimetacrilato de metilo propiamente dicho no se usa en gran escala, en cambio el monómero líquido, metacrilato de metilo, es mezclado con el polímero, que es un polvo. El monómero disuelve parcialmente al polímero y todo se convierte en una masa plástica.¹⁰ Fig. 3.

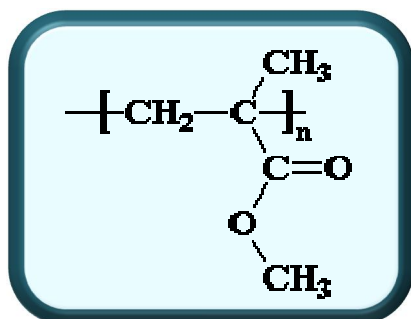


Fig. 3. Fórmula del polimetacrilato de metilo.¹⁰

El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente, su polimerización puede iniciarse mediante luz ultravioleta o luz

visible o por calor, en Odontología suele iniciarse mediante iniciadores químicos.^{10, 15}

Como toda resina acrílica, tiene tendencia a incorporar agua mediante el proceso de imbibición. Dado que se trata de un polímero constituido por cadenas, es previsible que sea soluble en una cantidad de disolventes orgánicos, como cloroformo y acetona.¹⁰

Otra familia de resinas de interés reciente para la Odontología es la epóxica¹⁰, éste tipo de resinas se abordaran más ampliamente en el siguiente tema, ya que es el motivo de este estudio.

3.2. RESINA EPÓXICA.

Estas resinas moldeables por calor poseen características únicas en lo que se refiere a adhesión a diversos metales, madera y vidrio. La molécula de la resina epóxica se caracteriza por los grupos reactivos epoxi o uranos.¹⁰ Fig. 4.

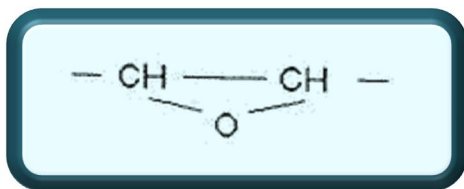


Fig. 4. Fórmula de la resina epóxica.¹⁰

Estas resinas ya polimerizadas son resistentes y poco sensibles a la humedad.⁸ Son resinas de cadenas cruzadas basadas en la reactividad del grupo epóxico. Un tipo muy común de estas resinas es la formada por epiclorohidrina y bisfenol A.¹⁵ Fig. 5.

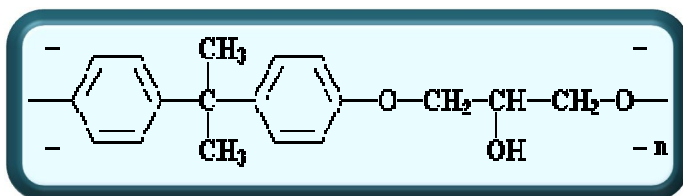


Fig. 5. Molécula de resina epóxica representada por el éter diglicerílico de bisfenol A.¹⁰

En este grupo de resinas, el anillo se halla inestable y es propenso a abrirse y combinarse con compuestos que tienen hidrógeno disponible. La cadena se establece con facilidad.¹⁰

La resina epóxica o poliepóxido es un polímero termoestable insoluble. La razón de tal comportamiento estriba en que sus cadenas forman una red tridimensional espacial, entrelazándose con fuertes enlaces covalentes. La estructura así formada toma el aspecto macroscópico de una única molécula gigantesca, cuya forma se fija permanentemente, debido a que la movilidad de las cadenas y los grados de libertad para rotación en los enlaces es prácticamente cero.¹⁵

Las resinas epóxicas suelen ser líquidos viscosos a temperatura ambiente, se polimerizan mediante un reactivo intermediario que agrupe las cadenas.¹⁰ Cuando se mezcla con otras sustancias endurecedoras o catalizadores empieza su polimerización, una de estas sustancias son las aminas. El tipo y la cantidad de estas aminas determinan sus características.¹⁵ Estas aminas son primarias o secundarias, como la dietilenotriamina: **NH₂-CH-CH₂-NH-CH₂-CH₂-NH₂**.¹⁰

La introducción de éste material en Endodoncia ha traído como resultado el desarrollo de nuevos cementos selladores basados en resinas epóxicas, con la finalidad de proveerles sus características y propiedades fisicoquímicas, tales como su estabilidad dimensional una vez polimerizadas, su baja sensibilidad a la humedad, su baja solubilidad y su adhesión a la dentina.⁸

3.3. AH PLUS® (DENTSPLY).

Schröder (1954) idealizó el cemento a base de resina plástica, que es una combinación macromolecular sintética del grupo epoxi.¹

Además de las características mencionadas anteriormente de las resinas epoxicas, de ser muy resistentes y muy poco sensibles a la humedad, se pueden incluir: efectos antimicrobianos, son adhesivas, tienen un tiempo de trabajo prolongado, son fácil de mezclar y que proporcionan un sellado eficaz.³ Estas características en conjunto, han hecho a las resinas epóxicas un material ideal para ser incluidas como base en los cementos selladores endodóncicos.¹⁶

Entre sus inconvenientes cabe destacar la pigmentación, la insolubilidad relativa en los disolventes, alguna toxicidad antes de fraguar y una cierta solubilidad en los líquidos orales.³

Los nuevos cementos endodóncicos han buscado tener buen comportamiento clínico, uno de estos nuevos cementos es el **AH Plus®** que está hecho a base de resina epóxica¹³, variante y sucesor del AH 26®.

3.3.1. Descripción.

Con la introducción de AH 26® a principios de la década de lo 90's como cemento sellador de conductos, desarrollado por Schröder, Dentsply marco un hito en el área de la Endodoncia.¹⁷ No obstante la mejora de sus propiedades era posible por lo cual se desarrolló en el año de 1995 el AH Plus® cuyas propiedades químicas y de manejo le convirtieron en material de elección para la obturación de los conductos radiculares.¹⁸

AH Plus® es un cemento sellador de conductos radiculares basado en un polímero de epoxi-amina con formaldehído en su composición. Como se mencionó, es una versión mejorada del cemento AH 26® introducido en 1995 por Dentsply/DeTrey, y según su fabricante, ofrece incluso mejor biocompatibilidad, mejor radiopacidad y estabilidad de color y es más fácil de manipular y de remover en casos necesarios.⁸

Es químicamente inerte tras su fraguado, proporciona buena viscosidad y fluidez tras su mezclado, presenta baja contracción y solubilidad lo que le asegura un buen sellado. Puede utilizarse con todas las técnicas conocidas de obturación.⁸

Siendo que, el principal objetivo del tratamiento de conductos es la reparación de los tejidos periapicales y que, el formaldehído aunque esté en pequeñas cantidades, puede actuar como irritantes impidiendo o retrasando la regeneración así como causar necrosis e irritación.¹⁹

Se evaluó la liberación de formaldehído en diferentes cementos y se observó que el AH 26® libera formaldehído después del fraguado, y que el AH Plus® presentó liberación mínima.¹

AH Plus® es un sellador de conductos radiculares de dos componentes pasta/pasta basado en resinas epoxy–aminas, ofreciendo las siguientes características¹⁸:

- Propiedades de sellado de larga duración.
- Baja solubilidad.
- Biocompatible con los tejidos periapicales.
- Propiedades auto–adhesivas.
- Radiopacidad elevada.

3.3.2. Composición.¹⁸

AH PLUS® PASTA A	AH PLUS® PASTA B
Resina epoxi de Bisfenol – A Resina epoxi de Bisfenol – F Tungstenato de calcio Óxido de zirconio Sílice Óxido de hierro	Dibenzil – diamina Aminoadamantano Triciclo – decano – diamina Tungstenato de calcio Óxido de zirconio Sílice Aceite de silicona

3.3.3. Presentación.

AH Plus® se presenta en tubos para mezcla manual de las pastas A y B, y como jeringa de mezcla (AH Plus Jet®).¹⁸ Fig. 6.

3.3.4. Indicaciones de uso.

Obturaciones permanentes de conductos radiculares de la dentición secundaria en combinación con las puntas para obturación de conductos.¹⁸

3.3.5. Manipulación.

Para preparar AH Plus® se recomienda la proporción de partes iguales de la pasta A y de la pasta B, siendo que el tiempo de trabajo es de 4 horas a 23°C y el tiempo de fraguado de 8 horas a 37°C. En casos de desobturación, se recomienda como solvente el cloroformo.¹

3.3.6. Ventajas y Desventajas.²⁰

AH PLUS® PASTA A	AH PLUS® PASTA B
Buena estabilidad dimensional Buena radiopacidad Propiedades auto – adhesivas Baja contracción y solubilidad Buen sellado y fluidez Estable en color Se puede utilizar en todas las técnicas de obturación	Poco soluble en solventes comúnmente utilizados en Endodoncia



Fig. 6. Presentación de AH Plus®.

LARH 2012.

4. CEMENTOS SELLADORES A BASE DE SILICONA

4.1. SILICONAS.

Las siliconas son clasificadas como elastómeros no acuosos. Estos elastómeros, al ser compuestos poliméricos, deben de contener grandes moléculas y deben de formar una red tridimensional. Debido a la interacción débil de sus moléculas son materiales muy flexibles, ya que al estirarlos las cadenas se estiran, y al liberar la tensión, estas vuelven de inmediato a su estado de relajación.¹⁰

También se les clasifican como geles coloidales aunque a diferencia de los geles hidrocoloides, son hidrófobos. Estos materiales suelen ser sistemas de dos componentes, la polimerización y el entrecruzamiento, o ambos, y se originan ya sea por una reacción de condensación o de adición.¹⁰

Desde el punto de vista químico, hay cuatro tipos de elastómeros no acuosos que se utilizan en Odontología: polisulfuros, poliéter, siliconas con polimerización por adición y siliconas con polimerización por condensación.¹⁰

Las siliconas por adición son denominadas también como piliivinilsiloxano, ya que este polímero termina en grupos vinilo y está entrecruzado con grupos silano activados por una sal de platino como catalizador mediante una reacción por adición. En este tipo de siliconas no hay productos colaterales de la reacción; por tanto, la estabilidad dimensional de estos materiales es considerablemente superior a la de las siliconas por condensación.¹⁰

Existen otro tipo de siliconas, donde el polímero es un polidimetilsiloxano, que polimerizan por condensación, las cuales se explicarán en el siguiente tema.

4.2. POLIDIMETILSILOXANO

Las siliconas son polímeros inorgánicos, es decir, no contienen átomos de carbono en su cadena principal. Esta es una cadena alternada de átomos de silicio y de oxígeno. Cada silicona tiene dos grupos unidos a la misma y éstos pueden ser grupos orgánicos. La silicona más común es la que tiene grupos metilos unidos a átomos de silicio y sus extremos hidrolizados. Este polímero se llama “Polidimetilsiloxano”.¹¹ Su polimerización o entrecruzamiento se produce por medio de una reacción con silicatos de alquilo funcionales y tetrafuncionales, por lo general ortosilicato de tetraetilo, en presencia de octanato estannoso.¹⁰ Fig. 7.

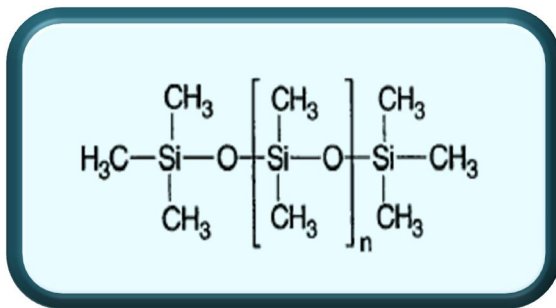


Fig. 7. Fórmula del polidimetilsiloxano.¹⁰

El metilo o el alcohol etílico es un producto colateral de la reacción. Su evaporación probablemente es la causa de casi toda la contracción que se produce en la silicona polimerizada.¹⁰

Las reacciones de polimerización de éste tipo de siliconas, se llevan a cabo a temperatura ambiente y en consecuencia estos materiales se denominan siliconas de vulcanización a temperatura ambiente (RTV). Un polímero RTV promedio consta de unas 1000 unidades monoméricas.¹⁰

Uno de los cementos a base de silicona más utilizados en la obturación de conductos radiculares, es el que tiene como componente principal el “Polidimetilsiloxano”.¹¹

4.3. ROEKOSEAL® (COLTÈNE/WHALEDENT).

Uno de los nuevos cementos selladores utilizados en Endodoncia junto con puntas de gutapercha, que ha presentado buena aceptación clínica, es el cemento a base de polidimetilsiloxano RoekoSeal®, debido a su baja sensibilidad a la humedad.²¹

Como se mencionó anteriormente, las características presentes en este tipo de selladores, tales como el buen sellado y endurecimiento en presencia de humedad, han hecho de las siliconas un material excelente para incluirlo como base de cementos selladores endodóncicos.¹

Existen otras características ideales que también se han tomado en cuenta, entre las cuales están: La expansión de 0.2% durante las primeras semanas después de su aplicación²² volviéndose estable después de este periodo de tiempo, lo cual le otorga buena capacidad de sellado.²¹

4.3.1. Descripción.

RoekoSeal® es un preparado a base de polidimetilsiloxano utilizado para sellar conductos radiculares. Sus propiedades físicas y químicas le proporcionan una enorme hermeticidad y biocompatibilidad.²³

RoekoSeal® es un sellador de conductos radiculares excepcional. Sus propiedades químicas y físicas cumplen todos los requisitos de un sellador de conducto radicular.²⁴ RoekoSeal® combina excepcionales propiedades, tales como una fluidez excelente, la no contracción y biocompatibilidad durante el manejo práctico. No hay riesgo de mezcla incorrecta.²⁵

RoekoSeal® proporciona un sellado excelente y establece nuevos estándares en calidad y biocompatibilidad en endodoncia. RoekoSeal® fluye tan bien que el conducto radicular y los conductos laterales se llenan con eficacia. Ante pruebas de efectos mutagénicos y pruebas de sensibilización mostraron resultados negativos.²⁵

RoekoSeal®, de acuerdo con el fabricante, es un cemento sellador biocompatible e insoluble, aunque no ha mostrado mejor capacidad selladora que otros cementos selladores en presencia o ausencia de barrillo dentinario causado por el trabajo biomecánico.²⁶

4.3.2. Composición.²⁵

COMPONENTE A	COMPONENTE B
Polidimetilsiloxano Aceite de silicona Aceite a base de parafina	Ácido de hexacloroplatínico Dióxido de zirconio

4.3.3. Presentación.

RoekoSeal® se presenta en un Kit o Set de 12 puntas aplicadoras y una jeringa dual de doble cámara.¹ Fig. 8.

4.3.4. Indicaciones de uso.

Obturación permanente de conductos radiculares en dentición permanente. Se puede utilizar en cualquier técnica de obturación en combinación con puntas de gutapercha, plata o titanio; o con cualquier otro sistema de obturación.²⁵

4.3.5. Manipulación.

Se presiona la jeringa de doble cámara donde se mezclan cantidades iguales de 1:1 de la pasta base y el catalizador, de forma homogénea y sin formar burbujas¹ se coloca en una loseta de vidrio y se cubre el cono maestro con la mezcla hecha, se puede realizar cualquier técnica de obturación.²⁵ Ese sistema de dosificar permite una manipulación simple e higiénica, con un tiempo de trabajo que varía entre 15 y 30 minutos y tiempo de fraguado de 45 a 50 minutos.¹

4.3.6. Ventajas y Desventajas.²⁷

VENTAJAS	DESVENTAJAS
Elevada Fluidez Fácil manipulación Biocompatible Estable dimensionalmente	No tiene adhesión a la dentina No tiene efecto antibacteriano



Fig. 8. Presentación de RoekoSeal®.²³

5. SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACIÓN

5.1. SOLUBILIDAD.

La solubilidad es la capacidad de una sustancia para disolverse en otra, es la concentración alcanzada por un soluto en una disolución saturada²⁸, puede expresarse en Moles por litro, en gramos por litro, o en porcentajes de soluto.⁹

5.2. DESINTEGRACIÓN.

La desintegración es el acto o efecto de la separación de un todo.²⁹ En pruebas de solubilidad no hay partículas en suspensión (el disolvente se mantiene limpio), mientras que en las pruebas de desintegración, se produce una liberación de las partículas de la muestra que se mantienen en suspensión (el disolvente se mantiene turbio).⁹

La solubilidad y desintegración, son fenómenos muy importantes, para los materiales dentales, incluyendo a los cementos selladores endodóncicos, ya que el objetivo principal de estos, es prevenir el ingreso de microorganismos provenientes del medio bucal hacia la zona periapical.³⁰

Es importante que los cementos selladores tengan un comportamiento adecuado dentro del conducto radicular, hablando principalmente de la solubilidad y desintegración, dentro de las primeras 24 h así como todo el tiempo en que esté el sellador dentro del conducto radicular, ya que la baja solubilidad y la ausencia de desintegración harán que el sellador cumpla con

su objetivo de prevenir la microfiltración, infección y reinfección del sistema de conductos.²²

Teniendo como base las definiciones anteriores, la solubilidad y desintegración de los cementos selladores provoca la aparición de espacios o huecos entre la dentina y el sellador mismo, promoviendo la filtración de microorganismos tanto a nivel coronal como a nivel apical así como la proliferación y colonización bacteriana, y siendo el objetivo principal del tratamiento de conductos evitar la filtración, proliferación y colonización bacteriana, es indispensable realizar pruebas que evalúen estas dos características en los cementos selladores.³⁰

Las pruebas para estas dos características están regidas bajo normas específicas, tanto de la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y ANSI/ADA N° 57 para materiales de obturación en Endodoncia.

6. ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DE NORMALIZACIÓN (ISO).

La Organización Internacional de Normalización (ISO por sus siglas en inglés) es una organización internacional no gubernamental cuyo objetivo es el desarrollo de normas internacionales. Este organismo está formado por organizaciones nacionales de la normalización de más de 80 países. La ISO trabaja para conseguir establecer especificaciones internacionales sobre los materiales dentales.³¹

El beneficio de dichas especificaciones para la odontología es incalculable, teniendo en cuenta la oferta y demanda de materiales, instrumentales y dispositivos dentales. Los dentistas cuentan con criterios de elección imparciales y fiables. En otras palabras, si los dentistas usan principalmente estos materiales que cumplen con las normas adecuadas, pueden dar por hecho que estos materiales serán satisfactorios.³¹

6.1. NORMA ISO 6876:2001 (DENTAL ROOT CANAL SEALING MATERIALS).

Esta Norma se publicó por primera vez en 1986 (ISO 6876:1986). No hubo diferencias significativas entre esta y la ANSI/ADA 57. La ISO especifica los requerimientos y métodos de prueba para los materiales de sellado de conductos radiculares que se utilizarán para evaluar sus propiedades físicas y mecánicas, tales como la fluidez, tiempo de trabajo, tiempo de fraguado, espesor de película, cambios dimensionales después del fraguado, solubilidad y radiopacidad.³²

6.2. NORMA ANSI/ADA N° 57 PARA MATERIALES DE OBTURACIÓN EN ENDODONCIA.

Esta norma se estableció para evaluar las características fisicoquímicas de los cementos selladores endodóncicos, tiene similitudes con la norma ISO 6876:2001 en cuanto a los requerimientos y métodos para evaluar dichas características fisicoquímicas, en cuanto a la evaluación de los resultados, manejan los mismos valores para el cumplimiento de los requisitos que deben cumplir los cementos selladores endodóncicos.³³

En cuanto a la prueba de solubilidad, que es la que nos interesa en este trabajo, la Norma ISO 6876:2001 indica que: La solubilidad del cemento sellador, cuando se determina de acuerdo con las pruebas indicadas por la norma, no deben de exceder el 3% de la totalidad de su masa inicial, y que las muestras no deberán de presentar evidencias de desintegración cuando se examinen visualmente.³²

7. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En el área de la Endodoncia, uno de los factores principales que influyen en el fracaso del tratamiento de conductos, es la solubilidad de los cementos selladores de conductos radiculares. Tomando en cuenta que se realizó previamente una conformación, desinfección y una obturación adecuada de dichos conductos radiculares.

Una etapa importante y crucial dentro del tratamiento de conductos es la obturación, ya que en ella, además de la habilidad del Especialista en Endodoncia o del Cirujano Dentista, intervienen materiales como los cementos selladores de conductos radiculares, los cuales deben de cumplir con ciertos requisitos en sus características fisicoquímicas estrictamente establecidas por las normas de calidad, una característica que deben de cumplir es la nula o poca solubilidad y no deben de presentar signos de desintegración.

Dos de los cementos selladores más actuales, a base de resina (AH Plus®) y a base de silicona (RoekoSeal®) podrían ser considerados como una buena opción en el tratamiento de conductos, debido a que pueden presentar muy poca solubilidad y desintegración.

8. JUSTIFICACIÓN.

En la actualidad el uso de nuevos cementos selladores ha ido en aumento, por eso necesario realizarles pruebas en sus características fisicoquímicas, las cuales se deben de llevar a cabo en base a las normas de calidad que incluyan éste tipo de materiales endodóncicos, como la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y la ANSI/ADA N° 57 para materiales de obturación en Endodoncia.

Esto es de suma importancia para el Especialista en Endodoncia o el Cirujano Dentista, ya que el resultado de las pruebas realizadas, en específico de solubilidad y desintegración, influirá en la elección de un cemento sellador que le ofrezca eficacia, que se adapte a sus necesidades y del tratamiento mismo.

La importancia de éste estudio es saber si los cementos selladores, AH Plus® y RoekoSeal® pueden reducir en un gran porcentaje el fracaso en el tratamiento de conductos al presentar nula o poca solubilidad y desintegración.

9. HIPÓTESIS

9.1. HIPÓTESIS DE TRABAJO.

El cemento sellador a base de resina AH Plus® presenta menor solubilidad que el cemento sellador a base de silicona RoekoSeal® de acuerdo con la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials).

9.2. HIPÓTESIS ALTERNA.

El cemento sellador a base de resina AH Plus® presenta mayor solubilidad que el cemento sellador a base de silicona RoekoSeal® de acuerdo con la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials).

10. OBJETIVOS

10.1. OBJETIVO GENERAL.

Realizar las pruebas de solubilidad a los cementos selladores AH Plus® y RoekoSeal® de acuerdo con los requisitos establecidos por la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials).

10.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Conocer los componentes de los cementos selladores AH Plus® y RoekoSeal®.
- Conocer la presentación y realizar la manipulación de los cementos selladores AH Plus® y RoekoSeal®.
- Obtener los resultados de solubilidad obtenidos de las pruebas realizadas a los cementos selladores AH Plus® y RoekoSeal® y compararlos con los requerimientos establecidos por la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials).
- Evaluar la solubilidad y desintegración de los cementos AH Plus® y RoekoSeal® en base a los resultados obtenidos y comprobar si son una buena opción para el tratamiento de conductos.

11. MATERIAL Y MÉTODO.

11.1 MATERIAL.

1. Cemento sellador AH Plus® (Dentsply).
2. Cemento sellador RoekoSeal® (Coltène/Whaledent).

11.2. EQUIPO.

1. Moldes de anillo de 20 mm de diámetro y 1.5 mm de grosor.
2. Láminas de vidrio delgadas.
3. Hojas de polietileno.
4. Frascos de vidrio color ámbar de 60 ml.
5. Alambre de ortodoncia calibre .18 en forma gancho.
6. Plástico Parafilm® "M".
7. Aceite de silicón y pincel.
8. Papel filtro Whatman.
9. Agua grado 3.
10. Vidrios de reloj.
11. Balanza analítica OHAUS®.
12. Balanza Adventurer®.
13. Cabina PolyScience® ($37 \pm 1^{\circ}\text{C}$, 95% de humedad).
14. Horno Felisa® ($110 \pm 2^{\circ}\text{C}$).
15. Desecador Nalgene® (sílica gel).

11.3. METODOLOGÍA.

1. Se realizaron tres muestras de AH Plus® y tres muestras de RoekoSeal® de acuerdo con lo requerido por la Norma ISO 6876:2001, se procedió a pesar en la balanza analítica OHAUS® los alambres. **Fig. 9 y 10.**



Fig. 9. Pesaje de alambres.



Fig. 10. Balanza analítica OHAUS®.

2. Se colocó aceite de silicón como agente separador en los seis moldes para facilitar la salida de las muestras una vez fraguadas. Posteriormente se pesaron las pastas A y B de AH Plus® hasta registrar un peso de 1 ± 0.10 g de cada pasta, y las pastas de RoekoSeal® hasta registrar 2 ± 0.10 g. **Fig. 11.**



Fig. 11. Aplicación de aceite de silicón al molde.

3. Se colocaron los moldes sobre las láminas de vidrio y las hojas de polietileno, se sobrellenaron ligeramente con los cementos mezclados siguiendo las indicaciones del fabricante, se les colocó el alambre correspondiente y se colocó por encima nuevamente una hoja de polietileno y una lámina de vidrio y se hizo presión, con el fin de dejar una superficie tersa, lisa, y libre de burbujas. **Fig. 12 y 13.**

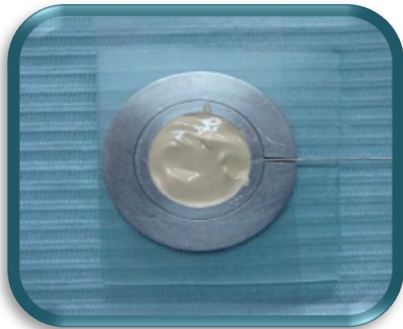


Fig. 12. Sobrellenado del molde.

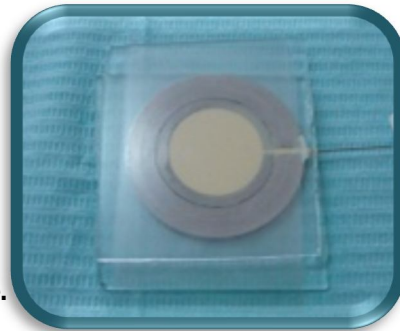


Fig. 13. Colocación de lámina de vidrio y hoja de polietileno.

4. Posteriormente se colocaron los moldes dentro de la cabina PolyScience® a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 95% de humedad relativa por un periodo de tiempo de tres veces el tiempo de fraguado que indica el fabricante, para AH Plus® fue de 24 h. y para RoekoSeal® fue de 2 h. 30 min. **Fig. 14 y 15.**



Fig. 14. Cabina PolyScience.



Fig. 15. Muestras colocadas en la cabina.

5. Transcurrido el tiempo, se sacaron los moldes de la cabina y se procedió a remover las seis muestras ya fraguadas de los moldes, eliminando los sobrantes teniendo cuidado de no romper ni deformar las muestras. **Fig. 16.**

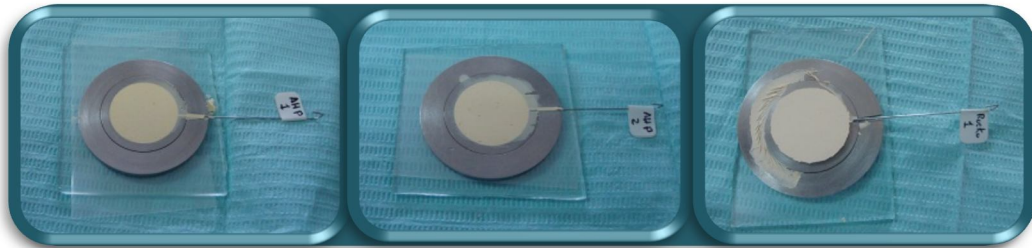


Fig. 16. Salida de las muestras de la cabina.

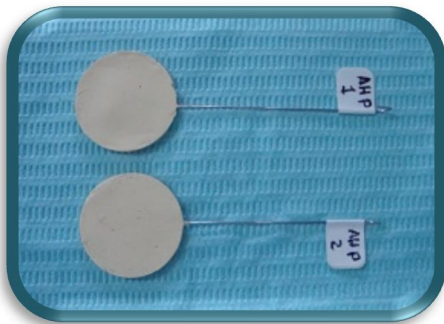


Fig. 17. Obtención muestras AH Plus®.

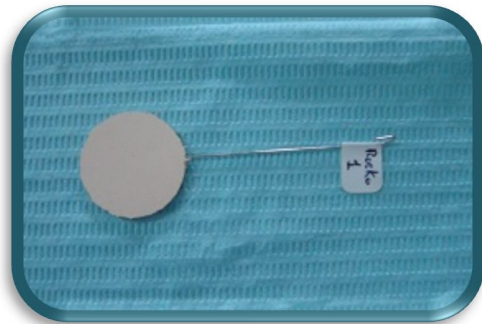


Fig. 18. Obtención muestras RoekoSeal®.

6. Se pesaron las muestras en la balanza analítica OHAUS® registrando su peso neto (masa inicial = m_i). **Fig. 19 y 20.**

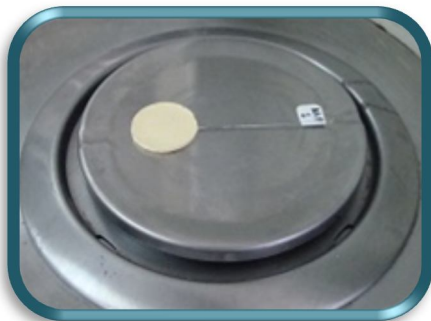


Fig. 19. Pesaje inicial de muestras de AH Plus®.

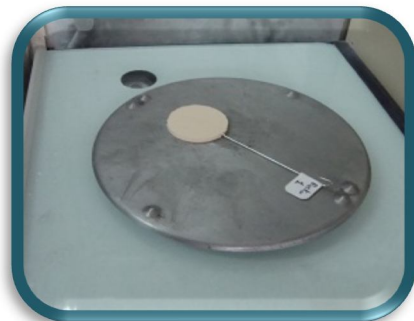


Fig. 20. Pesaje inicial de muestras de RoekoSeal®.

7. Después de registrar su peso, se sumergió cada muestra en 50 ml de agua grado 3 (desionizada, bidestilada y desmineralizada) dentro de frascos de 60 ml, teniendo precaución de no tocar las muestras con las paredes de los frascos. **Fig. 21.**



Fig. 21. Muestras sumergidas en 50 ml de agua grado 3.

8. Se sellaron los frascos con plástico Parafilm® “M” y se colocaron nuevamente en la cabina a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 95% de humedad relativa por 24 h. **Fig. 22 y 23.**



Fig. 22. Muestras AH Plus® en agua dentro de cabina.



Figura 23. Muestras RoekoSeal® en agua dentro de cabina.

9. Transcurrido el tiempo, se sacaron las muestras del agua y se enjuagaron con 3 ml de agua grado 3 y se analizó visualmente el agua del enjuague para observar si las muestras desprendían partículas, se secó el agua de las muestras con un papel filtro Whatman®. **Figura 24 y 25.**

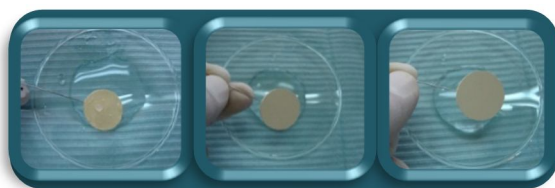


Fig. 24. Enjuague de muestras.

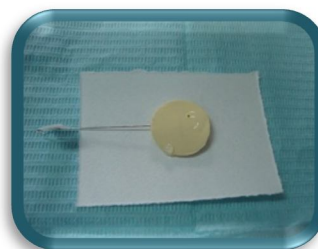


Fig. 25. Muestra en papel filtro.

10. Se procedió a colocar las muestras en el horno Felisa® a $110 \pm 2^\circ\text{C}$ por un periodo de 30 min. **Fig. 26 y 27.**



Fig. 26. Horno Felisa®



Fig. 27. Muestras dentro del horno.

11. Después de pasado el tiempo en el horno se colocaron las muestras de RoekoSeal® en el desecador Nalgene® de sílica gel por 30 min. **Fig. 28 y 29.**



Fig. 28. Desecador Nalgene®.



Fig. 29. Muestras de RoekoSeal® en desecador.

12. Pasado el tiempo, se sacaron las muestras de RoekoSeal® del desecador y se procedió a registrar su peso final (masa final = m_f). Fig. 30.

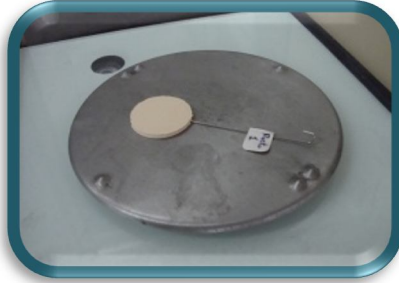


Fig. 30. Pesaje final de muestras de RoekoSeal®.

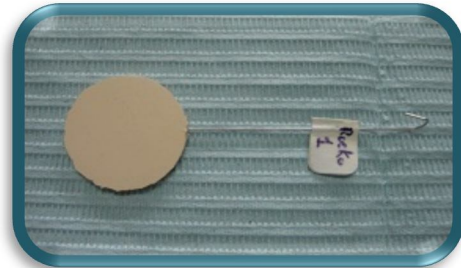


Fig. 31. Muestra final RoekoSeal®.

13. Las muestras de AH Plus® no pudieron ser colocadas en el desecador, ya que se derritieron dentro del horno. Fig. 32. Se realizaron tres muestras más.

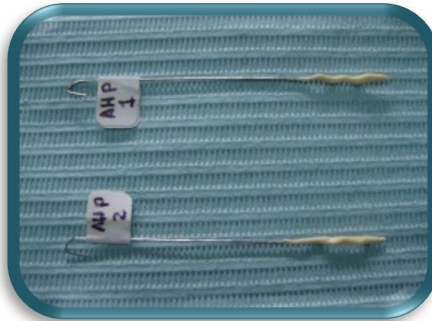


Fig. 32. Muestras de AH Plus® derretidas después de sacarlas del horno.

14. Se pesaron las pastas A y B de las nuevas muestras de AH Plus® hasta registrar un peso de 1 ± 0.10 g de cada pasta. Fig. 33.



Fig. 33. Pesaje de las pastas A y B de las muestras de AH Plus®.

15. Se colocaron los moldes previamente barnizados de aceite de silicón sobre las láminas de vidrio y hojas de polietileno, sobrellenándolos ligeramente, colocándoles el alambre previamente pesado y colocando sobre los moldes otra hoja de polietileno y una lámina de vidrio haciendo presión para dejar una superficie tersa, lisa y libre de burbujas. Fig. 34 y 35.

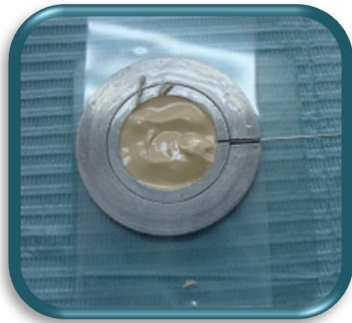


Fig. 34. Sobrellenado de molde.

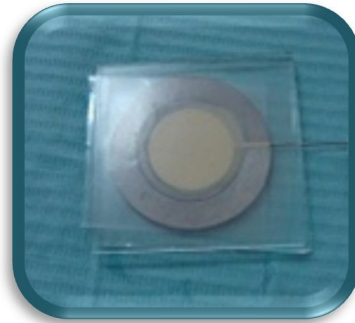


Fig. 35. Lámina de vidrio y hoja de polietileno.

16. Se colocaron los moldes en la cabina a 37 ± 1 °C y 95% de humedad relativa por un periodo de tiempo de tres veces el tiempo de fraguado que indica el fabricante (8 h x 3.). Fig. 36.

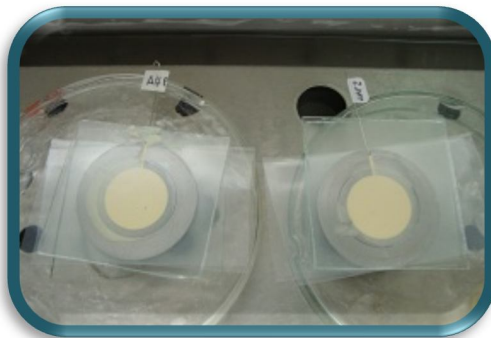


Fig. 36. Muestras AH Plus® dentro de la cabina por 24 h.

17. Transcurridas las 24 h. se sacaron los moldes de la cabina para obtener cuidadosamente las muestras ya fraguadas. Fig. 37.

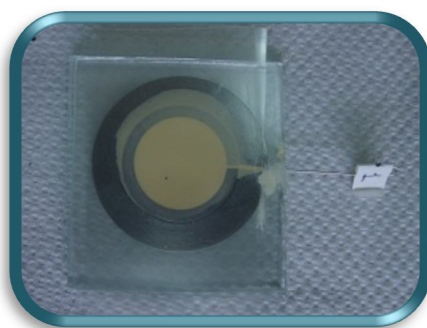


Fig. 37. Salida de las muestras de la cabina.

- 18.** Se registró el peso neto de las muestras (masa inicial = m_i) con la balanza. **Fig. 38.**

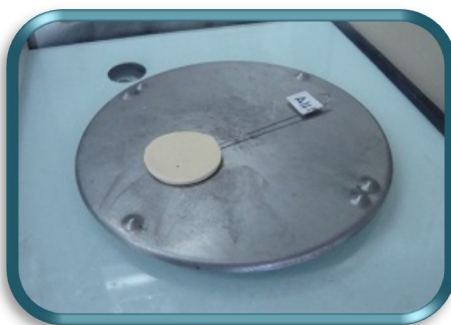


Fig. 38. Pesaje inicial de muestras de AH Plus®.

- 19.** Se sumergieron las muestras en 50 ml de agua grado 3 dentro de frascos de 60 ml, teniendo precaución de no tocar las paredes del frasco con las muestras. **Fig. 39.**



Fig. 39. Muestras sumergidas en agua grado 3.

20. Se sellaron los frascos con plástico Parafilm® "M" y se colocaron en la cabina a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 95% de humedad relativa por 24 h. Fig. 40.



Fig. 40. Muestras de AH Plus® sumergidas en agua dentro de cabina.

21. Después de transcurridas las 24 h se sacaron las muestras del agua y se procedió a enjuagarlas en 3 ml de agua grado 3, se analizó visualmente el agua del enjuague para verificar si las muestras desprendieron partículas, después se secó el agua de las muestras con papel filtro. Fig. 41.

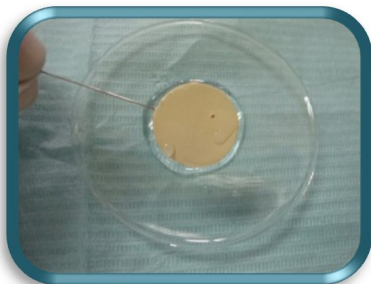


Fig. 41. Enjuague de muestras.

22. Se colocaron las muestras en el desecador por un periodo de tiempo de 24 h. Fig. 42.



Fig. 42. Muestras de AH Plus® en desecador.

23. Pasadas las 24 h. se sacaron las muestras del desecador y se registró el peso final (masa final = mf) en la balanza. Fig. 43 y 44.



Fig. 43. Pesaje final de muestras AH Plus®.

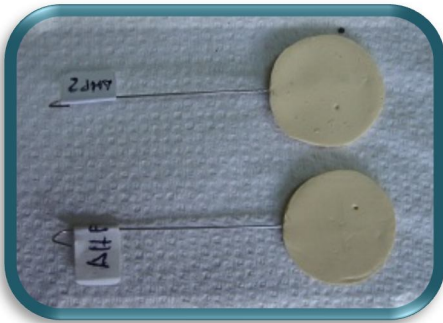


Fig. 44. Muestras finales de AH Plus®.

El peso perdido de cada muestra, expresado como el porcentaje de la masa original, deberá ser tomado como la solubilidad del cemento sellador.²⁰

$$\% \text{ de solubilidad} = (m_i - m_f)/m_i \times 100.^{33}$$

De acuerdo con la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y la Norma ANSI/ADA 57 para materiales de obturación en Endodoncia, la solubilidad de un cemento sellador no debe de exceder el 3% de su peso y las muestras no deben de mostrar evidencia de desintegración cuando sean examinadas visualmente.^{33, 20}

12. RESULTADOS

La Norma ISO 6876:2001 especifica que las muestras no deben de exceder el 3% de la perdida de su peso neto, y que no deberán mostrar signos de desintegración tras ser revisadas visualmente, los resultados expresados en porcentaje se tomarán como la solubilidad del cemento sellador.

Después de realizar la prueba de solubilidad, según la norma, se obtuvo el promedio de las tres muestras de cada cemento sellador donde AH Plus® obtuvo un porcentaje del 0.252% de solubilidad y RoekoSeal® un porcentaje del 0.323%. De acuerdo a estos resultados, AH Plus® obtuvo el menor porcentaje de solubilidad en comparación con RoekoSeal®.

GRUPO EXPERIMENTAL	SOLUBILIDAD (%)
AH PLUS®	0.252
ROEKOSEAL®	0.323

Tabla 2. Promedio del porcentaje de solubilidad de AH Plus® y RoekoSeal®.

Ah Plus® y RoekoSeal®, después de analizar visualmente el agua con el que fueron enjuagadas las muestras, no mostraron signos de desintegración.

Los cementos selladores AH Plus® a base de resina epóxica y RoekoSeal® a base de silicona polidimetilsiloxano cumplen con los requerimientos exigidos por la Norma ISO 6876:2001 y ANSI/ADA N° 57 para solubilidad y desintegración.

De acuerdo con los resultados, la hipótesis de trabajo se cumple, mostrando qué, después de realizadas las pruebas de solubilidad y desintegración, AH Plus® presentó menor solubilidad que RoekoSeal®.

Es importante mencionar que en la repetición de la prueba de solubilidad y desintegración para AH Plus®, los primeros pasos hasta el momento de sacarlos del agua y de la cabina se siguieron de acuerdo con los requerimientos de la Norma ISO 6876:2001, a partir de este punto, donde se deseca el agua de las muestras (ver punto 7.7.3 del Anexo 1), se siguieron los requerimientos de la Norma ANSI/ADA N° 57, donde, en vez de introducir las muestras en un horno a $110 \pm 2^{\circ} \text{C}$ por 30 min y posteriormente al desecador por el mismo periodo de tiempo, establece que se introducen por 24 h dentro del desecador y transcurrido el tiempo se procede a registrar su peso final.

13. DISCUSIÓN.

Es importante que los materiales usados en Odontología, así como en Endodoncia, deban de tener ciertas características y propiedades de acuerdo a las necesidades del Odontólogo y del tratamiento que vaya a realizar.

Estas características deben de ser evaluadas y certificadas por las Normas de calidad, como la ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y ANSI/ADA N° 57 para materiales de obturación en Endodoncia, y no solo quedarnos con lo que el fabricante nos muestra o nos ofrece.

Se han evaluado a través de los años los cementos selladores conforme han ido apareciendo en el mercado, para confirmar, refutar o certificar sus características fisicoquímicas, por parte de las normas de calidad antes mencionadas.

Para asegurar un buen sellado permanente del conducto radicular y evitar la penetración de bacterias, los cementos selladores endodóncicos deben de ser insolubles en los fluidos periapicales.⁵ Esta característica nos auguraría el éxito a largo plazo de un tratamiento de conductos; Schäfer y Zandbiglari (2003) en su estudio, analizaron la solubilidad de RoekoSeal®, AH Plus® y otros selladores a base de hidróxido de calcio, óxido de zinc y eugenol e ionómero de vidrio en agua y saliva artificial, teniendo como resultados que AH Plus® presentó la más baja solubilidad de todos los cementos probados en ambos líquidos después de 28 días sumergidos, seguido por RoekoSeal®³⁴, los resultados obtenidos por Schäfer y Zandbiglari (2003), coinciden con los del estudio presentado en este trabajo, donde AH Plus® presentó menor solubilidad que RoekoSeal®.

Los resultados varían de un estudio a otro, pero en la mayoría hay coincidencia de los resultados de pruebas de solubilidad y desintegración realizadas con los requerimientos de ambas normas, tal es el caso del estudio realizado por Donnelly *et al* (2007) donde se evaluó, basado en ambas normas, la solubilidad de AH Plus®, donde resultó con un porcentaje del 0.16%, menor al que presentaron los demás cementos selladores, a base de ionómero de vidrio y óxido de zinc y eugenol, también se evaluó un cemento llamado GuttaFlow®, dicho cemento presentó menor solubilidad que AH Plus®.³⁵ Este resultado difiere de los resultados obtenidos en este estudio ya que AH Plus® presenta menor solubilidad que RoekoSeal®, esto podría deberse a que, a pesar de que RoekoSeal® y GuttaFlow® están hechos a base de polidimetilsiloxano, GuttaFlow® es diferente en su composición lo cual lo haría mas resistente a la solubilidad, incluso más que AH Plus®.

Los nuevos cementos selladores han buscado tener un buen comportamiento clínico, uno de estos cementos es el AH Plus®, Marín-Bauza *et al.* (2010) en su estudio realizaron las pruebas para analizar las propiedades fisicoquímicas en base a los requerimientos de la ANSI/ADA N° 57 de varios cementos selladores¹³, obteniendo una solubilidad en este cemento de 0.75%, resultados que difieren del presente estudio en cuanto a la solubilidad, ya que en la metodología hay una diferencia significativa, la cual, en la ISO 6876:2001 el tiempo en que deben de estar sumergidas las muestras en agua es de 24 horas y en la ANSI/ADA N° 57 deben de estar durante 7 días, es por eso que los resultados de las pruebas de solubilidad para AH Plus® en este estudio fueron más bajos (0.252%). Ambos cementos selladores cumplen con los requerimientos de la Norma.

En este estudio se evaluaron los cementos AH Plus® a base de resina epóxica y RoekoSeal® a base de silicona polidimetilsiloxano. Flores *et al.* (2010) evaluaron en su estudio la solubilidad de AH Plus® y RoekoSeal® donde AH Plus® presentó menor solubilidad que RoekoSeal® (0.36% y 0.50% respectivamente)²⁷, comparado con los resultados del presente estudio podemos decir que los resultados obtenidos por Flores *et al* difieren de los de éste estudio, ya que el tiempo en que se dejaron sumergidas las muestras en el agua grado 3 (desionizada, bidestilada y desnaturalizada) es de 24 h y en el estudio de Flores *et al* se dejaron 7 días, por la razón de que Flores *et al* se basó en la Norma ANSI/ADA 57, y éste estudio en la Norma ISO 6876:2001. En ambos estudios, AH Plus® y RoekoSeal® cumplen con lo requerido por la Norma ISO 6876:2001 ya que no exceden del 3% de solubilidad.

Los resultados arrojados en el presente estudio pueden marcarnos una pauta al elegir un cemento sellador, dentro de los cuales, como una buena opción encontramos a AH Plus® y a RoekoSeal® ya que son estables dentro del conducto y sufren poca solubilidad como lo mostró Azadi *et al.* (2012) en su estudio, donde evaluó la solubilidad de AH Plus® (0.082%) y RoekoSeal® (0.517%) sumergidos en agua bidestilada por un periodo de 4 semanas³⁰, dichos resultados varían con los de éste estudio, ya que se utilizó agua grado 3 (desionizada, bidestilada y desnaturalizada) y en el estudio hecho por Azadi *et al* (2012) se utilizó agua bidestilada, a pesar de esto, el porcentaje menor de solubilidad entre AH Plus® y RoekoSeal® la presenta el primero.

14. CONCLUSIONES.

- ✦ Las pruebas de solubilidad y desintegración realizadas a los cementos AH Plus® y RoekoSeal® se hicieron en base a los requerimientos de la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) complementados por un paso de la Norma ANSI/ADA N° 57, esta modificación se hizo en la repetición de las muestras de AH Plus® debido a que en la Norma ANSI/ADA N° 57 no se utiliza un horno a $110 \pm 2^\circ \text{C}$, ya se comprobó que a esta temperatura AH Plus® ya fraguado, es poco estable y se derrite.
- ✦ Es importante conocer la metodología por la cual se realizan las pruebas para evaluar las características fisicoquímicas de un material así como los requerimientos que piden las normas a los fabricantes para elaborar y sacar al mercado un material dental. Teniendo este conocimiento claro y entendido, nos acercará a la realidad de lo que nos ofrece un fabricante y ampliará las opciones de elegir el material adecuado, en este caso, los cementos selladores.
- ✦ La continua evolución y la aplicación de la tecnología en los materiales dentales, como lo son los cementos selladores endodóncicos, han traído como consecuencia el desarrollo de nuevos materiales, los cuales deben de estar sometidos continuamente a pruebas que certifiquen su calidad, para así ofrecer al Odontólogo y a los Especialistas un material confiable, adecuado a las necesidades del tratamiento, certificado y seguro para el mismo paciente, para así tener éxito en los tratamientos que se lleven a cabo.

✚ De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio podemos concluir que los cementos selladores de conductos radiculares AH Plus® y RoekoSeal® son una excelente opción para ser utilizados en el tratamiento de conductos gracias a su baja solubilidad y nula desintegración, lo cual cumple ampliamente con lo requerido por la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials) y la Norma ANSI/ADA N° 57.

✚ Es importante saber, de acuerdo al diagnóstico del tratamiento, que cemento sellador utilizar para la obturación, ya que el RoekoSeal® no presenta actividad antimicrobiana²⁷, por lo que se propone que este cemento sellador, a pesar de sus buenas características de sellado y poca solubilidad, se utilice en tratamientos donde no se requiera esta característica de efecto antimicrobiano, como en una biopulpectomía, no así el AH Plus® que presenta una buena actividad antimicrobiana.²⁷

✚ Esta evolución y desarrollo de nuevos materiales, debe de traer como consecuencia, requerimientos más exigentes y estrictos en cuanto a la metodología de realizar las pruebas a los materiales dentales.

Se propone que, en futuras pruebas de solubilidad y desintegración para AH Plus® o cualquier otro cemento a base de resinas plásticas bajo la Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials), se modifique en el paso de evaporar el agua de las muestras con la Norma ANSI/ADA N° 57, ya que en esta norma, las muestras no se colocan en el horno a $110 \pm 2^{\circ}\text{C}$ sino en el desecador durante 24h, esto debido a que las muestras se derritieron en el horno en un lapso de tiempo de 30 min.

15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Leonardo M R. Endodoncia: Tratamiento de conductos radiculares: Principios técnicos y biológicos, volumen 2. Artes Médicas, São Paulo: 2005. Pp.: 953-1024.
2. Canalda C, Braun E. Endodoncia: Técnicas clínicas y bases científicas. 2ª ed. Masson, Barcelona: 2006. Pp.: 194-204.
3. Walton R E, Torabinejad M. Endodoncia principios y práctica clínica. 1ª ed. Mc Graw-Hill. México; 1991: Pp.: 242-254.
4. Da Lima M E. Endodoncia: De la biología a la técnica. 1ª ed. AMOLCA, Colombia: 2009. Pp.: 328.
5. Salz U, Poppe D, Sbicego S, Roulet J F. Sealing properties of a new root canal sealer. International Endodontic Journal. 2009; 42: 1084-1089.
6. Ingle J I, Bakland L K. Endodoncia. 4ª ed. Mc Graw-Hill Interamericana, México: 1996. Pp.: 244.
7. Tanomaru-Filho M, Tanomaru J M G, Leonardo M R, Da Silva L A B. Periapical repair after root canal filling with different root canal sealers. Braz Dent J. 2009; 20(5): 389-395.
8. Racciatti G. Agentes selladores en endodoncia. Facultad de odontología, Universidad Nacional de Rosario, Argentina. 2000: 1-19.
9. Carvalho-Júnior J R, Guimarães L F, Correr-Sobrinho L, Pécora J D, Sousa-Neto M D. Evaluation of solubility, desintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. Braz. Dent. J. 2003; 14(2):114-118.
10. Phillips R W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 8ª ed. Interamericana. México; 1988: Pp.: 143-148, 164-183.
11. www.pslc.ws/spanish/silicone.html
12. Marciano M A, Guimarães B M, Ordinola-Zapata R, Bramante C M, Cavenago B C *et al*. Physical properties and interfacial adaptation of three epoxy resin-based sealers. J. Endod. 2011; 37(10): 1417-21.
13. Marin-Bauza G A, Rached-Junior F J, Souza-Gabriel A E, Sousa-Neto M D, Miranda C E *et al*. Physicochemical properties of methacrylate resin-based root canal sealers. J. Endod. 2010; 36(9): 1531-6.

14. Isaza O, Rodón M C. Resilon.
www.javieriana.edu.com/academiapgendodncia/art_revision/revision_2006/i_a_revision39.html
15. Hall S A, Howlin B J, Hamerton I, Baidak A, Billaud C *et al.* Solving the problem of building models of crosslinked polymers: an example focusing on validation of the properties of crosslinked epoxy resins. PLoS ONE. 2012; 7(8):42928.
16. Resende L M, Rached-Junior F J, Versiani M A, Souza-Gabriel A E, Miranda C E *et al.* A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. International Endodontic Journal. 2009; 42: 785-793.
17. Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Solomonov M, Moshonov J, Weiss E I *et al.* Antibacterial properties of four endodontic sealers. J. Endod. 2008; 34:735-738.
18. Instrucciones para el uso de AH Plus®. Dentsply De Trey GmbH. Germany.
19. Yasuda Y, Kamaguchi A, Saito T. In vivo evaluation of the antimicrobial activity of a new resin-based endodontic sealer against endodontic pathogens. Journal of Oral Science. 2008; 50(3):309-313.
20. Duarte Hungaro M A, Ordinola-Zapata R, Bernardes A, Monteiro B C, Influence of calcium hydroxide association on the physical properties of AH Plus. J. Endod. 2010; 36(6):1048-1051.
21. Pawińska M, Kierklo A, Tokajuk G, Sidum J. New endodontic obturation systems and their interfacial bond strength with intraradicular dentine-ex vivo studies. Advances in Medical Sciences. 2011; 56: 327-333.
22. Özok A R, Van der Sluis L W M, Wu M K, Wesselink P R. Sealing ability of a new polydimethylsiloxane-based root canal filling material. J. Endod. 2008; 34(2):204-207.
23. www.coltene.com/en/products/21/details/124/ROEKO_ROEKOSEAL.html
24. Wu M K, Van der Sluis L W M, Wesselink P R. A 1-year follow-up study on leakage of single-cone fillings with RoekoRSA sealer. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006; 101(5): 662-667.
25. www.coltene.com/download.php?file_id=3779

- 26.** Economides N, Panagiotis B, Kolokouris I, Gogos C, Kokorikos I. Comparative study of the sealing ability of a polydimethylsiloxane-based root canal sealer. *Braz Dent J.* 2005; 16(2): 145-148.
- 27.** Flores D S H, Rached-Junior, Vesiani M A, Guedes D F C, Sousa-Nieto M D *et al.* Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. *International Endodontic Journal.* 2011; 44:126-135.
- 28.** Real academia Nacional de Medicina. Diccionario de términos médicos. Madrid: Panamericana, 2011. Pp.: 1532.
- 29.** Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas. 13^a ed. México: Salvat, 1993. Pp. 1165.
- 30.** Azadi N, Fallahdoost A, Mehrvarzfar P, Rakhshan H, Rakhshan V. A four-week solubility assessment of Ah-26 and four new root canal sealers. *Dent Res J.* 2012; 9(1): 31-35.
- 31.** Anusavice K J. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. 11^a ed. Elsevier, Madrid: 2004. Pp.: 14-17.
- 32.** International Standar. ISO 6876:2001 Dental root canal sealing materials. 2^a ed. Suiza, 2001. Pp. V, 2, 6-7.
- 33.** Norma 57 de ANSI/ADA para materiales de obturación en endodoncia.
- 34.** Schäfer E, Zandbiglari T. Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. *International Endodontic Journal.* 2003; 36: 660-669.
- 35.** Donnelly A, Sword J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Agee K *et al.* Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. *J. Endod.* 2007; 33:990-994.

16. ANEXO 1.

Norma ISO 6876:2001 (Dental Root Canal Sealing Materials).

4.3.6 Solubilidad.

La solubilidad de los cementos selladores, cuando se determina de acuerdo con el punto 7.7, no deben de exceder del 3% de pérdida de masa.

Las muestras no deben de mostrar evidencia de desintegración cuando sean examinadas visualmente.

7.7 Solubilidad.

7.7.1 Aparatos y materiales.

7.7.1.1 Moldes de anillos separables, deben de tener un diámetro interno de 20 ± 1 mm y un grosor de $1,5 \pm 0,1$ mm.

7.7.1.1 Láminas o losetas delgadas de vidrio, deben de tener dimensiones mayores que los moldes.

7.7.1.3 Hojas de plástico impermeables, como hojas plásticas de polietileno de 50 ± 30 μ m de espesor.

7.7.1.4 Recipientes, como cajas de Petri u otros frascos de vidrio o de porcelana que tengan un diámetro aproximado de 90 mm, con una capacidad de volumen mínimo de 70 ml.

7.7.1.5 Cabina, capaz de mantener una temperatura de $37 \pm 1^\circ$ C y una humedad relativa de 95%.

7.7.1.6 Agua grado tres, especificada por ISO 3696:1987.

7.7.1.7 Desecador, que contenga pentóxido fosfórico u otro tipo de desecador.

7.7.1.8 Horno de calor, capaz de mantener una temperatura de $110 \pm 2^\circ$ C.

7.7.2 Preparación de las muestras.

Preparar tres muestras de acuerdo con uno de los siguientes métodos:

a) Para materiales que no requieren agua para su fraguado, poner los moldes (7.7.1.1) sobre una lámina delgada de vidrio (7.7.1.2) y llenarlo con un ligero excedente de material del sellador mezclado de acuerdo con las indicaciones del fabricante. Presionarlo con otra lámina de vidrio colocándole una hoja de polietileno (7.7.1.3) entre el cemento sellador y la lámina de vidrio con el fin de dejar una superficie tersa, lisa y uniforme. Colocar las muestras en la cabina (7.7.1.5) por un periodo de tiempo de 50% más del tiempo de fraguado establecido por el fabricante. Remover las muestras del molde y determinar el peso del sellador lo más cerca a 0,001 g.

b) Para materiales que requieren de humedad para su fraguado, poner los moldes sobre las láminas de vidrio como se mencionó anteriormente. Mezclar 2 g del material de acuerdo con las indicaciones del fabricante junto con 0,002 ml/ 0,02 g de agua (7.7.1.6) y llenar los moldes con un ligero excedente. Presionarlo con otra lámina de vidrio colocándole una hoja de polietileno entre el cemento sellador y la lámina de vidrio y colocarlo en la cabina por un periodo de tres veces el tiempo de fraguado indicado por el fabricante. Remover las muestras de los moldes y determinar el peso del sellador lo más cercano a 0,001 g.

7.7.3 Procedimiento.

Poner las muestras en los frascos (7.7.1.4) de manera que los bordes de las muestras no toquen las paredes del frasco. Agregar 50 ml de agua y cubrir el frasco. Colocar los frascos con las muestras sumergidas en el agua dentro de la cabina por 24 h, y recuperar las muestras. Lavar las muestras con 2 o 3 ml de agua, recuperar el agua del enjuague en un recipiente. Examinar dicha agua. La presencia de partículas es evidencia de desintegración y por lo tanto el material no cumplirá con el punto 4.3.6.

Desecar las muestras evaporando el agua sin llegar a la ebullición dentro del horno a una temperatura de $110 \pm 2^{\circ} \text{C}$ durante 30 min, colocar las muestras en el desecador (7.7.1.7) para enfriarlas a la temperatura del cuarto durante 30 min y posteriormente registrar su peso lo más cercano a 0,001 g.

7.7.4 Manejo de resultados.

El peso perdido de cada muestra, expresado como el porcentaje de la masa original, deberá ser tomado como la solubilidad del cemento sellador. Después de registrar el valor principal como la solubilidad y si este pasa las pruebas, el resultado mostrará que cumple con los requerimientos del punto 4.3.6.