



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Propiedades físico químicas de dos selladores a base de resina epóxica: Topseal y Adseal. Estudio comparativo

Julio César Cardona Hidalgo

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Odontología, Especialidad en Endodoncia
Bogotá D.C., Colombia

2016

Propiedades físico químicas de dos selladores a base de resina epóxica: Topseal y Adseal. Estudio comparativo

Julio César Cardona Hidalgo

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:
Especialista en Endodoncia

Director:

M.Sc., Julio César Avendaño Rueda

Línea de Investigación:

Bioingeniería en Endodoncia

Grupo de Investigación:

Invendo

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología, Especialidad en Endodoncia

Bogotá D.C., Colombia

2016

Dedicatoria

A Dios y a mi familia.

*A Mi esposa Mackensi por su comprensión,
paciencia y apoyo.*

*A mis Hijas Sofía y Samantha que me
motivan a seguir creciendo día a día.*

*A mi Madre, Hermanos y Sobrinos por su
incondicional apoyo.*

Agradecimientos

Quiero agradecer al Doctor Julio César Avendaño Rueda por su apoyo y disposición para el desarrollo de este proyecto.

A mis compañeros de especialidad por su compañía y apoyo.

Y Finalmente a la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional De Colombia ya que sin su apoyo nada de esto hubiera sido posible.

Resumen

El objetivo del estudio fue evaluar la radiopacidad, solubilidad, fluidez y espesor de la película de dos selladores a base de resina epóxica: Topseal y Adseal.

Metodología: Se realizaron pruebas físicas según los requisitos de la norma ISO 6876:2012.

La radiopacidad fue medida utilizando 5 discos de 10mm de diámetro x 1mm de espesor de cada sellador y una cuña de aluminio con pasos igualmente situados de 0,8mm; se tomaron radiografías digitales de los 5 discos del mismo material junto con la cuña de aluminio a diferentes tiempos de exposición, analizándolas con el software ImageJ. Para la solubilidad se crearon 10 discos de 20mm de diámetro x 1,5mm de espesor de cada sellador, se agruparon parejas del mismo sellador en cajas de Petri pesadas previamente, realizando cinco ensayos por cada uno; las cajas de Petri fueron nuevamente pesadas al fin del experimento, registrando la diferencia con una precisión de 0,001g. Para el análisis de fluidez los selladores se colocaron entre 2 placas de vidrio bajo un peso de 120 g por 10 minutos, los diámetros de los discos formados se midieron con el software imageJ; la prueba se repitió 5 veces para cada sellador. Para el análisis de espesor de película los selladores se colocaron entre 2 placas de vidrio bajo una carga de 150N por 10 minutos, se tomaron medidas del espesor de las dos placas de vidrio con un estereomicroscopio previo a la aplicación del sellador y luego de aplicar la carga, repitiendo la prueba 5 veces para cada sellador.

Resultados: Radiopacidad: Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el Topseal y el Adseal con valores de 9,6mm y 2,4mm respectivamente, presentando mayor radiopacidad el Topseal. Solubilidad: No se encontró diferencias estadísticamente significativas entre el peso inicial y final de ambos selladores, resultando en la no presencia de solubilidad en las primeras 24 horas. Fluidez: Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el Topseal y el Adseal con valores de 19,72 mm y 27,89 mm respectivamente, encontrando mayor fluidez en el Adseal. Espesor de película: No se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el Topseal y el Adseal.

Conclusiones: De las propiedades analizadas en este estudio, solamente se encontró diferencia estadísticamente significativa en la radiopacidad y fluidez, siendo el Topseal el de mayor radiopacidad y el Adseal el de mayor fluidez.

Palabras clave: Cementos Selladores del Conducto radicular, Fluidez, Solubilidad, Espesor de Película, Radiopacidad, Topseal, AH Plus, Adseal.

Abstract

The purpose of these study was to evaluate the radiopacity, solubility, flow and film thickness of two Epoxy Resin-based sealers: Topseal and Adseal.

Methodology: Physical tests were realized according to the requirements under the ISO Standards 6876:2012.

The radiopacity was measured using 5 specimens of 10mm diameter x 1mm thickness for each sealer and one aluminum step wedge equally situated of 0,8mm, along with digital radiographies of the 5 specimens for the same material and the aluminum step wedge with different exposure times, analyzing them with Software ImageJ. For solubility, 10 specimens of 20mm diameter and 1,5mm thickness were crated for each sealer, pairs from the same sealer in Petri Plates previously weighted were grouped, realizing five essays for each one; Petri plates were weighted again at the end of the experiment, registering the difference with an accuracy of 0,001g. For the flow analysis the sealers were placed between 2 glass slides under a 120g weight during 10 minutes, in which the specimens' diameter were measured with ImageJ software, repeating the test 5 times for each sealer. For the film thickness analysis, the sealers were placed between 2 glass slides under a charge of 150N during 10 minutes, taking measures for the thickness of both glass slides with a stereomicroscope before the application of the sealer and after the charge, repeating the test 5 times for each sealer.

Results: Radiopacity: a statistical significance difference was found between Topseal and Adseal with values of 9,6mm and 2,4mm, respectively, in which Topseal registered a higher radiopacity. Solubility: No statistical significance differences were found between the initial and final weight of both sealers, which meant that no solubility presence was registered for the first 24 hours. Flow: a statistical significance difference was found between Topseal and Adseal with values of 19,72 mm and 27,89 mm, respectively, in which Adseal registered a higher flow. Film Thickness: No statistical significance differences were found between Topseal and Adseal.

Conclusions: From the properties analyzed in this study, a statistical significance difference was found only for radiopacity and flow, in which Topseal registered the higher radiopacity, and Adseal the higher flow.

Keywords: Root Canal Sealing Material, film thickness, flow, solubility, radiopacity, Topseal, AH Plus, Adseal.

Contenido

	Pág.
Resumen	
Lista de figuras	
Lista de tablas	
Introducción	1
Objetivos	4
1. Generalidades de los Cementos Selladores.	5
2. Clasificación de los cementos selladores según su composición química.	6
2.1 Cementos selladores a base de óxido de zinc – eugenol (zoe):.....	6
2.1.1 Óxido de zinc y eugenol simple	6
2.1.2 Cementos con formula de Rickert:	6
2.1.3 Cementos con formula de Grossman:	7
2.2 Cementos selladores a base de hidróxido de calcio:	7
2.2.1 Sealapex® (Kerr Sybron)	8
2.2.2 CRCS® (Calcibiotic Root Canal Sealer, Hygenic)	8
2.2.3 Apexit® (Vivadent/ Ivoclar)	9
2.2.4 Sealer 26® (Dentsply, Brasil)	9
2.3 Cementos selladores a base de Ionómero de vidrio:.....	9
2.3.1 Ketac-Endo™ (3M ESPE, Estados Unidos).....	10
2.3.2 Endion® (VOCO)	10
2.4 Cementos selladores a base de silicona.....	10
2.4.1 Lee Endo - Fill® (Lee/Pharmaceuticals)	11
2.4.2 RSA RoekoSeal Automix® (Roeko, Alemania).....	11
2.5 Cementos selladores a base de biocerámica	11
2.5.1 Endosequence BC Sealer (Brasseler, USA).....	12
2.5.2 TotalFill BC Sealer (FKG, Suiza).....	12
2.6 Cementos selladores a base de resina	12
2.6.1 AH-26® (Dentsply/DeTrey)	13
2.6.2 AH-Plus® (Dentsply/DeTrey).....	13
2.6.3 TopSeal® (Dentsply/Maillefer - Suiza).....	13
2.6.4 EndoRez (Ultradent Products, Inc.)	14
2.6.5 Adseal™ (Meta, Biomed, Cheongju, Corea del Sur).....	14
3. Propiedades Físico Químicas Evaluadas	15
3.1 Radiopacidad	15
3.2 Solubilidad	15
3.3 Fluidez	16
3.4 Espesor de la película	16
4. Materiales y Condiciones de Ensayo.....	17
4.1 Toma de Muestra	17
4.2 Condiciones de Ensayo	17

4.3	Preparación del material para el ensayo	17
5.	Métodos de ensayo	18
5.1	Radiopacidad	18
5.1.1	Equipo y Materiales.....	18
5.1.2	Preparación de las muestras.....	20
5.1.3	Procedimiento	20
5.2	Solubilidad	23
5.2.1	Equipo y materiales.....	23
5.2.2	Preparación de las muestras.....	24
5.2.3	Procedimiento	25
5.3	Fluidez	26
5.3.1	Equipos.....	26
5.3.2	Procedimiento	27
5.4	Espesor de Película	29
5.4.1	Equipos.....	29
5.4.2	Procedimiento	30
6.	Resultados	33
6.1	Radiopacidad	33
6.1.1	Comparación escala de grises Topseal Vs Adseal.....	33
6.1.2	Prueba de Normalidad	34
6.1.3	Pruebas no paramétricas	35
6.2	Solubilidad	36
6.2.1	Comparación peso inicial y final de los selladores Adseal y Topseal.....	36
6.2.2	Prueba de Normalidad	37
6.2.3	Pruebas no paramétricas	38
6.3	Fluidez	39
6.3.1	Comparación de la Fluidez entre los selladores Adseal y Topseal.....	39
6.3.2	Prueba de Normalidad	40
6.3.3	Pruebas paramétricas	40
6.4	Espesor de Película	41
6.4.1	Comparación del espesor de la película entre los selladores Adseal y Topseal	41
6.4.2	Prueba de Normalidad	42
6.4.3	Pruebas paramétricas	43
7.	Análisis y discusión de los resultados	44
7.1	Radiopacidad	44
7.2	Solubilidad	46
7.3	Fluidez	47
7.4	Espesor de Película	47
8.	Conclusiones y recomendaciones	49

Lista de figuras

	Pág.
Figura 3.1 Selladores Topseal y Adseal.....	17
Figura 4.1 Moldes en acrílico para crear discos de 10 x 1 mm.....	18
Figura 4.2 Placa de Fósforo Carestream	18
Figura 4.3 Unidad dental de Rayos X	19
Figura 4.4 Placa de Fósforo, Cuña de Aluminio y pastillas de los selladores	20
Figura 4.5 Pastillas Topseal y Adseal de 10 x 1 mm.....	20
Figura 4.6 Radiografía con discos Topseal y cuña de Aluminio	21
Figura 4.7 Radiografía con discos Adseal y cuña de Aluminio	21
Figura 4.8 Histograma discos Topseal.....	22
Figura 4.9 Histograma discos Adseal.....	22
Figura 4.10 Histograma cuña de aluminio por nivel relacionado al Topseal	22
Figura 4.11 Histograma cuña de aluminio por nivel relacionado al Adseal.....	23
Figura 4.12 Moldes de acrílico para crear discos de 20 x 1,5 mm.....	23
Figura 4.13 Cajas de Petri con tapa de 90 mm	24
Figura 4.14 Discos Topseal y Adseal de 20 x 1,5 mm.....	24
Figura 4.15 Pesaje previo de las cajas de Petri	25
Figura 4.16 Recipientes con las muestras dentro del horno.....	25
Figura 4.17 Pesaje final Caja de Petri.....	26
Figura 4.18 Placas de vidrio de 40 x 40 mm	26
Figura 4.19 Peso de 100 gramos.....	27
Figura 4.20 Jeringa de Insulina.....	27
Figura 4.21 Imagen de Fluidez para ser analizada	28
Figura 4.22 Calibración de longitud en la imagen	28
Figura 4.23 Longitud diámetros del sellador	29
Figura 4.24 Máquina Universal de Ensayos AGIS 5KN.....	30
Figura 4.25 Estereomicroscopio con zoom SMZ800N	30
Figura 4.26 Medida de espesor previo de las placas de vidrio a través del estereomicroscopio.....	31
Figura 4.27 Carga de 150N sobre placas de vidrio con el sellador.....	31
Figura 4.28 Medida de espesor posterior a la carga de 150N a través del estereomicroscopio.....	32
Figura 5.1 Diagrama de Caja Comparando escala de grises	33
Figura 5.2 Prueba de normalidad Datos Radiopacidad	34
Figura 5.3 Diagrama de Caja comparando pesos iniciales y finales de cada sellador.....	36
Figura 5.4 Prueba de Normalidad datos solubilidad.....	37
Figura 5.5 Diagrama de Caja comparando Fluidez del Adseal Vs Topseal.....	39
Figura 5.6 Prueba de normalidad datos fluidez	40

Lista de Figuras

Figura 5.7 Diagrama de Caja comparando espesor de película de Adseal y Topseal.....	41
Figura 5.8 Prueba de normalidad datos Espesor de Película.....	42
Figura 6.1 Valores de Radiopacidad de Adseal y AH Plus según diferentes autores	46

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 5.1.1 Prueba de Normalidad Datos Radiopacidad.....	34
Tabla 5.1.2 Resultados sellador-tiempo de exposición Vs Escala de aluminio.....	35
Tabla 5.1.3 Resultados sellador Vs Escala de aluminio	35
Tabla 5.2.1 Prueba de Normalidad datos solubilidad	37
Tabla 5.2.2 Prueba de Wilconxon Peso inicial Vs peso final del Topseal	38
Tabla 5.2.3 Prueba de Wilconxon Peso inicial Vs peso final del Adseal.....	38
Tabla 5.3.1 Distribución datos Fluidez Adseal y Topseal	39
Tabla 5.3.2 Prueba de Normalidad datos solubilidad	40
Tabla 5.4.1 Distribución datos Espesor película Adseal y Topseal.....	41
Tabla 5.4.2 Prueba de normalidad datos Espesor de Película	42
Tabla 6.1.1 Valores de Radiopacidad de Adseal y AH Plus según diferentes autores	45
Tabla 6.3.1 Valores de fluidez de Adseal y AH Plus según diferentes autores.....	47
Tabla 6.4.1 Valores de espesor de Película de Adseal y AH Plus según diferentes autores	48

Introducción

Los objetivos de la terapia endodóntica son la desinfección, conformación, y obturación hermética y tridimensional del sistema de conductos radiculares (1). Antes de la obturación definitiva del conducto se debe completar la fase antibacteriana del tratamiento, realizando una preparación mecánica adecuada y una abundante irrigación con soluciones antibacterianas para lograr la desinfección del sistema de conductos. Una vez logrado este estado de asepsia se debe evitar su recontaminación (2).

De esta forma la obturación debe realizarse con materiales inertes, bacteriostáticos, que promuevan un sellado estable, eviten el ingreso de microorganismos de la cavidad bucal o los tejidos perirradiculares, y estimulen o no interfieran con el proceso de reparación (3).

Los materiales endodónticos utilizados para la obturación del conducto radicular, según Maisto y Lasala se pueden clasificar de acuerdo al estado en que se presentan (3):

- Materiales de estado sólido (conos de gutapercha y de plata)
- Materiales en estado plástico (cementos selladores)

Actualmente, la técnica más común y usada con mayor frecuencia en la obturación de los conductos radiculares se basan en el uso de conos semisólidos de gutapercha como material base, sin embargo, la gutapercha por sí sola no es capaz de producir selle, y necesita ser complementada por un cemento endodóntico (4). Idealmente, el sellador del conducto radicular debe ser capaz de crear un vínculo efectivo entre el material base y la dentina del conducto radicular evitando fugas, no debe ser tóxico y preferentemente tener un efecto positivo en la cicatrización de la lesión periapical (5,6).

La obturación tridimensional consiste en rellenar todo el sistema de conductos radiculares, desde su inicio en la cámara pulpar hasta su terminación apical, con materiales biológicamente tolerados, capaces de impedir la filtración marginal y crear un ambiente propicio para la regeneración tisular (7).

Una gran variedad de selladores endodónticos están disponibles comercialmente y se dividen en diferentes grupos según su composición química, como selladores a base de Óxido de Zinc Eugenol, de Hidróxido de Calcio, de silicona, de Ionómero de vidrio, MTA, Biocerámicos a base de Fosfato-Silicato de Calcio, y a base de resina Epóxica (5).

Los selladores a base de resina epóxica se introdujeron en endodoncia por Schroeder (8), actualmente son ampliamente utilizados para los procedimientos de obturación de los conductos radiculares, gracias a su comportamiento favorable como buena adhesión a la estructura dentaria, adecuado tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado (7,9).

Uno de los más utilizados es el Topseal (Dentsply Maillefer, Suiza), es un sellador endodóntico a base de resina epóxica, contiene hidróxido de calcio, presenta baja solubilidad y desintegración, conveniente radiopacidad, adherencia a la dentina radicular, actividad antimicrobiana y propiedades biológicas adecuadas (10), este cemento ha sido ampliamente evaluado por sus características fisicoquímicas y respuesta biológica, demostrando excelentes propiedades de fluidez, sellado y baja solubilidad (11,12), gracias a estas propiedades puede ser considerado como el estándar de Oro.

Recientemente ha sido introducido en el mercado otro sellador a base de resina epóxica, el Adseal (Meta, Biomed, Cheongju, Corea del Sur), según el fabricante este sellador contiene fosfato de bismuto y óxido de zinc mezclados con polímero de vinilo, está disponible en dos tubos que contienen la pasta (7). Éste sellador endodóntico tiene pocos reportes en la literatura acerca de su comportamiento biológico y sus propiedades físico-químicas (7,9). Marciano y colaboradores en el 2011 encontraron que los cementos selladores a base de resina epóxica AH Plus, Acroseal, y Adseal presentan similar adaptación al canal radicular, solubilidad, fluidez y espesor de película, con diferencias estadísticamente significativas para la radiopacidad y tiempo de fraguado (13).

El sellador Adseal tiene un menor precio que el Topseal, y viene en una presentación: de Jeringa de 13.5gr (Base 9gr y Catalizador 4.5gr), su contenido comparado con el sellador Topseal es mucho mayor, lo cual puede hacer que el uso del Adseal resulta más económico y rentable.

Hay tres propiedades de los selladores endodónticos de primordial importancia para el éxito clínico: capacidad de sellado, actividad antimicrobiana y biocompatibilidad. Además, los materiales deben tener propiedades de manejo que permitan su correcta colocación, pero estas propiedades son todas subordinadas a las tres funciones principales (2).

Los requisitos establecidos por la Norma Técnica Colombiana NTC 4390 (Materiales para sellado de conductos radiculares), norma idéntica por traducción (IDT) de la norma ISO 6876: 2012, incluyen radiopacidad equivalente no menor de 3 mm de Aluminio, solubilidad inferior al 3%, fluidez no inferior a 17 mm, espesor de película de no más de 50 μm , y un tiempo de fraguado que no supere el 10% del tiempo especificado por la declaración del fabricante (14,15).

No todos los materiales disponibles para el sellado de los conductos radiculares cumplen estrictamente con esta norma, por lo tanto es muy importante estudiar las propiedades físico-químicas de los cementos endodónticos disponibles comercialmente a nivel local.

El presente trabajo pretende profundizar acerca de las propiedades físico-químicas del sellador endodóntico Adseal, con el fin de ayudar al endodoncista a seleccionar los materiales adecuados para el éxito de su práctica clínica.

Objetivos

Objetivo General

Establecer las diferencias y similitudes de las propiedades físico-químicas de los cementos de resina epóxica Topseal y Adseal, teniendo como referente el estándar internacional de la norma ISO 6876:2012 y NTC 4390.

Objetivos Específicos

- Evaluar la radiopacidad de los selladores a base de resina epóxica Topseal, y Adseal, según los criterios especificados en la norma NTC 4390.
- Evaluar la solubilidad de los selladores a base de resina epóxica Topseal, y Adseal, según los criterios especificados en la norma NTC 4390.
- Evaluar la fluidez de los selladores a base de resina epóxica Topseal, y Adseal, según los criterios especificados en la norma NTC 4390
- Evaluar el espesor de película de los selladores a base de resina epóxica Topseal, y Adseal, según los criterios especificados en la norma NTC 4390.

1. Generalidades de los Cementos Selladores.

El empleo de un cemento para obturar los conductos radiculares es esencial para el éxito del tratamiento de conductos, no sólo contribuye al selle apical, sino que también sirve para rellenar las irregularidades del conducto y las discrepancias entre la pared del conducto radicular y el material de relleno sólido (3,16).

Los espacios a los que no llega la gutapercha pueden ser alcanzados por un cemento sellador, éste fluye a través de los conductos accesorios y laterales, ayudan al control microbiano eliminando los microorganismos ubicados en las paredes del conducto radicular o en los túbulos dentinarios, o evitando su proliferación (3).

Grossman enumero los requisitos y características para un cemento endodóntico (17,18):

1. Debe ser pegajoso cuando se mezcla para proporcionar buena adhesión entre la gutapercha y la pared del conducto.
2. formar un selle hermético que no permita la filtración.
3. Ser radiopaco.
4. Las partículas de polvo deben ser muy finas para que puedan mezclarse fácilmente con el líquido.
5. No debe presentar contracción volumétrica al fraguar.
6. No debe pigmentar la estructura dentaría.
7. Debe ser bacteriostático o al menos no favorecer la reproducción de bacterias.
8. Debe fraguar lentamente.
9. Debe ser insoluble en líquidos bucales.
10. Ser bien tolerado por tejidos periapicales.
11. Ser soluble en un solvente común por si fuera necesario retirarlo del conducto.
12. No provocar una reacción inmunológica en tejidos periapicales.
13. No ser mutagénico ni carcinogénico.

2. Clasificación de los cementos selladores según su composición química.

Una gran variedad de selladores endodónticos están disponibles comercialmente y pueden agruparse de acuerdo con sus componentes químicos (3).

2.1 Cementos selladores a base de óxido de zinc – eugenol (zoe):

Estos cementos selladores están compuestos esencialmente por óxido de zinc y eugenol, la combinación de los dos garantiza su endurecimiento mediante un proceso de quelación cuyo producto final es el eugenolato de zinc (7).

Dentro de este grupo de cementos endodónticos se encuentran: el óxido de zinc y eugenol simple, los cementos con fórmula de Rickert: Pulp Canal Sealer (Kerr Sybron Corp, EUA), TubliSeal (Kerr Sybron Corp, EUA); y el Endomethasone (Septodont, Francia); los cementos con fórmula de Grossman: Procosol (Star Dental Co, EUA), Roth's 801 (Roth Pharmacy, EUA), Endoseal (Centric Inc, EUA), entre los más utilizados. Las diferencias entre ellos están dadas por la manipulación y por ciertas variantes en la composición, orientadas principalmente al efecto biológico que estos materiales producen en los tejidos circundantes (19).

2.1.1 Óxido de zinc y eugenol simple

El polvo contiene óxido de zinc adicionado de pequeñas cantidades de resina blanca que reducen la fragilidad del cemento y acetato de zinc como reactor y promotor de mayor resistencia y acelerador de la reacción de endurecimiento. El vehículo de la mezcla para estos materiales es el eugenol extraído de aceite de clavos, el cual proporciona el efecto antimicrobiano. Por ser un compuesto fenólico, ejerce una importante acción sobre bacterias, hongos y formas vegetativas; La unión del eugenol con el óxido de zinc por cristalización forman el Eugenolato de zinc, en presencia de una mínima cantidad de agua, la cual se formara como subproducto, la consistencia debe ser suave y cremosa, una vez cristalizado el cemento tiene un pH de 6- 8 y un tiempo de fraguado de 4 a 5 minutos (17).

2.1.2 Cementos con formula de Rickert:

Rickert y Dixon introdujeron uno de los primeros cementos selladores a base de óxido de zinc-eugenol. Ese producto en forma de polvo y líquido contenía partículas

de plata para aportar radiopacidad. Aunque podía demostrar la presencia de conductos laterales y accesorios, el cemento sellador tenía el inconveniente de pigmentar la estructura dental si no se eliminaba por completo (7,16).

2.1.3 Cementos con formula de Grossman:

Grossman modificó en 1958 la composición, e introdujo una formulación que no producía pigmentación. Presentan buenas características fisicoquímicas, como buen tiempo de trabajo, escurrimiento, adhesión a las paredes dentinarias y radiopacidad aceptable. Debe espatularse con lentitud incorporando el polvo al líquido, exagerar la cantidad de líquido lo hace altamente irritante y disminuye las propiedades físicas (20).

2.2 Cementos selladores a base de hidróxido de calcio:

El hidróxido de calcio $\text{Ca}(\text{OH})_2$ es una sustancia ampliamente utilizada en endodoncia desde su introducción por Herman en 1920 (21). Las pastas de hidróxido de calcio se han utilizado como medicamento intraconducto en el manejo de exudados, para tratar resorciones radiculares internas y externas, como agente bactericida y en perforaciones de la raíz entre otras indicaciones (22).

Manhart en 1974 propone el uso de un agente para pulpotomías a base de hidróxido de calcio como un sellador de conductos radiculares permanente (23).

Las dos razones más importantes para el uso de hidróxido de calcio como sellador de conductos radiculares son: la estimulación de los tejidos periapicales con el fin de mantener la salud o promover la cicatrización, y por su efecto antimicrobiano (24).

Los cementos a base de hidróxido de calcio poseen aceptable biocompatibilidad y capacidad de sellado. El Hidróxido de Calcio tiene además una acción antiinflamatoria, antimicrobiana, estimula la formación de tejido óseo mineralizado y contribuye al proceso de reparación tisular, todo esto se debe a su elevado pH promovido por la disolución de sus iones calcio e hidroxilo. Estas propiedades físico-químicas permiten que tenga diversas aplicaciones clínicas tales como: tratamiento de pulpas vitales o necróticas, apexificaciones, apexogénesis, reabsorciones radiculares internas y externas (25).

La capacidad de mineralización y deposición de tejido duro que posee el hidróxido de calcio ha sido analizada y comprobada cuando se emplea un cemento a base de éste compuesto, y se ha encontrado que, después de un año de haber obturado canales radiculares mediante técnicas de preparación radicular escalonada e

irrigación con hipoclorito de sodio al 0.5%, existe una mineralización del tercio apical del conducto radicular, así como la deposición de tejido duro en su superficie (26).

El hidróxido de calcio es un medicamento con propiedades ampliamente descritas, por eso se usa como componente de cementos selladores para la obturación de conductos radiculares. Estos se promocionan por ejercer un efecto terapéutico debido a su contenido de hidróxido de calcio; sin embargo, para que el hidróxido de calcio sea eficaz, debe disociarse en iones de calcio e hidróxido; esto genera la preocupación que se disuelva el contenido sólido del sellador y deje espacios en la obturación, debilitando por tanto el sellado del conducto radicular (27).

Dentro de este grupo de cementos endodónticos se encuentran: Sealapex (Kerr-Sybron Corp), Apexit (Vivadent/ Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), CRCS - Calcibiotic Root Canal Sealer (Hygenic Co), Vitapex (Dia- Dent Group International Inc.), Sealer 26 (Dentsply Industria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) (24).

2.2.1 Sealapex® (Kerr Sybron)

Es un sellador a base de hidróxido de calcio que se presenta en dos pastas, una base y un catalizador. Una vez mezclado tarda tres semanas en alcanzar su fraguado final en humedad al 100%; en medio seco nunca fragua, el conducto no debe ser secado completamente, al utilizar este cemento. Tiene plasticidad y escurrimiento adecuado y radiopacidad escasa; alta solubilidad y poca estabilidad, resultando en un sellado inadecuado (28).

2.2.2 CRCS® (Calcibiotic Root Canal Sealer, Hygenic)

Es un sellador de óxido de zinc eugenol que se le añadió hidróxido de calcio. Su estabilidad mejora su eficacia de sellado pero reduce su capacidad para estimular la formación de cemento y hueso si no se libera el hidróxido del cemento. Cada porción debe mezclarse con dos o tres gotas de líquido, hasta obtener una mezcla cremosa. Posee tiempo reducido de trabajo dentro del conducto, por la presencia de calor y humedad (27).

Soares y colaboradores investigaron la respuesta del tejido periapical en perros a los 30 y 180 días. Los resultados no aportaron evidencias que estimularan la reparación apical (28).

Fuss y colaboradores evaluaron las propiedades antibacterianas usando *Enterococo faecalis* y la prueba de difusión de agar y de contacto directo. Encontraron que este sellador mostró una amplia zona de inhibición y una fuerte actividad antibacteriana (29).

2.2.3 Apexit® (Vivadent/ Ivoclar)

Cuenta con un gran número de componentes entre los cuales se encuentra el hidróxido de calcio en un 31.9%, estearato de zinc, fosfato tricálcico, resina hidrogenada, carbonato de bismuto y diferentes salicilatos. El fraguado se inicia y progresa en función de la humedad (hidrofílico). En general su uso está poco difundido, aunque diversas investigaciones destacan su acción altamente irritante (24).

2.2.4 Sealer 26® (Dentsply, Brasil)

Es un sellador a base de hidróxido de calcio con incorporación de resinas. Tiene buena radiopacidad, largo tiempo de trabajo y es biocompatible. Algunos autores lo consideran a base de resinas. Tagger y colaboradores concluyen que el Sealer 26 presenta buenas propiedades adhesivas, penetra en los túbulos dentinarios aumentando la fuerza de adhesión, lo que permite menos filtración (30).

Figueiredo y colaboradores evaluaron la respuesta de los tejidos ante este sellador por inyección submucosa y por implantación de tubos en conejos, encontraron que el Sealer 26 tuvo una reacción leve a los 30, 60 y 90 días (31).

2.3 Cementos selladores a base de Ionómero de vidrio:

Los Ionómeros de vidrio fueron inventados por WILSON y KENT en 1969, y desarrollados por McLean y Wilson durante la década de 1970s, como material de restauración por su capacidad de unirse químicamente a la dentina (32).

Los ionómeros en endodoncia fueron usados primero por Pitt Ford en el año 1979 (33), en un estudio de laboratorio con la técnica de cono único de gutapercha o cono de plata en combinación con el cemento sellador de ionómero de vidrio, encontró que el tiempo de trabajo era muy corto como para usarlo en condensación lateral.

Stewart en 1990 propuso otras dos formulaciones con el fin de prolongar el tiempo de trabajo y añadió sulfato de bario para aumentar la radiopacidad (34). Ray y Seltzer en 1991 desarrollaron una formulación experimental con suficiente tiempo de trabajo, radiopacidad y adherencia a la pared del conducto radicular (35). Estas modificaciones condujeron a la comercialización de Ketac-Endo (Espe, Seefeld, Alemania) en 1991.

Los ionómeros de vidrio se han aconsejado para la obturación debido a sus propiedades de adhesión entre el material obturador y la pared del conducto. Un inconveniente de los ionómeros de vidrio es su eliminación si es necesario repetir el tratamiento. Este cemento sellador tiene una actividad antimicrobiana mínima (7).

Dentro de este grupo de cementos endodónticos se encuentran: Ketac-Endo® (3M Espe, Estados Unidos), Endion® (VOCO)

2.3.1 Ketac-Endo™ (3M ESPE, Estados Unidos)

Sus componentes están contenidos en una cápsula que debe ser vibrada para ser mezclada, las proporciones de los componentes no están indicadas por el fabricante; el tiempo de trabajo es apenas satisfactorio. Entre las ventajas se mencionan la adhesión a la dentina, radiopacidad similar al cemento de Grossman, contracción mínima, excelente estabilidad dimensional, buen sellado y escasa irritación tisular (36).

Sin embargo su principal desventaja es la dificultad de ser retirado del conducto radicular en caso de ser necesario un retratamiento, ya que no se conoce solvente alguno para ellos (37).

Su principal uso sería en los casos donde se requiere reforzar la dureza y el espesor de las paredes del conducto, aumentando la resistencia a la fractura. Tiene la capacidad de crear enlaces hidrógeno con el colágeno y los componentes inorgánicos de la estructura dentaria, particularmente con el calcio. Esta quelación proporciona un enlace químico entre el material y la estructura dental (17).

2.3.2 Endion® (VOCO)

Ionómero para uso endodóntico, mezclable en agua. Al contrario de lo que sucede con el Ketac-Endo, su preparación es simple (polvo-agua destilada), con características físicas y biológicas similares. Beltes y colaboradores evaluaron la citotoxicidad de dos cementos selladores de ionómero de vidrio a través de cultivos de fibroblastos de riñón de hámster; el Ketac-Endo mostró baja toxicidad en cada período experimental, mientras que el Endion produjo una toxicidad severa durante cada intervalo de tiempo. Los autores sostienen que la marcada toxicidad puede ser por la presencia de aditivos como agentes bactericidas que producen un efecto tóxico sobre las células (38).

Leonardo y colaboradores estudiaron la respuesta de los tejidos apicales a selladores a base de ionómero de vidrio. Se encontró cierre apical parcial por tejido mineralizado que se encontraba siempre a distancia del cemento sellador. No se observó ningún caso de cierre apical total (39).

2.4 Cementos selladores a base de silicona

Los materiales de polivinilsiloxano se utilizan desde hace muchos años en odontología, por que poseen una buena adaptabilidad a los espacios y baja

absorción de agua por lo cual no se distorsionan, además son biocompatibles. poseen una buena tolerancia a los tejidos y buena capacidad de selle en presencia de humedad (6,17).

Los selladores a base de silicona se introdujeron en la década de los años 80. El primer sellador basado en silicona que se formuló fue Lee Endo-Fill (Lee/Pharmaceuticals). Su fluidez, adhesión a dentina y biocompatibilidad permitieron incluirlo como cemento sellador para la obturación de conductos radiculares (40). En 2002, se introdujo en el mercado el sellador basado en silicona RoekoSeal (RoekoSeal Automix, Roeko, Langenau, Germany), cuya fórmula mejorada proporciona una ligera expansión tras el fraguado del material (41).

2.4.1 Lee Endo - Fill® (Lee/Pharmaceuticals)

Es un cemento sellador a base de silicona densamente radiopaco, presentado como una pasta y un líquido que luego de mezclarse proporciona un tiempo de trabajo flexible, fácil de manipular y retirar del conducto. Briseño y col. En 1991 realizaron un estudio para evaluar la citotoxicidad de este sellador. Utilizaron cultivos celulares de fibroblastos gingivales y se observó su capacidad de producir proteínas luego de entrar en contacto con el material. Los resultados mostraron un potencial citotóxico significativamente bajo durante los primeros 11 días, sin embargo la citotoxicidad aumentó después de ese período. La citotoxicidad del sellador en este estudio no disminuyó proporcionalmente al tiempo de fraguado como sucede con la mayoría de los selladores (42).

2.4.2 RSA RoekoSeal Automix® (Roeko, Alemania)

Sellador a base de una silicona por adición (polidimetilsiloxano). Se aplica con jeringa de doble cámara donde los dos componentes se mezclan de forma homogénea. También está disponible en dosis únicas; tiene una elevada fluidez, es insoluble, biocompatible, estable dimensionalmente (expansión de 0.2%) y radiopaco. Puede usarse en conductos secos o húmedos, con un tiempo de trabajo de 15 - 30 minutos. No contiene eugenol (41).

2.5 Cementos selladores a base de biocerámica

El más reciente de los selladores lanzados al mercado es a base de biocerámica. Éstos contienen alúmina, zirconio, vidrio bioactivo, vidrios cerámicos, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles (43).

Los cementos biocerámicos son biocompatibles porque no producen respuesta inflamatoria de los tejidos periapicales cuando entran en contacto con ellos. Son

estables en ambientes biológicos, no sufren contracción de fraguado; todo lo contrario, tienen una expansión de 0,002mm y no se reabsorben (44).

Otra característica que poseen es su capacidad de producir hidroxiapatita durante su proceso de fraguado, generando un enlace químico entre la dentina y el material de obturación. Presentan además un pH alcalino durante las primeras 24 horas de fraguado con elevada actividad antibacteriana (7,45).

Son fáciles de usar, ya que poseen un tamaño de partícula menor a 2 μm , lo que permite ser usados en una jeringa premezclada. Tiene un tiempo de trabajo aproximado de tres a cuatro horas a temperatura ambiente, y se introduce directamente dentro del canal. Tiene una duración aproximada de dos años y no requiere refrigeración para su almacenamiento (46).

Dentro de este grupo podemos encontrar los siguientes cementos selladores endodónticos: I-Root SP (IBC, Canadá), Endosequence BC Sealer (Brasseler, USA) y TotalFill BC Sealer (FKG, Suiza).

2.5.1 Endosequence BC Sealer (Brasseler, USA)

Este sellador Biocerámico está compuesto de óxido de Zinc, silicatos cálcicos, fosfato cálcico monobásico, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ y varios agentes obturadores y espesantes. Se distribuye en una jeringa premezclada con puntas intraconducto calibradas. Como sellador hidrofílico utiliza la humedad del conducto para completar la reacción de fraguado y no se retrae al fraguar. Es Biocompatible y tiene propiedades antimicrobianas durante la reacción de fraguado. El fabricante propone colocar el sellador del tercio coronal a la mitad del conducto y luego asentar el cono de gutapercha maestro (47).

2.5.2 TotalFill BC Sealer (FKG, Suiza)

En el caso del sistema TotalFill®, éste dispone de conos de gutapercha con una capa biocerámica incorporada. De esta manera se logra una unión química entre la pared dentinaria y el material de relleno, como resultado de la hidroxiapatita que es creada durante el fraguado del cemento y en enlace químico que se crea entre el cemento y la cubierta de los conos de gutapercha. De esta manera se lograrán realizar endodoncias de forma más simple, rápida y mejorada (46).

2.6 Cementos selladores a base de resina

Han sido introducidos en la práctica por sus características favorables, como la adhesión a la estructura dentaria, adecuado tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado. Se caracterizan por tener una alta toxicidad inicial que

genera una respuesta inmunológica que desaparece rápidamente; debido a que su trama de resina es radiolúcida, se les incorporo sales metálicas para hacerlos radiopacos. Su sobrepaso al periápice determina una larga permanencia en éste, ya que al organismo lo reabsorbe con dificultad (7,9).

Entre ellos se encuentran: AH-26, AH-Plus (Dentsply/DeTrey), TopSeal (Dentsply/Maillefer-Suiza), Thermaseal Plus (Dentsply/Tulsa Dental), EZ (Essential Den11 tal Systems, Inc.), EndoRez (Ultradent Products, Inc.), Adseal (Meta, Biomed, Cheongju, Corea del Sur).

2.6.1 AH-26® (Dentsply/DeTrey)

AH-26 es una resina epóxica con formaldehído introducida por Schroder en 1954 (8), desarrollada inicialmente para usarla como material de obturación único. Se han reconocido sus buenas propiedades físico mecánicas como estabilidad dimensional, radiopacidad, adhesividad, baja contracción y solubilidad, eficacia selladora y fluidez (36).

Su presentación es polvo líquido, que permite escoger la viscosidad del material. A medida que este sellador fragua en un lapso de 24 a 36 horas, se liberan temporalmente residuos de formaldehído, que es muy inferior a la liberación a largo plazo de los selladores convencionales que contienen esta sustancia en su composición. Sin embargo, produce un efecto tóxico inicial, tanto in vitro como in vivo (17).

2.6.2 AH-Plus® (Dentsply/DeTrey)

AH Plus™, es un derivado del AH 26® que tiene como componentes principales: resina epoxidiamina, tungsteno cálcico, óxido de circonio y de hierro, aerosil y aceite de silicona. Se dispensa en sistema pasta-pasta o en jeringa de automezclado. Tiene un tiempo de trabajo de 4 horas y un tiempo de fraguado de 8 horas (48).

Según la casa comercial, ofrece mejor biocompatibilidad, radio-opacidad y estabilidad de color, óptima viscosidad y es fácil de eliminar, se adapta perfectamente a las paredes del conducto y presenta contracción mínima, mejorando las propiedades de sellado y estabilidad dimensional a largo plazo, posee alta fluidez y baja solubilidad, existiendo la posibilidad de pasarse al periápice (17).

2.6.3 TopSeal® (Dentsply/Maillefer - Suiza)

Posee la misma composición que AH-Plus, pero es fabricado por Dentsply/Maillefer –Suiza. Los cementos selladores con base en resina epóxica como el TopSeal®

han demostrado tener excelentes propiedades de fluidez (11), y excelentes propiedades de sellado a largo plazo y en condiciones de humedad; esto se atribuye a su baja solubilidad (12).

Además, cuando el anillo epóxico del cemento se abre, reacciona con los grupos amino expuestos en el colágeno de la dentina, formando enlaces covalentes entre la resina y el colágeno (49).

Saleh y colaboradores en el 2002 comprobaron que este cemento sellador presenta una mayor fuerza de adhesión en comparación con los cementos con base en óxido de zinc-eugenol e hidróxido de calcio (50).

2.6.4 EndoRez (Ultradent Products, Inc.)

Es un sellador a base de metacrilato biocompatible. Viene en un set mezclador. Tiene características hidrofílicas que le proveen excelente penetración en los túbulos dentinarios, lo que mejora las propiedades de sellado. Posee una radiopacidad equivalente a la gutapercha lo que simplifica la interpretación radiográfica (51).

Está diseñado para ser usado con gutapercha. Puede ser usado con técnicas de obturación endodónticas convencionales o con gutapercha caliente. Está diseñado para ser usado con el Sistema Endo-Eze. Se lleva al conducto con una mini jeringa y una aguja Navi-Tip 30 (52).

2.6.5 Adseal™ (Meta, Biomed, Cheongju, Corea del Sur)

Es un sellador a base de resina epóxica, tiene como componentes principales fosfato de calcio, óxido de Zirconium, Subcarbonato de Bismuto y Óxido de Calcio (53).

Shakouie y colaboradores en el 2012 evaluaron la actividad antimicrobiana de los selladores Adseal, AH-Plus y Endofill, encontrando que el Adseal presenta la menor actividad antimicrobiana de los tres selladores (54).

So-Young Park y colaboradores encontraron que a diferencia de los selladores AH26 y AH plus, el adseal mostró una biocompatibilidad mejorada con una menor citotoxicidad de los selladores a base de resina convencionales. Asumiendo que esto era posible con la adición de fosfato de calcio. Los materiales de fosfato de calcio son altamente biocompatibles y osteoconductivos. Su biocompatibilidad alta sugiere que la extrusión inadvertida más allá del foramen apical debe ser bien tolerada por los tejidos periapicales (53).

3. Propiedades Físico Químicas Evaluadas

3.1 Radiopacidad

Llamamos radiopaco a todo cuerpo que ofrece resistencia a ser atravesado por los rayos X y es visible en la radiografía como una zona blanca. Esto sucede porque la estructura tiene resistencia, absorbiendo o repeliendo a los rayos X, por lo que impide que los rayos choquen contra la película radiográfica (55).

Mediante la lectura de la radiografía se puede controlar el nivel apical así como la homogeneidad de la obturación, el material de relleno debe presentar suficiente radiopacidad de modo que pueda distinguirse de las estructuras anatómicas adyacentes, sin embargo esta radiopacidad no debe ser muy intensa, lo que puede terminar ocultando los defectos de la obturación como ocurre con las puntas de plata (56).

Higginbotham (57) fue el primero en publicar un estudio que comparaba la radiopacidad de diferentes selladores endodónticos y gutapercha utilizada para relleno del conducto radicular, pero sus resultados se expresaron como transmisión de la luz a través de una película y son difíciles de interpretar.

En 1979 Elíasson (58), publicó el primer estudio que incluyó la imagen de una cuña (stepwedge) de aluminio para permitir la transformación de las lecturas de la transmisión de luz a espesores equivalentes de aluminio.

3.2 Solubilidad

Se trata de una medida de la capacidad de una cierta sustancia para disolverse en otra (59).

La Solubilidad se considera una propiedad indeseable del sellador del conducto radicular porque crea brechas a lo largo de la interfaz entre el material de relleno a la dentina que comprometen la efectividad del sellador (60).

Se sugirió que el sellador del conducto radicular debe ser insoluble o lo menos soluble posible cuando se expone a los tejidos periapicales. Para prevenir la filtración bacteriana (61).

Órstavik en 1983 desarrolló el procedimiento recomendado por la norma internacional que mide la solubilidad y desintegración de los cementos de conductos radiculares en agua destilada durante 24 horas .

3.3 Fluidéz

Es la capacidad que tiene un cuerpo de moverse de un punto a otro a través de un agujero o en un conducto. Propiedad de los líquidos de circular con facilidad por conductos (63).

Una fluidez adecuada es una característica importante de un sellador de conductos radiculares para lograr sellar espacios entre el cono de gutapercha y la pared de la dentina. Sin embargo, una fluidez excesiva aumenta el riesgo de extrusión del sellador al tejido periodontal (64).

Se han propuesto varios métodos para evaluar la fluidez de los selladores endodónticos (65), actualmente el método aceptado es el descrito en la norma ISO 6876:2012 (15).

3.4 Espesor de la película

Espesor de la película refleja la fluidez de los selladores de endodoncia, que es una característica importante para evaluar la capacidad del material para penetrar en las irregularidades y los canales accesorios (66).

El método para evaluar el espesor de la película de los selladores endodónticos se encuentra descrito en la norma ISO 6876:2012 (15).

Se realizarán ensayos para evaluar la radiopacidad, solubilidad, fluidez, y espesor de película de los selladores a base de resina epóxica: Topseal, y Adseal usando como guía los criterios especificados por las normas ISO 6876: 2012 y NTC 4390 (14,15).

4. Materiales y Condiciones de Ensayo

Se realizarán ensayos para evaluar la radiopacidad, solubilidad, fluidez, y espesor de película de los selladores a base de resina epóxica: Topseal, y Adseal usando como guía los criterios especificados por las normas ISO 6876: 2012 y NTC 4390 (14,15).

4.1 Toma de Muestra

Todas las pruebas se realizaron con empaques individuales del mismo lote, con una cantidad suficiente de sellador para realizar los ensayos indicados, más una cantidad adicional para repetir ensayos si es necesario. Fig 3.1

Figura 4.1 Selladores Topseal y Adseal



4.2 Condiciones de Ensayo

Las condiciones ambientales de las pruebas fueron $23\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ y a una humedad relativa de $50\% \pm 5\%$. Todos los componentes se acondicionaron a esta temperatura y humedad relativa al menos 24 horas antes del ensayo.

4.3 Preparación del material para el ensayo

Todos los componentes del sellador se manipularon según las recomendaciones del fabricante.

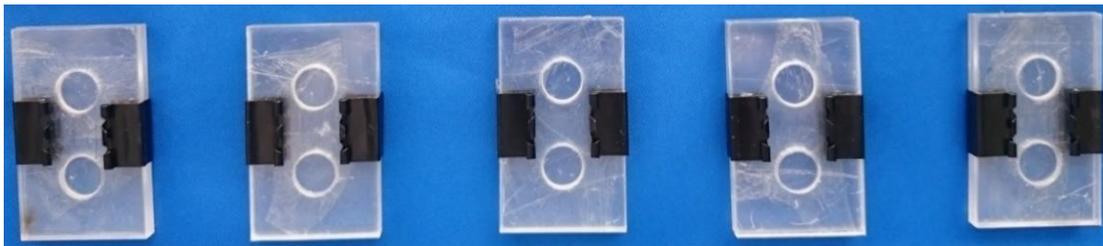
5. Métodos de ensayo

5.1 Radiopacidad

5.1.1 Equipo y Materiales

- Selladores endodónticos Topseal y Adseal.
- Molde en forma de anillo, de un diámetro de 10 mm y $(1,00 \pm 0,01)$ mm de altura, con las cubiertas de plástico, papel u otro material radioluciente. Fig 4.1

Figura 5.1 Moldes en acrílico para crear discos de 10 x 1 mm



- Placa de fósforo Carestream 7600 2. Fig 4.2

Figura 5.2 Placa de Fósforo Carestream



- Unidad dental de rayos X de fase simple, que pueda ser operada a (65 ± 5) kV con los accesorios adecuados. Fig 4.3

Figura 5.3 Unidad dental de Rayos X



- Cuña de aluminio (de 98% de pureza con un contenido máximo de cobre del 0,1% y un contenido máximo de hierro del 1%) de 2 mm de largo x 10 mm de ancho, que tenga un espesor comprendido entre 0,8 mm y 15,2 mm en pasos igualmente situados de 0,8 mm, medidas con una precisión de 10 μ m. Fig 4.4
- Software para el procesamiento científico de imágenes ImageJ. Programa de procesamiento de imagen digital de dominio público programado en Java desarrollado en el National Institutes of Health (67).

ImageJ fue diseñado con una arquitectura abierta que proporciona extensibilidad vía plugins Java y macros grabables (58). Se pueden desarrollar plugins de escaneo personalizado, análisis y procesamiento usando el editor incluido en ImageJ y un compilador Java. Los plugins escritos por usuarios hacen posible resolver muchos problemas de procesado y análisis de imágenes, desde imágenes en vivo de las células en tres dimensiones (59), procesado de imágenes radiológicas (60), comparaciones de múltiples datos de sistema de imagen hasta sistemas automáticos de hematología. La arquitectura de plugins y entorno de desarrollo

integrados de ImageJ lo han convertido en una plataforma popular para enseñar procesamiento de imagen (61).

Figura 5.4 Placa de Fósforo, Cuña de Aluminio y pastillas de los selladores



5.1.2 Preparación de las muestras

- Se coloca el material de sellado en el molde y se presionan las cubiertas sobre la parte superior y el fondo del molde para obtener un disco de 1 mm de espesor, se deja fraguar completamente el sellador endodóntico, se retiran de los moldes y se pulen para retirar excesos del material. En total se reúnen 5 discos del sellador Topseal y 5 discos del sellador Adseal. Fig 4.5

Figura 5.5 Pastillas Topseal y Adseal de 10 x 1 mm



5.1.3 Procedimiento

- Se agrupan sobre la placa de fósforo los 5 discos del mismo sellador junto con la cuña de aluminio. Se irradian los discos, la cuña de aluminio y la placa de fósforo con rayos X a (65 ± 5) kV a una distancia de la película de 300 mm a 400 mm en 4 ocasiones variando el tiempo de exposición asegurándose que se

puedan diferenciar los diferentes niveles de la cuña de aluminio. Fig 4.6 y Fig 4.7

Figura 5.6 Radiografía con discos Topseal y cuña de Aluminio

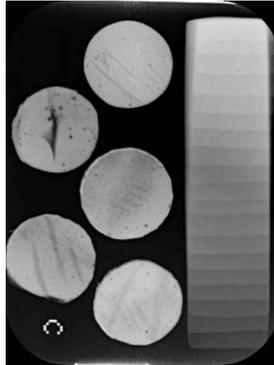
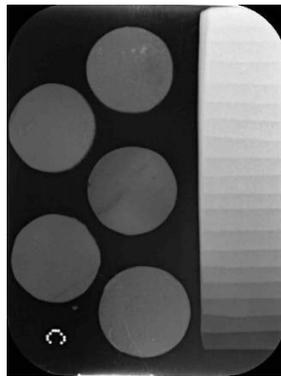


Figura 5.7 Radiografía con discos Adseal y cuña de Aluminio



- Con el programa de procesamiento de imagen digital ImageJ se analiza el histograma de cada uno de los discos, permitiendo realizar el conteo de píxeles que se encuentran en cada uno de los canales. Cada canal soporta un rango de niveles de intensidad de 0 a 255 (valores enteros). Por lo tanto, un píxel negro se codifica como 0 en todos los canales de color; un píxel blanco como 255 en todos los canales de color. Se selecciona el área dentro del disco que se quiere analizar asegurándose que se tenga la misma cantidad de píxeles para cada disco. Fig 4.8 y Fig 4.9
- Se realiza el mismo procedimiento para cada nivel de la cuña de aluminio de tal forma que se puedan comparar los datos obtenidos de los discos con los datos obtenidos de los niveles de la cuña de aluminio y lograr estimar con los datos de

la media y moda del histograma a que nivel de la cuña de aluminio se aproximan más los discos de cada cemento sellador. Fig 4.10 y Fig 4.11

Figura 5.8 Histograma discos Topseal

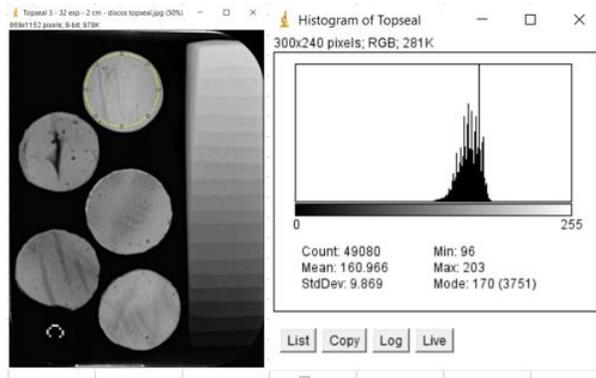


Figura 5.9 Histograma discos Adseal

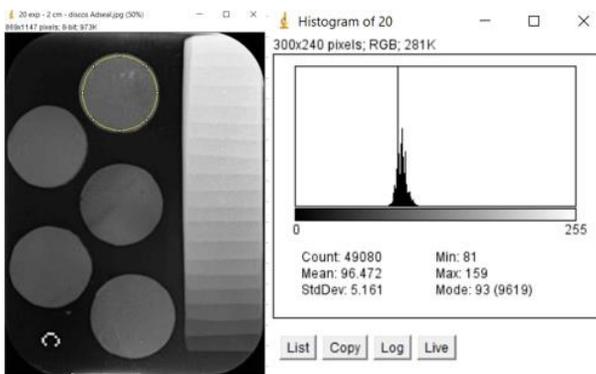


Figura 5.10 Histograma cuña de aluminio por nivel relacionado al Topseal

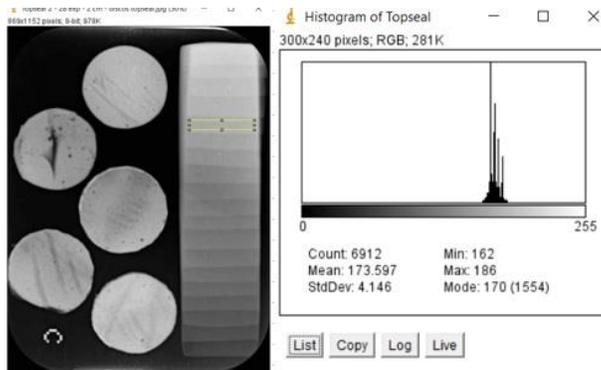


Figura 5.11 Histograma cuña de aluminio por nivel relacionado al Adseal



5.2 Solubilidad

5.2.1 Equipo y materiales

- Moldes en forma de anillo, de un diámetro de 20 mm y $(1,5 \pm 0,01)$ mm de altura, fabricados en acrílico. Fig 4.12
- Diez recipientes poco profundos, caja de Petri, u otro recipiente adecuado de vidrio o de porcelana, de 90 mm de diámetro aproximadamente, de un volumen mínimo de 90 ml. Fig 4.13
- Balanza analítica. Microbalanza. Ohaus Pioneer con resolución de 0,1 mg. Fig 4.15

Figura 5.12 Moldes de acrílico para crear discos de 20 x 1,5 mm



Figura 5.13 Cajas de Petri con tapa de 90 mm

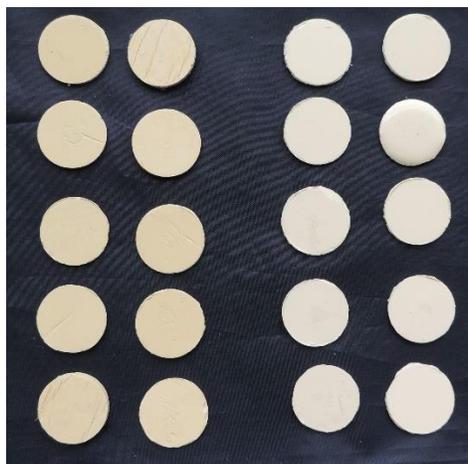


- Cabina, que conserve la temperatura de $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ y una humedad relativa de 95%.
- Agua, que cumpla con el grado 3 de la norma ISO 3696
- Horno, que pueda mantener una temperatura de $(110 \pm 2) ^\circ\text{C}$.

5.2.2 Preparación de las muestras

Se coloca el material de sellado en el molde y se presionan las cubiertas sobre la parte superior y el fondo del molde para obtener un disco de 1,5 mm de espesor y 20 mm de diámetro, se deja fraguar completamente el sellador endodóntico en una cabina a una temperatura de $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ y una humedad relativa mínima de 95%. Se retiran de los moldes y se pulen para retirar excesos del material. En total se reúnen 10 discos del sellador Topseal y 10 discos del sellador Adseal de 20 mm de diámetro y 1,5 mm de espesor. Fig 4.14

Figura 5.14 Discos Topseal y Adseal de 20 x 1,5 mm



5.2.3 Procedimiento

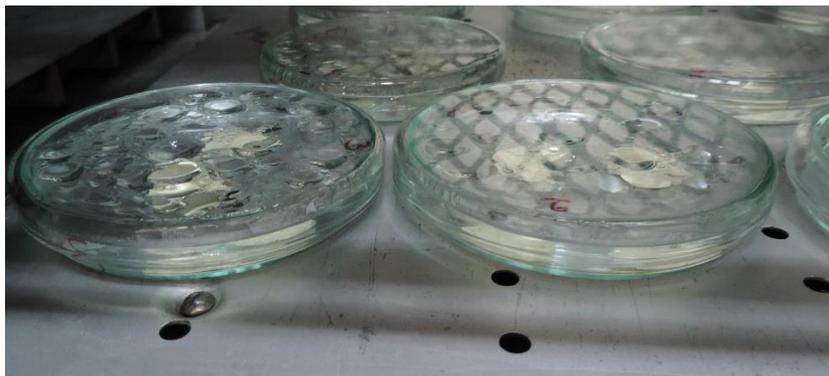
- Se pesan previamente las 10 cajas de Petri con sus respectivas tapas rotulándolas para evitar que se crucen las tapas de los recipientes, registrando el peso con una precisión de 0,001 gramos. Fig 4.15

Figura 5.15 Pesaje previo de las cajas de Petri



- Se colocan dos muestras del mismo sellador en cada caja de Petri, de manera que las superficies no se toquen y se mantengan inalteradas en el recipiente, sumando en total 10 cajas de petri, 5 para Topseal y 5 para Adseal. Fig 4.12. Se adicionan (50 ± 1) ml de agua y se cubre el recipiente. Se coloca el recipiente en un horno a (110 ± 2) °C y se evapora el agua hasta masa constante, se deja enfriar hasta temperatura ambiente. Fig 4.16

Figura 5.16 Recipientes con las muestras dentro del horno



- Se extraen los discos del sellador de cada caja de petri y se vuelven a pesar de la misma forma en que fueron pesadas previamente. Se registra la diferencia entre la masa inicial del recipiente poco profundo y su masa final, con una precisión de 0,001 g, como la cantidad de sellador removido de las muestras. Mediante análisis estadísticos se determinará si hay una diferencia estadísticamente significativa entre los dos pesajes de los 5 recipientes que contenían los 10 discos de Topseal y los 5 recipientes que contenían los 10 discos de Adseal. Fig 4.17

Figura 5.17 Pesaje final Caja de Petri



5.3 Fluidez

5.3.1 Equipos

- Dos placas de vidrio, de al menos 40 mm x 40 mm y aproximadamente 5 mm de espesor, con una masa de aproximadamente 20 g. Fig 4.18

Figura 5.18 Placas de vidrio de 40 x 40 mm



- Un peso con una masa de 100 g aproximadamente. Fig 4.19
- Jeringa graduada, (jeringa de insulina) diseñada para suministrar $0,05 \text{ ml} \pm 0,005$ ml de sellador mezclado. Fig 4.20
- Calibrador Metálico.

Figura 5.19 Peso de 100 gramos



Figura 5.20 Jeringa de Insulina

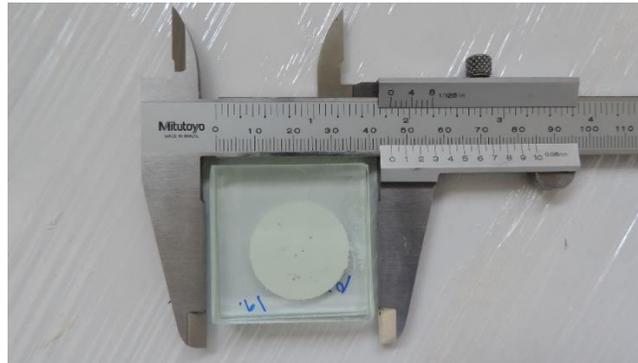


5.3.2 Procedimiento

- Por medio de la jeringa graduada, se suministra $0,05 \text{ ml} \pm 0,005$ ml de sellador mezclado en el centro de una de las placas de vidrio.
- Después de $180 \text{ s} \pm 5 \text{ s}$ de iniciar la mezcla, se coloca la otra placa centralmente sobre el sellante y sobre esta placa de vidrio se coloca una masa adicional para un total de $120 \text{ g} \pm 2 \text{ g}$.

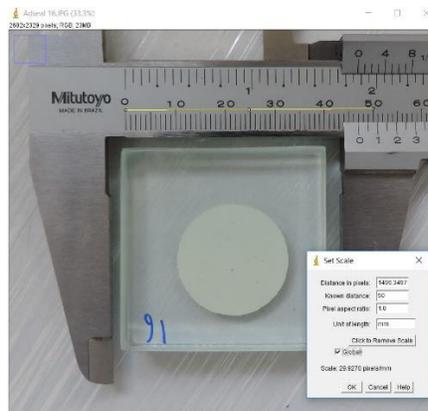
- Después de 10 min de iniciada la mezcla, se retira el peso, se ubica un calibrador junto a las placas de vidrio y se toma una foto completamente perpendicular. Fig 4.21

Figura 5.21 Imagen de Fluidez para ser analizada



- Con el programa de procesamiento de imagen digital ImageJ primero se procede a calibrar la longitud de la imagen, apoyándonos en una longitud conocida de 50mm dentro de la imagen, la cual nos la brinda el calibrador metálico. Fig 4.22

Figura 5.22 Calibración de longitud en la imagen



- Posteriormente se toman las medidas de los diámetros máximos y mínimos del disco de sellador comprimido, si la diferencia entre los dos diámetros está dentro de 1 mm, se registra el promedio de los diámetros. Si la diferencia entre los dos diámetros es superior a 1 mm, se repite el ensayo. Fig 4.23

Figura 5.23 Longitud diámetros del sellador



- Se repite 5 veces el procedimiento anterior para cada de sellador, y se registra el promedio de cada uno. Con los datos registrados se evalúa si hay diferencia estadísticamente significativa entre el promedio de los diámetros del Adseal con el promedio de los diámetros del Topseal.

5.4 Espesor de Película

5.4.1 Equipos

- Dos placas de vidrio cuadradas o circulares ópticamente planas, con un espesor uniforme mínimo de 5 mm y área de superficie de contacto de (200 ± 25) mm². Fig 4.18
- Dispositivo de carga, para aplicar una fuerza de (150 ± 3) N. Fig 4.24
- Estereomicroscopio con zoom SMZ800N Fig 4.25

Figura 5.24 Maquina Universal de Ensayos AGIS 5KN



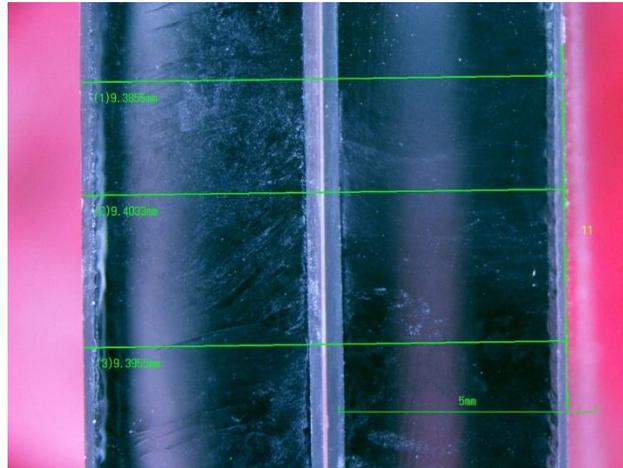
Figura 5.25 Estereomicroscopio con zoom SMZ800N



5.4.2 Procedimiento

- Se mide el espesor combinado de las dos placas de vidrio en contacto con una precisión de $1\ \mu\text{m}$. Con ayuda del estereomicroscopio, se realizan tres mediciones equidistantes y se registra el promedio de las tres medidas. Fig 4.26

Figura 5.26 Medida de espesor previo de las placas de vidrio a través del estereomicroscopio



- En seguida, se prepara el cemento de acuerdo a las recomendaciones del fabricante y se dispensa en una de las placas de vidrio una cantidad suficiente de cemento para cubrir el área de 4 x 4 cm, sobre el sellador se coloca cuidadosamente la otra placa de vidrio. Después de 180 ± 10 s. de iniciada la mezcla, el conjunto de las dos placas con el sellador se lleva a la maquina universal de ensayos (AGIS 5KN) aplicando sobre la placa superior una carga vertical de 150 N Fig 4.27, después de 10 min de haber iniciado la mezcla, se retira la carga y el espesor del conjunto (placas de vidrio y cemento) es medido con ayuda del estereomicroscopio en tres puntos equidistantes y se registra el promedio de las medidas Fig 4.28

Figura 5.27 Carga de 150N sobre placas de vidrio con el sellador

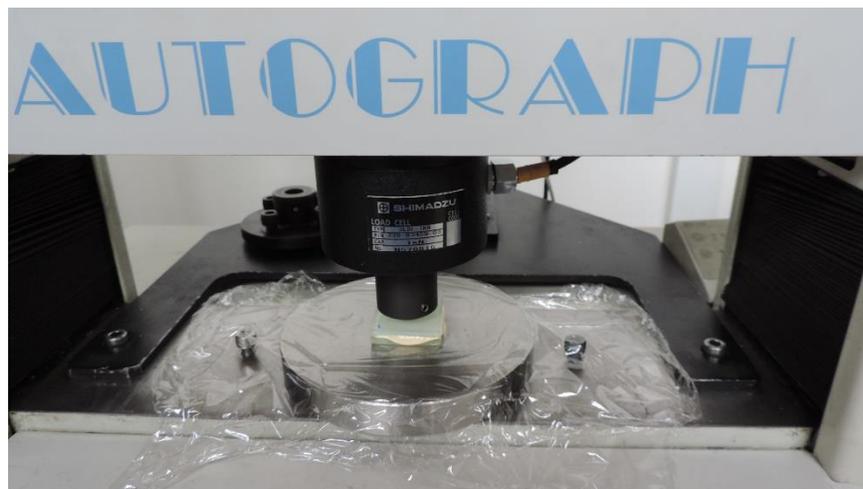
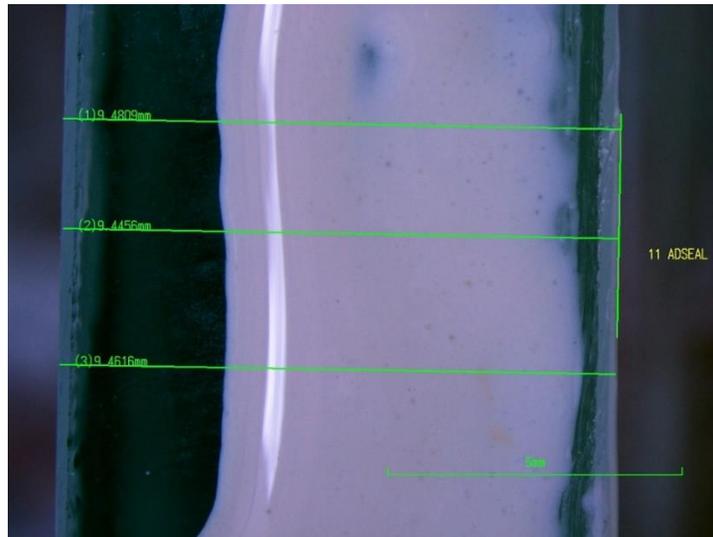


Figura 5.28 Medida de espesor posterior a la carga de 150N a través del estereomicroscopio



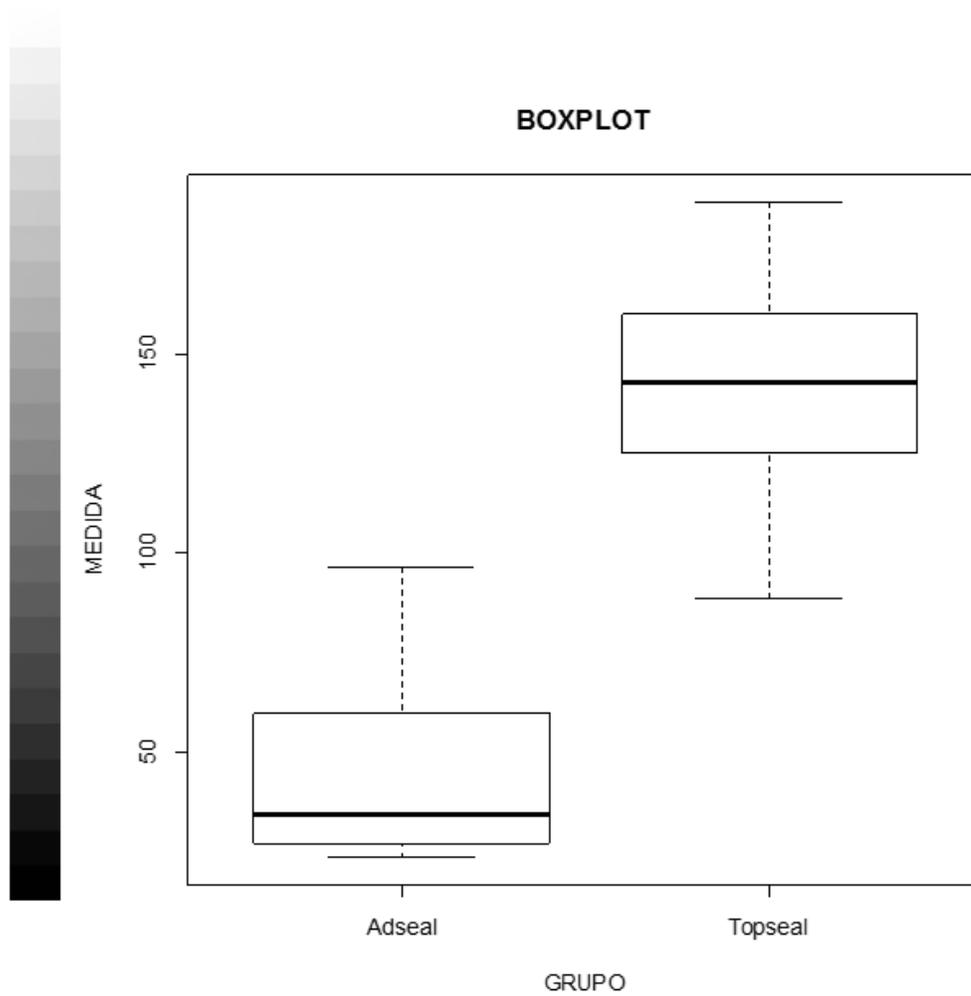
- Se repite 5 veces todo el procedimiento anterior para cada sellador, y se registra el promedio de cada uno. Con los datos obtenidos a través de análisis estadísticos se establece si hay diferencia estadísticamente significativa entre los promedios de las 5 muestras de Adseal, con el promedio de las 5 muestras de Topseal.

6. Resultados

6.1 Radiopacidad

6.1.1 Comparación escala de grises Topseal Vs Adseal

Figura 6.1 Diagrama de Caja Comparando escala de grises



6.1.2 Prueba de Normalidad

Figura 6.2 Prueba de normalidad Datos Radiopacidad

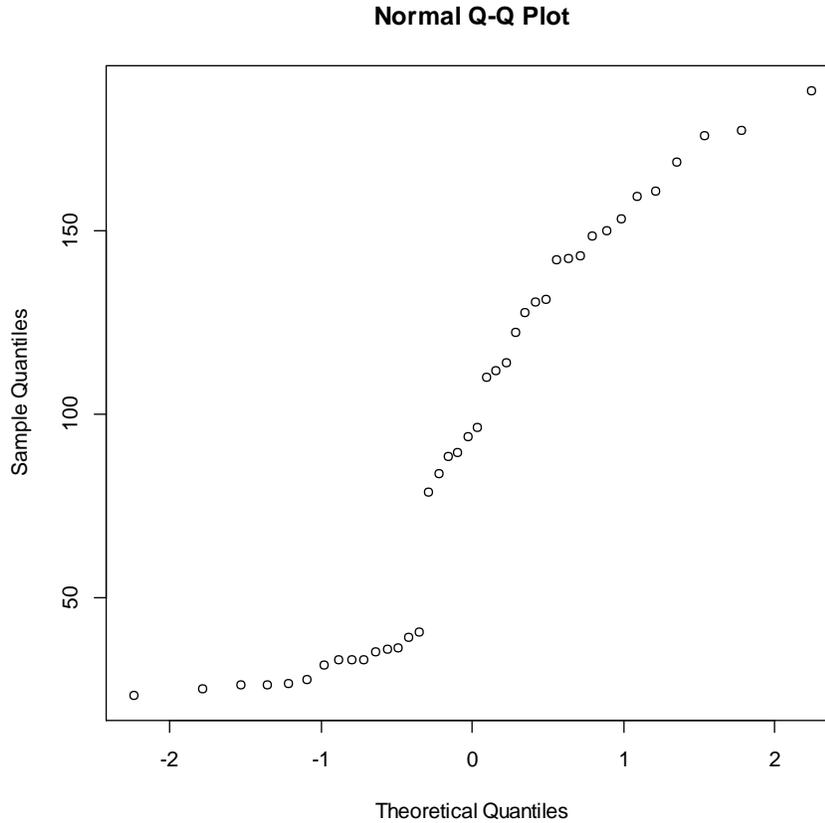


Tabla 6.1.1 Prueba de Normalidad Datos Radiopacidad

Shapiro-Wilk normality test	
data:	Promedio
W = 0.8892,	p-value = 0.0009415

Siendo la hipótesis nula que la población está distribuida normalmente, como el p-valor es menor al nivel de confianza, entonces la hipótesis nula es rechazada, y se concluye que los datos no vienen de una distribución normal. Por tal razón se realizan pruebas no paramétricas para determinar a qué nivel de la escala de aluminio corresponden los datos del Adseal y Topseal.

6.1.3 Pruebas no paramétricas

Se realiza la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, que es una prueba no paramétrica para comparar la mediana de dos muestras relacionadas y determinar si existen diferencias entre ellas. Se utiliza como alternativa a la prueba t de Student cuando no se puede suponer la normalidad de dichas muestras.

- Pruebas de comparación teniendo en cuenta el tiempo de exposición, entre los datos de cada sellador con los datos de cada nivel de la escala de aluminio, se marcan los resultados que no mostraron diferencias estadísticamente significativas. Tabla 5.1.2.

Tabla 6.1.2 Resultados sellador-tiempo de exposición Vs Escala de aluminio

Sellador - Tiempo de exposición	Valores de la escala de Aluminio									
	0,8mm	1,6mm	2,4mm	3,2mm	4,0mm	12,0mm	11,2mm	10,4mm	9,6mm	8,8mm
Adseal-20		x	x							
Adseal-22		x	x							
Adseal-25			x							
Topseal-25									x	x
Topseal-32										x
Topseal-36									x	x

Teniendo en cuenta el tiempo de exposición se puede afirmar que los valores del sellador Adseal son aproximados a los valores en la escala de aluminio entre 1,6mm y 2,4mm, y los valores del sellador Topseal se acercan a los valores en la escala de aluminio entre 8,8mm y 9,6mm.

- Pruebas de comparación sin tener en cuenta el tiempo de exposición, entre los datos de cada sellador con los datos de cada nivel de la escala de aluminio, se marcan los resultados que no mostraron diferencias estadísticamente significativas. Tabla 5.1.3.

Tabla 6.1.3 Resultados sellador Vs Escala de aluminio

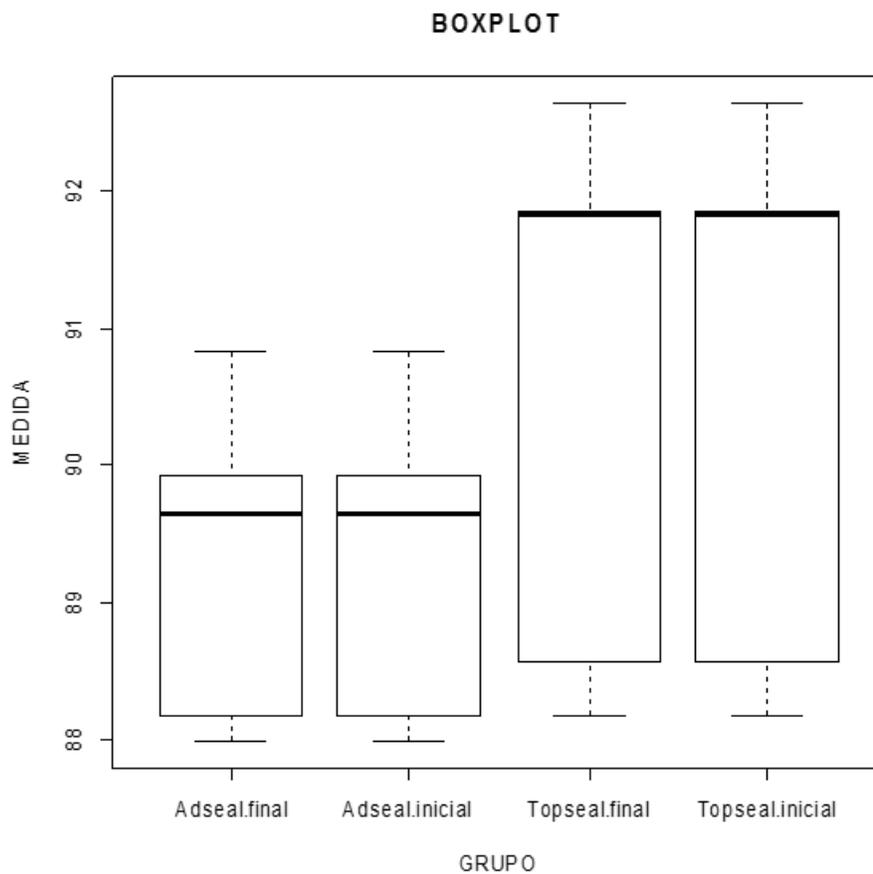
Sellador	Valores de la escala de Aluminio									
	0,8mm	1,6mm	2,4mm	3,2mm	4,0mm	12,0mm	11,2mm	10,4mm	9,6mm	8,8mm
Adseal			x							
Topseal									x	

Sin tener en cuenta el tiempo de exposición se puede afirmar que los valores del sellador Adseal son similares al valor en la escala de aluminio correspondiente a 2,4mm, y los valores del sellador Topseal son similares al valor en la escala de aluminio correspondiente a 9,6mm, encontrando una diferencia estadísticamente significativa entre ambos selladores en cuanto a radiopacidad ($P < 0,05$).

6.2 Solubilidad

6.2.1 Comparación peso inicial y final de los selladores Adseal y Topseal

Figura 6.3 Diagrama de Caja comparando pesos iniciales y finales de cada sellador



6.2.2 Prueba de Normalidad

Figura 6.4 Prueba de Normalidad datos solubilidad

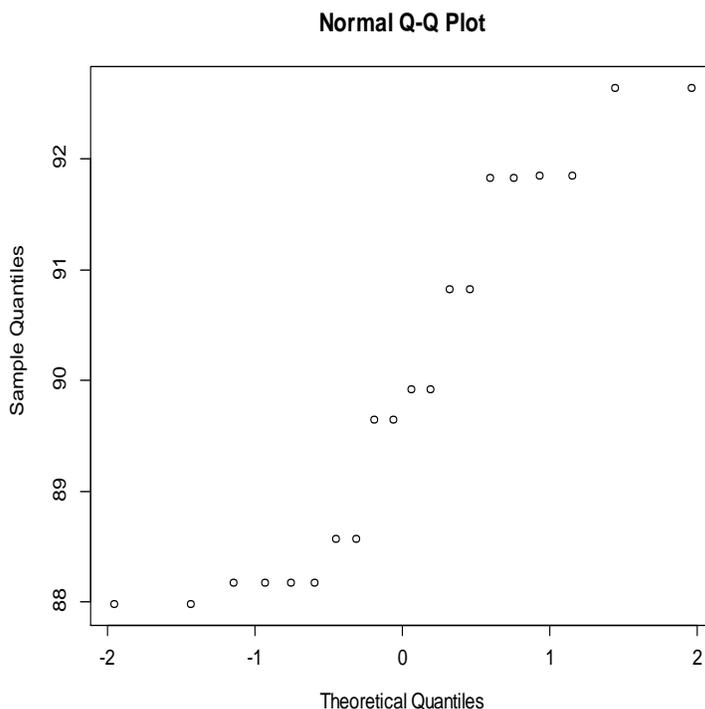


Tabla 6.2.1 Prueba de Normalidad datos solubilidad

Shapiro-Wilk normality test	
data:	medida2
W = 0.87651,	p-value = 0.01532

Siendo la hipótesis nula que la población está distribuida normalmente, como el p-valor es menor al nivel de confianza, entonces la hipótesis nula es rechazada, y se concluye que los datos no vienen de una distribución normal. Por tal razón se realizan pruebas no paramétricas para determinar si hay diferencias estadísticamente significativas entre el peso inicial y peso final de ambos selladores.

6.2.3 Pruebas no paramétricas

Se realiza la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

- Pruebas de comparación entre el peso inicial y peso final de las pruebas de solubilidad del Topseal. Tabla 5.2.2.

Tabla 6.2.2 Prueba de Wilconxon Peso inicial Vs peso final del Topseal

Wilcoxon rank sum test	
data:	Topseal_inicial and Topseal_final
W = 10,	p-value = 0.6905

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el peso inicial y peso final del Topseal, dando como resultado que no se presenta solubilidad en Topseal en 24 horas.

- Pruebas de comparación entre el peso inicial y peso final de las pruebas de solubilidad del Adseal. Tabla 5.2.3

Tabla 6.2.3 Prueba de Wilconxon Peso inicial Vs peso final del Adseal

Wilcoxon rank sum test with continuity correction	
data:	Adseal_inicial and Adseal_final
W = 11,	p-value = 0.8335

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el peso inicial y peso final del Adseal, dando como resultado que no se presenta solubilidad en Adseal en 24 horas.

6.3 Fluidez

6.3.1 Comparación de la Fluidez entre los selladores Adseal y Topseal

Figura 6.5 Diagrama de Caja comparando Fluidez del Adseal Vs Topseal

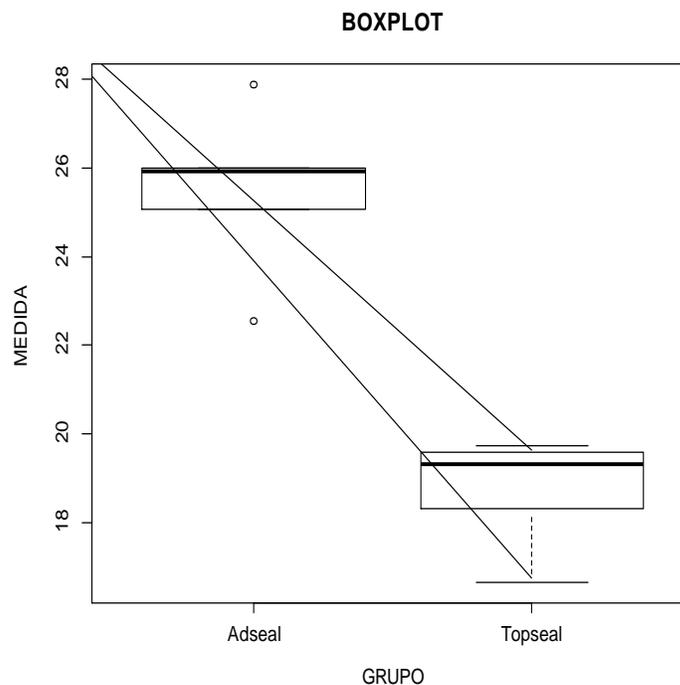


Tabla 6.3.1 Distribución datos Fluidez Adseal y Topseal

MUESTRA	promedio. mínimo	promedio. q25.25%	promedio. mediana.50%	promedio. media	promedio. q75.75%	promedio. desviest.	promedio. máximo
1 Adseal	22.5505	25.0710	25.9255	25.4854	25.9885	1.937878	27.8915
2 Topseal	16.6400	18.2985	19.3230	18.7139	19.5845	1.286649	19.7235

Los selladores Adseal y Topseal presentan en promedio una fluidez de 27,89 mm y 19,72 mm respectivamente. Evidenciando que el Adseal tiene una fluidez de 8mm mayor que el Topseal.

6.3.2 Prueba de Normalidad

Figura 6.6 Prueba de normalidad datos fluidez

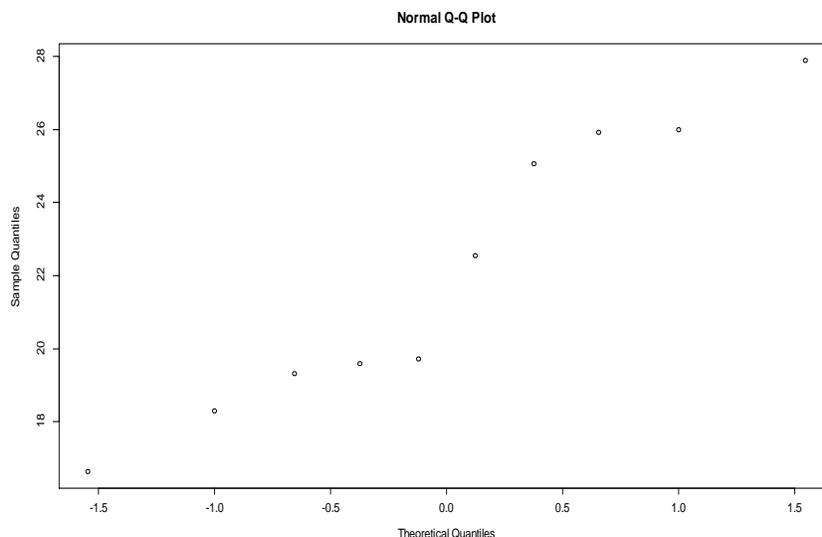


Tabla 6.3.2 Prueba de Normalidad datos solubilidad

Shapiro-Wilk normality test	
data:	promedio
W = 0.91838,	p-value = 0.3436

Siendo la hipótesis nula que la población está distribuida normalmente, la hipótesis nula no se rechaza, con un valor de $p > 0,05$ y se concluye que los datos si tienen una distribución normal. Por tal razón se realizan pruebas paramétricas para determinar si hay una diferencia estadísticamente significativa entre los datos de fluidez del Adseal y del Topseal.

6.3.3 Pruebas paramétricas

Se realizan pruebas paramétricas de análisis de varianza y se establece que hay una diferencia estadísticamente significativa entre los datos de fluidez del Adseal y Topseal, con un valor de p de 0.0001863.

Adicional se realiza una prueba de Tukey para comparar entre los datos de fluidez de Adseal y Topseal, y resulta con un nivel de significancia al 1%, lo cual significa que hay diferencias estadísticamente significativas. Valor de p de 0.0001863.

6.4 Espesor de Película

6.4.1 Comparación del espesor de la película entre los selladores Adseal y Topseal

Figura 6.7 Diagrama de Caja comparando espesor de película de Adseal y Topseal

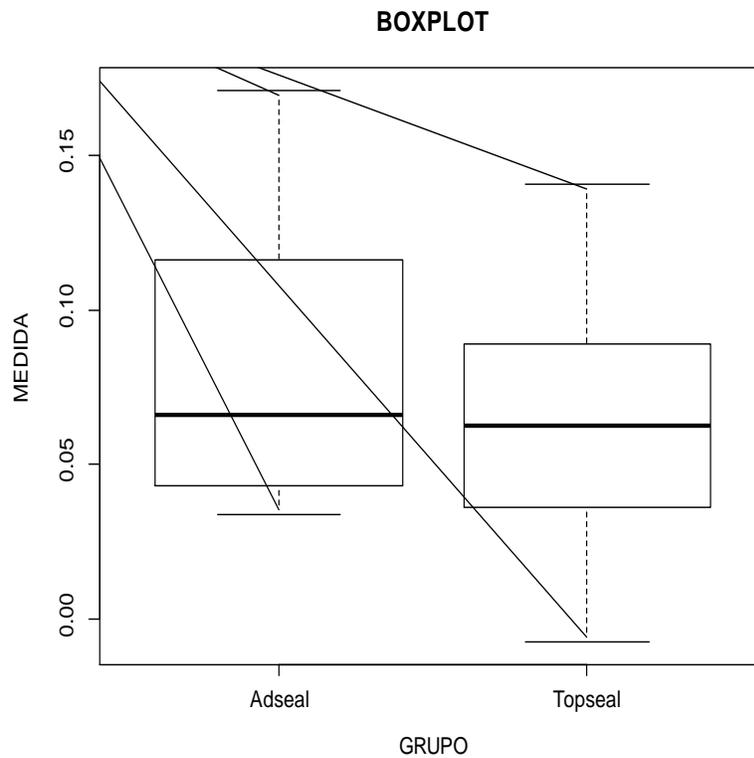


Tabla 6.4.1 Distribución datos Espesor película Adseal y Topseal

Grupo	diferencia. mínimo	diferencia. q25.25%	diferencia. mediana.50%	diferencia. media	diferencia. q75.75%	diferencia. desviest	diferencia. máximo
1 Adseal	0.0336	0.04310	0.0661	0.083086	0.11625	0.047282	0.1712
2 Topseal	-0.0075	0.03615	0.0626	0.062513	0.08900	0.044225	0.1409

Los selladores Adseal y Topseal presentan en promedio un espesor de película de 0,083 mm y 0,062 mm respectivamente. Evidenciando que el Adseal tiene un espesor de película de 0,021 mm mayor que el Topseal.

6.4.2 Prueba de Normalidad

Figura 6.8 Prueba de normalidad datos Espesor de Película

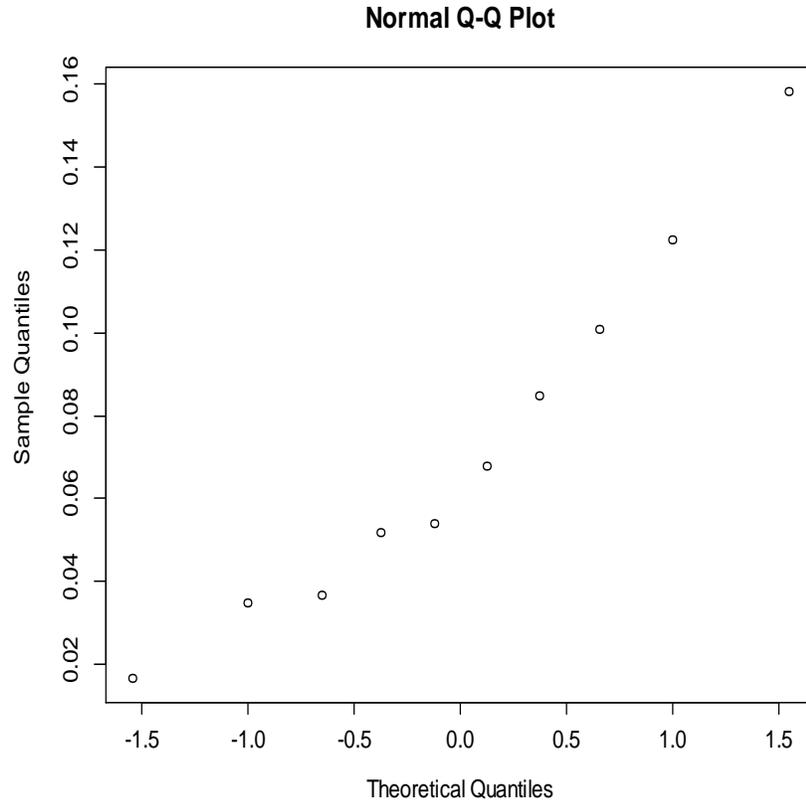


Tabla 6.4.2 Prueba de normalidad datos Espesor de Película

Shapiro-Wilk normality test	
data:	Diferencia
W = 0.94743,	p-value = 0.6382

Siendo la hipótesis nula que la población está distribuida normalmente, la hipótesis nula no se rechaza, con un valor de $p > 0,05$ y se concluye que los datos si tienen una distribución normal. Por tal razón se realizan pruebas paramétricas para

determinar si hay una diferencia estadísticamente significativa entre los datos de espesor de película de Adseal y Topseal.

6.4.3 Pruebas paramétricas

Se realizan pruebas paramétricas de análisis de varianza y se establece que no hay una diferencia estadísticamente significativa entre los datos de espesor de película del Adseal y Topseal, con un valor de p de 0.4927

7. Análisis y discusión de los resultados

7.1 Radiopacidad

Los resultados indican una variación extrema de la radiopacidad expresada en mm de Aluminio de los selladores endodónticos evaluados; que va de 2,4mm para Adseal hasta 9,6mm para Topseal.

Los estándares de la Organización Internacional de Normalización norma ISO 6876:2012 y la Norma Técnica Colombiana NTC 4390 para la radiopacidad de materiales de sellado del conducto radicular se han determinado usando películas radiográficas convencionales (14,15) donde las imágenes se obtienen por tratamiento químico de la película radiográfica que incluye revelado, fijado, enjuague y secado. Sin embargo, la imagen radiográfica digital es cada vez más común y ha reemplazado el uso de las películas dentales convencionales.

El presente estudio fue realizado con imágenes digitales adquiridas a través de la captura de imágenes en placas de fósforo, y digitalizadas con un equipo de escaneo carestream CS 7600, y analizadas con el software ImageJ. Estos cambios permiten tener mayor precisión en la evaluación de la radiopacidad, ya que con las imágenes digitales podemos controlar más fácil el contraste y brillo de la radiografía, a diferencia de las radiografías convencionales que dependían completamente de los procesos de revelado y fijación. Adicional a esto, el análisis de las películas convencionales se realizaba con un densitómetro que solamente abarcaba una zona pequeña de la imagen, mientras que con el uso de imágenes digitales disponemos de software capaz de realizar análisis a una zona más amplia que podemos delimitar, permitiendo que los datos recolectados sean más representativos tanto al disco sellador como a la cuña de aluminio.

Las normas ISO 6876:2012 y NTC 4390, establecen que los materiales para el sellado de conductos radiculares deben tener una radiopacidad ≥ 3 mm de aluminio, cuando se ensaya de acuerdo con el numeral 5.7 (14,15). En el presente estudio el resultado de la radiopacidad del cemento Topseal fue de 9,6mm de aluminio, lo cual concuerda con los estudios de Tagger y Katz 2003, Tanomaru-Filho 2007, y Gümrü 2013, (51,68,69) tabla 6.1.1 y fig 6.1, sin embargo el cemento Adseal tuvo un resultado equivalente a 2,4 mm de aluminio, que está por debajo del requerimiento mínimo establecido por la norma 6876, posiblemente el uso de radiografía digital y el análisis de la imagen con software especializado (ImageJ) pudo haber influenciado en el resultado.

En nuestro estudio para el análisis de radiopacidad se crearon discos de 10 x 1 mm y las imágenes radiográficas solo se obtuvieron después de completado el fraguado del material sellador, a diferencia de algunos estudios anteriores como el de Taşdemir 2008, Gümrü 2013 y Ehsani 2013 (69–71), donde la radiografía fue tomada inmediatamente después de preparado el material sellador, vaciado en el molde y comprimido para asegurar un espesor de 1 mm, y cuyos resultados para ambos materiales selladores presentaron valores más altos que los nuestros. Tabla 6.1.1 y fig 6.1.

Los estudios en donde se evaluó la radiopacidad de los selladores Adseal y Topseal coinciden con nuestro estudio, pues también encontraron una diferencia promedio equivalente a más de 7 mm de aluminio entre ambos selladores (13,69–71). Tabla 6.1.1

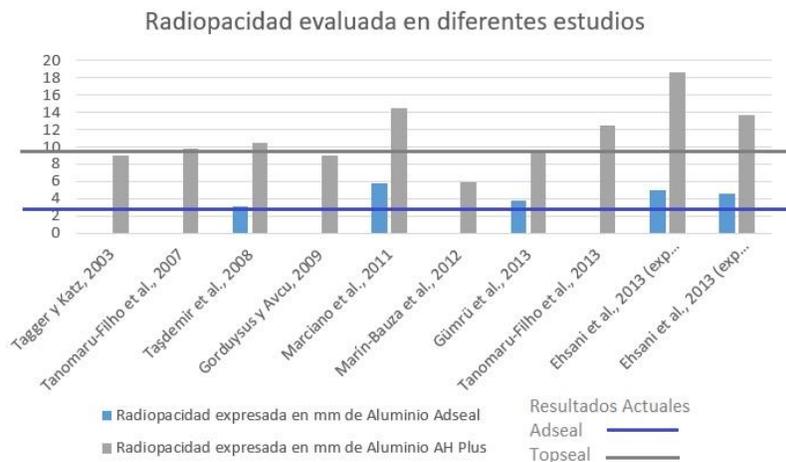
En la tabla 6.1.1 y fig 6.1 extrapolamos nuestros resultados con los de estudios anteriores donde evaluaron radiopacidad de alguno de los selladores Adseal, Topseal o AH Plus (13,51,68–74).

Tabla 7.1.1 Valores de Radiopacidad de Adseal y AH Plus según diferentes autores

Radiopacidad expresada en mm de Aluminio			
	Adseal	AH Plus	Diferencia
Tagger y Katz, 2003		9	
Tanomaru-Filho et al., 2007		9,8	
Taşdemir et al., 2008	3,09	10,41	7,32
Gorduysus y Avcu, 2009		8,98	
Marciano et al., 2011	5,84	14,5	8,66
Marín-Bauza et al., 2012		5,97	
Gümrü et al., 2013	3,71	9,7	5,99
Tanomaru-Filho et al., 2013		12,5	
Ehsani et al., 2013 (exp 15cm)	4,92	18,7	13,78
Ehsani et al., 2013 (exp 30cm)	4,61	13,66	9,05
Resultados del presente estudio	2,4	9,6	7,2

Los resultados son difíciles de comparar con los de estudios anteriores, porque la elección del dispositivo de adquisición de la imagen puede afectar a la radiopacidad medida de un material, y el sistema de sensores digitales modernos utiliza diferentes métodos de medición de radiación x por lo que es posible que la radiopacidad como se registra en la película no es equivalente a la radiopacidad registrada en un sensor digital (75).

Figura 7.1 Valores de Radiopacidad de Adseal y AH Plus según diferentes autores



El sellador Topseal presenta mayor radiopacidad en comparación con Adseal. Según Duarte *et al* (76), la radiopacidad de este cemento es proporcionada por el óxido de circonio y tungstato de calcio y la de Adseal según Marciano *et al* 2011 (13) es por el subcarbonato de bismuto y óxido de circonio. La radiopacidad puede variar en diferentes estudios, debido posiblemente a la deposición de los agentes radiopacificadores en el extremo inferior del tubo contenedor del sellador, mientras que la parte superior puede presentar una menor cantidad de estos agentes (13).

7.2 Solubilidad

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el peso inicial y peso final de ambos selladores Topseal y Adseal, dando como resultado que no se presenta solubilidad en ninguno de los dos en las primeras 24 horas.

Hassan Abu Zeid y Mokeem Saleh en el 2014 encontraron que el Adseal exhibió un aumento inicial en % en peso (de 7 y 14 días, respectivamente) que disminuyó con la solubilidad final alcanzada después de 28 días dentro de los límites aceptables (77).

Los selladores a base de resina epóxica experimentan un aumento de peso dentro de las primeras 4 semanas y luego se estabilizan (78). El aumento inicial de peso de los selladores a base de resina epóxica se puede atribuir a su absorción de agua durante su estabilización. Se encontró que la resina epóxica exhibe una red hidrófila porosa de matriz de resina polimerizada que permite la absorción de agua inicial, aumentando así su resistencia a la solubilidad (60).

Song *et al.*, en el 2016, encontró que el sellador Adseal tiene menos porcentaje de solubilidad que AH Plus, gracias a que Adseal es más higroscópico (79).

7.3 Fluidez

Una fluidez adecuada es una característica importante de un sellador de conductos radiculares para lograr sellar espacios entre el cono de gutapercha y la pared de la dentina. Sin embargo, una fluidez excesiva aumenta el riesgo de extrusión del sellador al tejido periodontal (18).

Las normas ISO 6876:2012 y NTC 4390, establecen que cuando se determine la fluidez de acuerdo con el numeral 5.2, cada disco debe tener un diámetro no menor de 17 mm (14,15). En nuestro estudio los selladores Adseal y Topseal resultaron con diámetros de 27,89 y 19,72 respectivamente, ambos con resultados satisfactorios según las normas.

Nuestro estudio mostró que Adseal tenía significativamente mayor fluidez que Topseal, coincidiendo con el estudio de Song *et al.*, en el 2016 (79). Sin embargo, Marciano *et al.* en el 2011 encontró que los resultados respecto a la fluidez de los selladores evaluados no mostraron diferencias significativas entre AH plus y Adseal (13). Tabla 6.3.1

Tabla 7.3.1 Valores de fluidez de Adseal y AH Plus según diferentes autores

Fluidez en mm		
	Adseal	AH Plus
Marciano et al., 2011	37,66	39,16
Song et al., 2016	22,5	14
Resultados Actuales	27,89	19,72

7.4 Espesor de Película

Las normas ISO 6876:2012 y NTC 4390, establecen que los selladores deben tener un espesor de película no mayor a 50 μm , cuando se ensayen de acuerdo al numeral 5.5 (14,15). En nuestro estudio los selladores Adseal y Topseal presentan en promedio un espesor de película de 83 μm y 62 μm respectivamente, ambos con valores por encima de lo establecido en las normas, pero a diferencia de lo establecido por la norma donde recomiendan el uso de un micrómetro como instrumento de medición, en nuestro estudio utilizamos como instrumento de medición el análisis de imágenes bajo el estereomicroscopio que en teoría brinda mayor precisión que la otorgada por un micrómetro.

Encontramos que el Adseal tiene un espesor de película de 21 μm mayor que el Topseal. Pero esta diferencia no es estadísticamente significativa con un valor de p de 0.4927. Coincidiendo con Marciano *et al.* quien encontró en el 2011 que los resultados respecto al espesor de película de los selladores evaluados mostraron una diferencia de 21,5 μm entre Adseal y AH Plus sin ser estadísticamente significativa (13). Tabla 6.4.1

Tabla 7.4.1 Valores de espesor de Película de Adseal y AH Plus según diferentes autores

Espesor de película en micras		
	Adseal	AH Plus
Marciano et al., 2011	65	43,65
Resultados Actuales	83	62

8. Conclusiones y recomendaciones

Los cementos evaluados presentaron diferencias entre sus características físicas y mecánicas, en la radiopacidad y fluidez la diferencia fue estadísticamente significativa, siendo el Topseal el de mayor radiopacidad y el Adseal el de mayor fluidez, sin embargo, las otras características analizadas, solubilidad y espesor de película no presentaron diferencias estadísticamente significativas.

La nueva metodología utilizada en el presente estudio para medir el espesor de la película arrojó resultados equivalentes por encima de la norma ISO 6876:2012, por lo cual pensamos que ésta nueva metodología debe ser complementada con la técnica de medición convencional con micrómetro para obtener resultados más confiables.

Se recomienda para el análisis de las radiopacidad nuevos estudios en donde se mida la radiopacidad con el material recién preparado y con el material después de fraguado, además recomendamos que sea dispensado todo el tubo contenedor del material sellador en la mezcla y así garantizar que los agentes radiopacificadores de cada material se hallan incorporado en su totalidad.

Recomendamos hacer la medición de solubilidad de los cementos en diferentes intervalos de tiempo, para ver su comportamiento a largo plazo.

Es necesario seguir estudiando las características físicas, químicas y mecánicas de estos cementos para aumentar su confiabilidad y uso en la práctica clínica del endodoncista.

Bibliografía

1. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. 1967. *J Endod.* abril de 2006;32(4):281–90.
2. Ørstavik D. Endodontic filling materials. *Endod Top.* el 1 de noviembre de 2014;31(1):53–67.
3. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: técnica y fundamentos. Ed. Médica Panamericana; 2002. 348 p.
4. Chang SW, Lee Y-K, Zhu Q, Shon WJ, Lee WC, Kum KY, et al. Comparison of the rheological properties of four root canal sealers. *Int J Oral Sci.* marzo de 2015;7(1):56–61.
5. Singh H, Markan S, Kaur M, Gupta G. “Endodontic Sealers”: Current Concepts and Comparative Analysis. *Dent - Open J.* el 21 de abril de 2015;2(1):32–7.
6. Orstavik D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endod Top.* noviembre de 2005;12(1):25–38.
7. Hargreaves KM, Berman LH, Cohen S. Cohen. *Vías de la Pulpa + ExpertConsult.* Elsevier España; 2011. 1082 p.
8. Schroeder A. [The impermeability of root canal filling material and first demonstrations of new root filling materials]. *Schweiz Monatsschrift Für Zahnheilkd Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol SSO.* septiembre de 1954;64(9):921–31.
9. Torabinejad M, Walton RE. *Endodoncia, principios y práctica, 4a ed.* Elsevier España; 2009. 493 p.
10. Cañadas PS, Berástegui E, Gatón-Hernández P, Silva LAB, Leite GA, Silva RS. Physicochemical properties and interfacial adaptation of root canal sealers. *Braz Dent J.* octubre de 2014;25(5):435–41.
11. De Almeida WA, Leonardo MR, Tanomaru Filho M, Silva LA. Evaluation of apical sealing of three endodontic sealers. *Int Endod J.* enero de 2000;33(1):25–7.

12. Kaplan AE, Ormaechea MF, Picca M, Canzobre MC, Ubios AM. Rheological properties and biocompatibility of endodontic sealers. *Int Endod J.* agosto de 2003;36(8):527–32.
13. Marciano MA, Guimarães BM, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Cavenago BC, Garcia RB, et al. Physical properties and interfacial adaptation of three epoxy resin-based sealers. *J Endod.* octubre de 2011;37(10):1417–21.
14. Instituto de Normas Técnicas y Certificación (ICONTEC). NORMA TÉCNICA COLOMBIANA NTC 4390. ICONTEC Internacional; 2014.
15. International Organization for Standardization. ISO 6876: 2012 Dental root canal sealing materials. ISO, the International Organization for Standardization; 2012.
16. Estrela C. *Ciencia endodóntica.* Artes Médicas; 2005. 1032 p.
17. Ingle JI. *Ingle's Endodontics 6.* PMPH-USA; 2008. 1588 p.
18. Grossman LI. Physical properties of root canal cements. *J Endod.* junio de 1976;2(6):166–75.
19. Macchi RL. *Materiales dentales.* Ed. Médica Panamericana; 2007. 424 p.
20. Grossman LI. *Terapéutica de los conductos radiculares.* 4ta edición. Argentina: Progrental; 1959. 436 p.
21. Hermann BW. *Biologische Wurzelbehandlung: 40 Jahre Untersuchungen, Forschungen, Vergleiche u. Ergebnisse.* W. Kramer; 1950. 291 p.
22. Briseño BM, Willershausen B. Root canal sealer cytotoxicity with human gingival Fibroblasts. III. Calcium hydroxide-based sealers. *J Endod.* marzo de 1992;18(3):110–3.
23. Manhart MJ. Conventional endodontic therapy and a calcium hydroxide sealant. *The Chronicle.* noviembre de 1974;37(9):226–7.
24. Desai S, Chandler N. Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *J Endod.* abril de 2009;35(4):475–80.
25. Fava LR, Saunders WP. Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J.* agosto de 1999;32(4):257–82.
26. Valera MC, Leonardo MR, Consolaro A, Matuda F da S. Biological compatibility of some types of endodontic calcium hydroxide and glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* diciembre de 2004;12(4):294–300.
27. Caicedo R, von Fraunhofer JA. The properties of endodontic sealer cements. *J Endod.* el 1 de noviembre de 1988;14(11):527–34.

28. Soares I, Goldberg F, Massone EJ, Soares IM. Periapical tissue response to two calcium hydroxide-containing endodontic sealers. *J Endod.* abril de 1990;16(4):166–9.
29. Fuss Z, Charniaque O, Pilo R, Weiss E. Effect of various mixing ratios on antibacterial properties and hardness of endodontic sealers. *J Endod.* septiembre de 2000;26(9):519–22.
30. Tagger M, Tagger E, Tjan AHL, Bakland LK. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod.* mayo de 2002;28(5):351–4.
31. Figueiredo JA, Pesce HF, Gioso MA, Figueiredo MA. The histological effects of four endodontic sealers implanted in the oral mucosa: submucous injection versus implant in polyethylene tubes. *Int Endod J.* julio de 2001;34(5):377–85.
32. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* el 15 de febrero de 1972;132(4):133–5.
33. Pitt F. The leakage of root fillings using glass ionomer cement and other materials. *Br Dent J.* el 1 de mayo de 1979;146(9):273–8.
34. Stewart GG. Clinical application of glass ionomer cements in endodontics: case reports. *Int Endod J.* mayo de 1990;23(3):172–8.
35. Ray H, Seltzer S. A new glass ionomer root canal sealer. *J Endod.* diciembre de 1991;17(12):598–603.
36. De Gee AJ, Wu M-K, Wesselink PR. Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. *Int Endod J.* el 1 de septiembre de 1994;27(5):239–44.
37. De Bruyne M a. A, De Moor RJG. The use of glass ionomer cements in both conventional and surgical endodontics. *Int Endod J.* febrero de 2004;37(2):91–104.
38. Beltes P, Koulaouzidou E, Kolokuris I, Kortsaris AH. In vitro evaluation of the cytotoxicity of two glass-ionomer root canal sealers. *J Endod.* septiembre de 1997;23(9):572–4.
39. Leonardo MR, Almeida WA, da Silva LA, Utrilla LS. Histological evaluation of the response of apical tissues to glass ionomer and zinc oxide-eugenol based sealers in dog teeth after root canal treatment. *Endod Dent Traumatol.* diciembre de 1998;14(6):257–61.
40. Sahli CC. *Endodoncia: técnicas clínicas y bases científicas.* Elsevier España; 2006. 424 p.
41. Gençoglu N, Türkmen C, Ahiskali R. A new silicon-based root canal sealer (Roekoseal®-Automix). *J Oral Rehabil.* el 1 de julio de 2003;30(7):753–7.

42. Briseño BM, Willershausen B. Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblasts: 2. Silicone- and resin-based sealers. *J Endod.* noviembre de 1991;17(11):537–40.
43. A review of bioceramic technology in endodontics [Internet]. DT Study Club. [citado el 25 de noviembre de 2015]. Disponible en: <http://www.dtstudyclub.com/A-review-of-bioceramic-technology-in-endodontics-1136.html#.VIWEseKaXVI>
44. Malhotra S. Bioceramic Technology in Endodontics. *Br J Med Med Res.* el 10 de enero de 2014;4(12):2446–54.
45. Ciasca M, Aminoshariae A, Jin G, Montagnese T, Mickel A. A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequence root repair material and ProRoot mineral trioxide aggregate in human osteoblast cell culture using reverse-transcriptase polymerase chain reaction. *J Endod.* abril de 2012;38(4):486–9.
46. Koch KA, Brave DG. Bioceramics, part I: the clinician's viewpoint. *Dent Today.* enero de 2012;31(1):130–5.
47. Canalda Sahli C, Pumarola Suñé J, Berástegui E. Actualización en endodoncia 2011. *Endodoncia (Mex).* el 30 de julio de 2012;30(3):129–46.
48. Zmener O, Spielberg C, Lamberghini F, Rucci M. Sealing properties of a new epoxy resin-based root-canal sealer. *Int Endod J.* el 1 de septiembre de 1997;30(5):332–4.
49. Lee K-W, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod.* octubre de 2002;28(10):684–8.
50. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Ørstavik D. The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root-canal sealers. *Int Endod J.* octubre de 2002;35(10):859–66.
51. Tanomaru-Filho M, Jorge ÉG, Guerreiro Tanomaru JM, Gonçalves M. Radiopacity Evaluation of New Root Canal Filling Materials by Digitalization of Images. *J Endod.* marzo de 2007;33(3):249–51.
52. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu L, Kim SK, Pashley DH, et al. Critical Review on Methacrylate Resin-based Root Canal Sealers. *J Endod.* marzo de 2010;36(3):383–99.
53. Park S-Y, Lee W-C, Lim S-S. Cytotoxicity and antibacterial property of new resin-based sealer. *J Korean Acad Conserv Dent.* el 1 de marzo de 2003;28(2):162–8.
54. Shakouie S, Esk M, arinezhad, Shahi S, Mokhtari H, FroughReihani M, et al. Antimicrobial efficacy of AH-Plus, adseal and endofill against *Enterococcus faecalis*-An in vitro study. *Afr J Microbiol Res.* el 9 de febrero de 2012;6(5):991–4.
55. White SC. *Radiología oral: principios e interpretación.* Elsevier España; 2001. 682 p.

56. Guerreiro-Tanomaru JM, Duarte MAH, Gonçalves M, Tanomaru-Filho M. Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Braz Oral Res.* junio de 2009;23(2):119–23.
57. Higginbotham TL. A comparative study of the physical properties of five commonly used root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* julio de 1967;24(1):89–101.
58. Eliasson ST, Haasken B. Radiopacity of impression materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* mayo de 1979;47(5):485–91.
59. Hougen OA, Watson KM, Ragatz RA. Principios de los procesos químicos. Reverte; 1982. 580 p.
60. 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):31–5.
61. Poggio C, Arciola CR, Dagna A, Colombo M, Bianchi S, Visai L. Solubility of root canal sealers: a comparative study. *Int J Artif Organs.* septiembre de 2010;33(9):676–81.
62. Orstavik D. Weight loss of endodontic sealers, cements and pastes in water. *Scand J Dent Res.* agosto de 1983;91(4):316–9.
63. Fundamentos de Química. EUNED; 376 p.
64. Bernardes RA, de Amorim Campelo A, Junior DSS, Pereira LO, Duarte MAH, Moraes IG, et al. Evaluation of the flow rate of 3 endodontic sealers: Sealer 26, AH Plus, and MTA Obtura. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* enero de 2010;109(1):e47-49.
65. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Physical Properties of 5 Root Canal Sealers. *J Endod.* octubre de 2013;39(10):1281–6.
66. Wu MK, Fan B, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod.* abril de 2000;26(4):210–6.
67. Collins TJ. ImageJ for microscopy. *BioTechniques.* julio de 2007;43(1 Suppl):25–30.
68. Tagger M, Katz A. Radiopacity of Endodontic Sealers: Development of a New Method for Direct Measurement. *J Endod.* noviembre de 2003;29(11):751–5.
69. Gümrü B, Tarçın B, Türkyayın DE, İriboz E, Öveçoğlu HS. Evaluation of The Radiopacity of a MTA-Based Root-Canal Filling Material using Digital Radiography. MTA-Esaslı Bir Kök-Kanal Dolgu Materyalinin Radyo-Opasitesinin Dijital Radyografi Kullan Değerlendirilmesi. *marzo de 2013;3(1):19–25.*

70. Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K. Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. *J Endod.* noviembre de 2008;34(11):1388–90.
71. Ehsani M, Abesi, Farida, Haghanifar, Sina, Khafri, et al. Comparison of Radiopacity of Six Endodontic Sealers. *J Dentomaxillofacial.* el 15 de agosto de 2013;2(2):23–7.
72. Gorduysus M, Avcu N. Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* septiembre de 2009;108(3):e135–40.
73. Marín-Bauza GA, Silva-Sousa YTC, da Cunha SA, Rached-Junior FJA, Bonetti-Filho I, Sousa-Neto MD, et al. Physicochemical properties of endodontic sealers of different bases. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* agosto de 2012;20(4):455–61.
74. Tanomaru-Filho M, Bosso R, Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM. Radiopacity and flow of different endodontic sealers. *Acta Odontológica Latinoam AOL.* 2013;26(2):121–5.
75. Rasimick B, Shah R, Musikant B, Deutsch A. Radiopacity of Endodontic Materials on Film and a Digital Sensor. *J Endod.* septiembre de 2007;33(9):1098–101.
76. Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Bernardes RA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, et al. Influence of Calcium Hydroxide Association on the Physical Properties of AH Plus. *J Endod.* junio de 2010;36(6):1048–51.
77. Hassan Abu Zeid ST, Mokeem Saleh AAY. Solubility, pH Changes and Releasing Elements of Different Bioceramic and Mineral Trioxide Aggregate Root Canal Sealers Comparative Study. *J Trauma Treat [Internet].* 2014 [citado el 26 de octubre de 2016];04(02). Disponible en: <http://www.omicsgroup.org/journals/solubility-ph-changes-and-releasing-elements-of-different-bioceramicand-mineral-trioxide-aggregate-root-canal-sealers-comparative-study-2167-1222-1000249.php?aid=55658>
78. Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE. Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* noviembre de 2001;17(6):512–9.
79. Song Y-S, Choi Y, Lim M-J, Yu M-K, Hong C-U, Lee K-W, et al. In vitro evaluation of a newly produced resin-based endodontic sealer. *Restor Dent Endod.* agosto de 2016;41(3):189–95.