



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROPIEDADES FÍSICAS DE GUTTAFLOW2 EN BASE
A LAS NORMAS ISO 6876 Y ANSI/ADA 57

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

HUGO ZALDÍVAR LÓPEZ

TUTORA: Esp. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ

ASESORA: Esp. ALEJANDRA RODRÍGUEZ HIDALGO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS

A mi padre Efrén Zaldívar Tavera. Quiero compartir contigo este logro, el cual no hubiera sido posible sin tu consejo y apoyo, gracias por todo papá.

A mi madre Angélica López Macías. Gracias mamá por brindarme siempre la confianza, por motivarme a seguir adelante cuando me sentía derrotado, por siempre tener una palabra de aliento y un abrazo al llegar a casa.

A mi hermano Efrén Zaldívar López. Porque me has demostrado que uno debe luchar por lo que quiere, no importa cual difícil sea el camino.

A mi hermana Angélica Zaldívar López. Por estar siempre presente en las buenas y en las malas.

Para ti Karen Carreón, por escucharme cuando más lo necesitaba y por ser parte de mi vida, gracias mi amor.

A David Zapata Zaldívar, porque sé que siempre estás cuidándome, y porque en gran medida, gracias a ti, logré ser universitario.

A la Mtra. Beatriz Aldape Barrios, por compartir su conocimiento y experiencia.

Al Señor Antonio Morales por ser parte de mi formación profesional.

ÍNDICE.

	Página
Introducción	5
Antecedentes	6
Obturación de conductos radiculares	9
Materiales sólidos	10
Selladores y cementos	13
A base de Óxido de Zinc y Eugenol	14
A base de Hidróxido de Calcio	16
A base de Polímeros	17
A base de Ionómero de Vidrio	18
A base de Silicona	18
RoekoSeal ®	19
GuttaFlow2 ®	20
Planteamiento del problema	23
Justificación	24
Hipótesis de trabajo	24
Objetivos	24
General	24
Específicos	25
Tipo de estudio	25
Variables	25
Dependientes	25

Independientes	27
Material y método.....	27
Resultados	44
Discusión	56
Conclusiones	61
Anexos	64
Bibliografía	67



INTRODUCCIÓN.

Hoy día, el tratamiento de conductos radiculares, es una de las actividades más solicitadas en el consultorio dental. Por ello, el área endodóncica se ve en la necesidad de mantenerse en constante actualización y en desarrollo de nuevos materiales, que permitan una mejor terapéutica pulpar.

Además del trabajo biomecánico, la obturación juega un papel de suma importancia en el éxito del tratamiento de conductos radiculares, por ello es preponderante contar con materiales de obturación, que cumplan con las propiedades físicas establecidas por las normas ANSI/ADA (Instituto Americano de Estándares internacionales/ Asociación Dental Americana) 57 e ISO (Organización de estándares internacionales) 6876.

La inquietud para realizar éste trabajo, es conocer las propiedades físicas del cemento sellador de conductos radiculares GuttaFlow2, para determinar si es viable utilizarlo en el tratamiento endodóncico.

Las pruebas a las que fue sometido el cemento sellador en el presente estudio, fueron basadas en los requerimientos que exigen las normas ANSI/ADA 57 (1983) e ISO 6876 (2001) para cementos selladores de conductos.



ANTECEDENTES.

Desde la antigüedad, la terapia pulpar ha sido necesaria, practicada de manera empírica y con resultados que no necesariamente son adecuados. La endodoncia se ha desarrollado de una manera impresionante a través de los años, desde el siglo XX con el descubrimiento de los rayos- X y de los anestésicos la endodoncia se vio forzada a evolucionar. Además la asepsia y antisepsia se aceptaron como aspectos necesarios de la endodoncia, en esencia, había surgido una nueva era, aunque se seguía discutiendo sobre la conservación del diente natural. La vía para el diagnóstico pulpar más probable se potenció significativamente gracias a la popularización de las pruebas eléctricas de vitalidad pulpar y a la disponibilidad de información suministrada por la radiografía dental. En este último aspecto, Otto Walkhoff, quien hizo la primera radiografía dental, y C. Edmund Kells, quien usó las radiografías para el diagnóstico y el tratamiento del conducto radicular. (1)



Imagen 1. Dr. Edmund Kells (1)



Imagen 2. Dr. Otto Walkhoff (2)

Antes, el calor y el frío eran las únicas pruebas usadas para decidir si la pulpa estaba “muerta o viva” una elección diagnóstica poco evolucionada, que todavía perdura hasta el día de hoy. Además, todas las vías del tratamiento endodóncico se pueden ofrecer actualmente de forma indolora gracias al uso de soluciones anestésicas locales. Descubierta en 1884 por Carl Koller, oftalmólogo vienés que usó la solución de cocaína como anestesia tópica para la cirugía ocular, su utilización en odontología



obtuvo informes favorables de Guido Fischer y otros facultativos en la literatura odontológica. Las jeringuillas de metal y de cristal (ver imagen 3), empleadas a principios del siglo, dieron paso a la jeringa de retrocarga diseñada por Harvey Cook en 1917. (1)

Sin embargo, el profesional odontológico fue lento en la adopción de ese instrumento, lo que favoreció la vía de la anestesia con cocaína aplicada a presión para controlar la pulpa dolorosa e inflamada. (1)



Imagen 3. Jeringa para anestesiar de 1803 (3)

Identificada como fuente de multitud de enfermedades sistémicas la infección de la pulpa y los tejidos perirradiculares, los profesionales sanitarios prefirieron la extracción. En esencia, Hunter había dejado en manos de la profesión odontológica (durante años y, en algunos aspectos, incluso en este nuevo siglo) la responsabilidad de determinar la vía de tratamiento para millones de pacientes. Por fortuna, la base científica de la microbiología, delineada por W.D. Miller a comienzos del siglo (*Die mikroorganismen der mundhole*), proporcionó una base a la racionalidad de numerosos clínicos e investigadores odontológicos, como Edward Hatton, Edgar Coolidge, Charles Boedecker, que tanto contribuyeron a una mejor comprensión de los caminos de la enfermedad en la pulpa dental y los tejidos perirradiculares. El conocimiento microbiológico no sólo permitió un mejor concepto de los detalles del proceso patológico,



sino que también proporcionó los medios para prevenir la lesión pulpar y perirradicular. (1)

En algunos aspectos, sin embargo, esta exageración en la importancia de la infección condujo al uso excesivo de compuestos fenólicos para controlar las complejas poblaciones microbianas y la inflamación tisular intratable, a costa de inducir un daño irreversible en esos tejidos, una vía que todavía perjudica en ocasiones el tratamiento endodóncico contemporáneo, sin que exista una base racional para su aplicación. (1)

La ciencia de la endodoncia, tiene una enorme deuda con los pioneros de la biología oral. Los cambios significativos en los métodos empleados para obturar los conductos radiculares ocurridos durante la década de 1930 favorecieron el desarrollo de nuevos caminos, basados en el retratamiento, durante las décadas de 1970 a 1990. El relleno radicular con un cono de plata atribuido con frecuencia por separado a Hugo Tribitsch y Elmer Jasper, fue ampliamente utilizado en muchos lugares del mundo para rellenar conductos hasta entonces considerados imposibles de obturar con gutapercha (ver imagen4). (1)



Imagen 4. Obturación con conos de plata (4)

El relleno con cono de plata fue defendido para el tratamiento de conductos curvos pequeños, que desafiaban el uso de la gutapercha, y se



alabó su aspecto radiográfico. Con demasiada frecuencia, sin embargo, el complejo sistema de conductos radiculares no se sometía previamente a limpieza y conformación completas, lo que condujo a la desaparición del relleno con cono de plata. Como comunicaron Sam Seltzer y otros autores 40 años más tarde, los productos de la corrosión de los conos de plata en contacto con filtraciones apicales o coronales (ver imagen 5), las bacterias y los residuos tisulares retenidos conducían con frecuencia a la destrucción del tejido perirradicular y el fracaso del tratamiento del conducto radicular. (1,2)

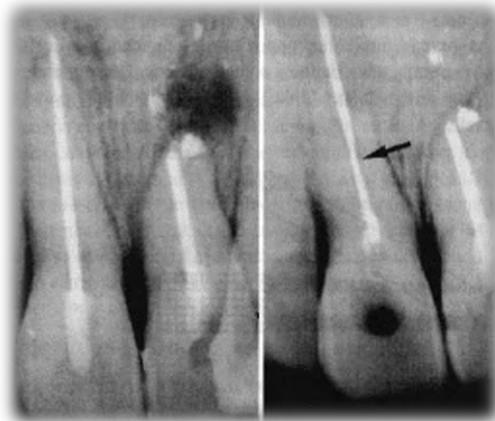


Imagen 5. Radiografía que evidencia la corrosión por puntas de plata (5)

OBTURACIÓN DE CONDUCTOS RADICULARES.

Una vez realizada la conformación del conducto radicular, es de suma importancia la limpieza del mismo, en la actualidad podemos encontrar diversos agentes irrigantes con los que podemos combatir la flora bacteriana, ya teniendo un conducto bien trabajado y seco, el siguiente paso será la obturación del conducto. (1,2)

La obturación del sistema de conductos es una parte vital dentro de la terapéutica pulpar, consiste en el llenado tridimensional y hermético del



conducto radicular, una obturación ideal evitará la filtración de microorganismos al interior del conducto (ver Imagen 6). (1)



Imagen 6. Radiografía de adecuada obturación de conductos radiculares (6)

MATERIALES SÓLIDOS.

Gutapercha: La gutapercha es el material usado con más frecuencia. Se fabrica con el jugo seco del árbol *Isonandra percha*. Fue presentada a la Royal Asiatic Society of England por sir Jose d'Almeida en 1843, y comenzó a utilizarse en odontología a finales del siglo XIX. Existe en la naturaleza como 1,4-poliisopreno, y es más dura, más frágil y menos elástica que la goma natural. Existe un polímero cristalino lineal similar a la gutapercha que se funde a una temperatura reducida, y experimenta un cambio aleatorio, pero definido, en su estructura. (1,2)

La fase cristalina existe en dos formas: (1) la fase alfa, y (2) fase beta. Las dos formas sólo difieren en la distancia de repetición molecular y en el tipo de enlace único. La forma alfa es el producto natural obtenido del árbol. Una vez procesada, esta forma se conoce como beta, que es la utilizada para rellenar los conductos radiculares. La gutapercha experimenta transformaciones de fase al ser calentada. Así, cuando aumenta la temperatura, aproximadamente a los 46° C se produce una transición desde la fase beta hasta la alfa. Después entre 54-60° C, el material entra en una fase amorfa. Cuando se enfría muy lentamente



(alrededor de 0.6° C por hora), la gutapercha cristaliza hasta la fase alfa. El enfriamiento normal devuelve la gutapercha a la fase beta. Los conos de gutapercha se ablandan por encima de los 64° C. La gutapercha se puede disolver con facilidad en cloroformo y en halotano. (1)

Los conos actuales de relleno contienen un 20 % de gutapercha. El componente principal es el óxido de cinc, que constituye entre el 60-75% del material. El contenido de óxido de cinc proporciona una parte importante de la radiopacidad de la gutapercha endodóncica. El 5-10% restante corresponde a diversas resinas, ceras y sulfatos metálicos. En general, el contenido específico de cada producto es un secreto de fabricación. Se ha sugerido el empleo de gutapercha antiséptica, con diversos fármacos antimicrobianos añadidos, pero no se dispone de información fiable sobre el efecto de tales aditivos. El cono de gutapercha con 1mm de grosor tiene una radiopacidad equivalente a la de 6,44 mm de aluminio (ver imagen 7). (1)

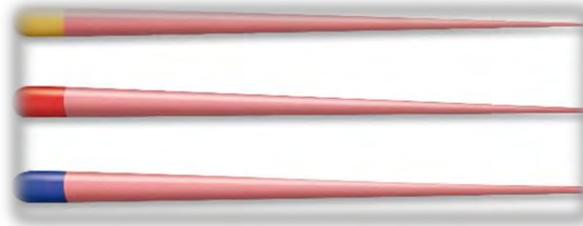


Imagen 7. Conos estandarizados de gutapercha (7)

Puesto que la gutapercha no se puede esterilizar, se deben usar otros métodos para la descontaminación. El método más práctico consiste en desinfectar la gutapercha con NaOCl antes de usarla. Esto se puede hacer sumergiéndola durante un minuto en una solución de NaOCl al 5%. Sin embargo. Después de esta desinfección es imprescindible irrigar la gutapercha con alcohol etílico para eliminar el NaOCl cristalizado antes de usar el producto para la obturación; la presencia de cristales de NaOCl sobre la gutapercha altera el sellado del conducto. (1)



La gutapercha se aplica normalmente utilizando alguna forma de presión de condensación. Se ha demostrado, sin embargo, que la compresión real de la gutapercha es prácticamente imposible. Así pues, no se puede esperar que la compresión durante los procedimientos de relleno del conducto, compriman la gutapercha, pero estos procedimientos desplazan los conos y se consigue un relleno más completo del conducto (ver imagen 8). La gutapercha también se puede plastificar con un solvente o mediante calentamiento para adaptarla mejor al espacio pulpar durante la obturación. Ambos métodos provocan una constricción ligera, de aproximadamente 1-2%, cuando solidifica. Se ha sugerido que la contracción de la gutapercha caliente se puede prevenir si la temperatura no se eleva por encima de 45° C. Esta condición, sin embargo, es prácticamente imposible de conseguir cuando se realiza la condensación vertical en caliente. (1,2)

A pesar de todo, es importante controlar de forma cuidadosa la temperatura durante la condensación en caliente para evitar la formación de burbujas, y por consiguiente espacios en la obturación. Dicha complicación se puede evitar con el uso de dispositivos que proporcionen control de la temperatura. Hoy día se dispone de varios dispositivos de calentamiento eléctrico controlado. (1)

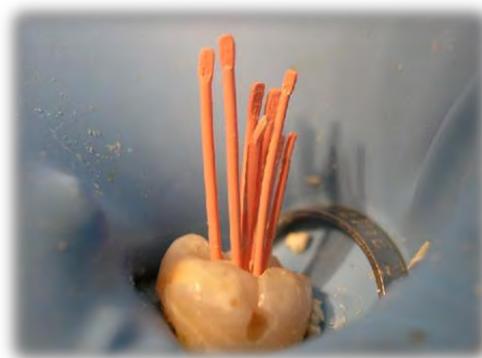


Imagen 8. Obturación lateral con puntas de gutapercha (8)

La
gutapercha se oxida en contacto con el aire y bajo el efecto de la luz



adquiere mayor fragilidad. Por lo tanto se debe almacenar en un lugar fresco, seco y oscuro para prolongar su vida en almacén. La gutapercha no se puede usar como único material de relleno, puesto que carece de calidad de adherencia necesaria para sellar el espacio del conducto radicular. Se han descrito varias técnicas para usar el calor o el disolvente con el fin de conseguir una mejor adaptación de la gutapercha al conducto, pero siempre se necesitan selladores y cemento para obtener el sellado final. La gutapercha no puede proporcionar el sellado fiable puesto que carece de propiedades adhesivas. (1,2)

SELLADORES Y CEMENTOS.

Los selladores endodóncicos son usados en la obturación de conductos radiculares con el fin de lograr un sellado hermético dentro de los conductos, incluyendo el foramen apical así como discrepancias menores entre la dentina y el material de relleno. Además los selladores de conductos ayudan a prevenir la filtración, reduciendo la posibilidad de migración de bacterias desde el conducto radicular hacia los tejidos periapicales, y resolver la lesión apical. De acuerdo a Grossman, un sellador de conductos radiculares ideal debe proveer de lo siguiente: (2)

- Excelente sellado.
 - Estabilidad dimensional.
 - Suficiente tiempo de trabajo.
 - Insoluble en tejidos tisulares.
 - Adecuada adhesión a las paredes del conducto.
 - Biocompatibilidad.
-
- No debe provocar corrosión en el órgano dentario.
 - No debe causar pigmentaciones.



- Debe ser radiopaco.
- Debe ser bactericida o por lo menos bacteriostático.
- No debe presentar contracción al fraguar.
- No debe ser carcinogénico o mutagénico.

Hoy en día se encuentran disponibles diferentes selladores de conductos radiculares, los cuales se pueden encontrar a base de ionómero de vidrio, óxido de zinc y eugenol, resina, hidróxido de calcio, silicona y biocerámicas principalmente.(1,2)

En el mercado existen diferentes tipos de cementos selladores de conductos, como son:

A BASE DE ÓXIDO DE ZINC Y EUGENOL.

Muchos selladores endodóncicos son simplemente cementos de óxido de zinc y eugenol, modificados para uso endodóncico. En la mayoría de los casos se emplea el eugenol como vehículo para la mezcla. El polvo contiene óxido de zinc, finamente dividido para potenciar el flujo de cemento. El tiempo de fraguado se ajusta para permitir un tiempo de trabajo adecuado. Un milímetro de cemento de óxido de zinc tiene una radiopacidad equivalente a la de 4-5mm de aluminio y ligeramente inferior a la de la gutapercha. (1)

El óxido de cinc es un componente valioso del sellador. Resulta eficaz como fármaco antimicrobiano y se ha demostrado que proporciona citoprotección a las células tisulares. Las rosinas se incorporan inicialmente a los selladores por sus propiedades adhesivas. Las rosinas o colofinas, derivadas de una variedad de coníferas, se componen

aproximadamente de 90% de ácido resínico. Las partes restantes son componentes volátiles y no volátiles, como el alcohol de terpeno. De este



modo, los ácidos resínicos tienen un fuerte efecto antimicrobiano que, en las células de mamífero, se expresa como citotoxicidad. Estos ácidos aumentan la permeabilidad de la membrana de la célula. Aunque tóxica la combinación de óxido de zinc y ácido resínico puede ser beneficiosa en conjunto produciendo un efecto más que citotóxico de citoprotección. El efecto antimicrobiano del óxido de zinc en los conos de gutapercha y en muchos selladores deja un umbral bajo de acción antibacteriana a largo plazo. (1)

El fraguado de los cementos de óxido de zinc- eugenol es un proceso químico, combinado con fijación de óxido de zinc en una matriz de eugenolato de zinc. El tamaño de las partículas de óxido de zinc, el pH y la presencia de agua regulan el fraguado. En la masa permanece siempre eugenol libre que actúa como irritante. Entre los cementos de óxido de zinc-eugenol más utilizados se incluyen el sellador de Rickert, el Tubli-Seal® (ver imagen 9), (SybronEndo) y el N2. (1)



Imagen 9. Cemento Tubli seal (9)

Estos cementos pierden volumen con el transcurso del tiempo, debido a su disolución en los tejidos, con liberación de eugenol y óxido de zinc. La pérdida de volumen se midió a lo largo de 180 días, y se encontró que era superior al 11%. (1)

A BASE DE HIDRÓXIDO DE CALCIO.



Existen diferentes ejemplos de selladores a base de hidróxido de calcio como el Sealapex® (Kerr) ver imagen 10, el CRCS y el Apexit® (Ivoclar Vivadent). Se dice que estos selladores tienen un gran efecto terapéutico debido a que contienen hidróxido de calcio. (1)



Imagen 10. Cemento a base de hidróxido de calcio (10)

La efectividad terapéutica del hidróxido de calcio exige su disociación en Ca y OH. Por lo tanto, para ser efectivo, este debe ser disuelto, así pues, una de las preocupaciones principales es que la disolución del hidróxido de calcio deje huecos en la obturación. Este efecto arruinaría la función del sellador a causa de su desintegración en el tejido. Estos selladores también tienen poca fuerza de cohesión. (1)

En un estudio sobre la liberación de iones calcio, entre el Sealapex y el CRCS, se apreció que CRCS presentó una liberación insignificante. El Sealapex liberó más iones, pero se desintegró durante el proceso. Los estudios in vivo sobre el Sealapex y el CRCS han demostrado que ambos productos se desintegran con facilidad en los tejidos. Los dos causan inflamación crónica. Si se consideran las alternativas, los selladores que contienen calcio no representan una buena elección en la práctica. (1)



A BASE DE POLÍMEROS.

La mayoría de los nuevos selladores son polímeros. Entre los productos más populares se incluyen el Endofill, AH Plus, Diaket. El AH26 es una resina epoxi, que se introdujo inicialmente como material de relleno para usarlo solo. Gracias a sus buenas características de manipulación, este producto ha sido extensamente utilizado como sellador. Tiene buenas cualidades de fluidez, sella bien las paredes de dentina y proporciona un tiempo de trabajo suficiente. El AH Plus (ver imagen 11) es un sellador pasta-pasta de dos componentes basado en una resina epoxi-amina, la cual presenta un sellado de larga duración, una sobresaliente estabilidad dimensional y buena radiopacidad, además produce un buen efecto antimicrobiano. Presenta una liberación mínima de formaldehído. Los estudios demuestran que presenta una citotoxicidad menor a la de su predecesor. (1)



Imagen.11. Cemento a base de resina (11)

El Diaket es una plicetona con polímeros de vinilo que al mezclarse con óxido de zinc y el fosfato de bismuto forman un sellador adhesivo. Las pequeñas cantidades de alcanfor y fenol interactúan negativamente con el proceso de fraguado y deben eliminarse con cuidado antes de la obturación. El material fragua con rapidez en el conducto radicular a



temperatura corporal, pero permanece blando durante más tiempo a temperatura ambiente. La estabilidad de volumen es buena y la solubilidad resulta baja. El producto es muy tóxico y causa necrosis tisular extensa. (1)

A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO.

Los cementos de ionómero de vidrio causan poca irritación tisular. También tienen una toxicidad baja. Ketac-Endo (ver imagen 12) es un cemento a base de ionómero, tiene un tiempo de trabajo apenas satisfactorio, tiene una buena adhesión a las paredes dentinarias, su radiopacidad es similar al cemento de Grossman, presenta una mínima contracción, excelente estabilidad dimensional, buen sellado y escasa irritación tisular, se usa en casos donde se requiera reforzar la dureza y espesor de las paredes con el fin de evitar fracturas. Sin embargo su principal desventaja es la dificultad para retirarlo en un retratamiento. (1)



Imagen 12. Cemento a base de ionómero de vidrio (12)

A BASE DE SILICONA.

Existen diferentes productos a base de silicona, como el RSA RoekoSeal Automix, que contiene polidimetilsiloxano, se aplica con jeringa de doble cámara, tiene una elevada fluidez, es insoluble, biocompatible, estable dimensionalmente y radiopaco. (1)



RoekoSeal®

RoekoSeal® (Coltène Whaladent) es un cemento a base de silicona, indicado para la obturación de conductos radiculares. Viene en una presentación en jeringa de doble barril, se mezcla en una proporción de 1:1. Es un cemento de fácil manipulación, con un buen tiempo de trabajo. Es importante eliminar cualquier resto de sustancias irrigadoras antes de obturar, con el fin de permitir que el cemento fragüe. Presenta una buena biocompatibilidad y es muy fluido, por lo que puede llenar pequeños espacios. (3)

INDICACIONES:

Está indicado para la obturación de conductos radiculares de forma permanente, en dientes desvitalizados. (3)

CONTRAINDICACIONES:

RoekoSeal® (Coltène Whaladent) está contraindicado en el uso de dientes temporales debido a que no es reabsorbido.

VENTAJAS:

- Fluye con facilidad
- Tiene un buen tiempo de manipulación
- Su tiempo de fraguado es corto
- Es biocompatible. (3)



DESVENTAJAS:

RoekoSeal® no presenta adhesión química al órgano dentario. (3)

COMPOSICIÓN:

RoekoSeal® (Coltène Whaladent) está compuesto de polidimetilsiloxano, aceite de silicona, aceite a base de parafina, catalizador de platino, dióxido de circonio. (3)

Guttaflow.

El Guttaflow es una versión mejorada del anterior mencionado, se le añadieron partículas de gutapercha existe poca evidencia del éxito clínico, es un material con adhesión al cono maestro pero sin adhesión a la pared radicular, es radiopaco y gracias al tamaño de sus partículas permite fluir con facilidad, se realizaron algunas pruebas en las que se observó ligera microfiltración a pesar de que el fabricante menciona que su producto presenta una expansión que favorece el sellado. (1, 3)

GUTTAFLW 2® (Coltène Whaladent)

Es la mejora del Guttaflow, este sellador combina polvo de gutapercha con partículas menores a 30 µm, dimetilsiloxano y partículas de plata. (3)

INDICACIONES:

Guttaflow2® (Coltène Whaladent) está indicado para la obturación de conductos radiculares tras la remoción del tejido pulpar. (3)



CONTRAINDICACIONES:

No tiene contraindicaciones (3)

VENTAJAS:

- Excelente fluidez en frío
- Combina el sellador con la gutapercha
- Solubilidad prácticamente cero
- Muy buena biocompatibilidad
- Protección ante reinfecciones
- Radiopaco
- Adhesión al cono maestro. (3)

DESVENTAJAS:

No presenta adhesión a la dentina. (3)

COMPOSICIÓN:

Polvo de gutapercha, polidimetilsiloxano, catalizador platino, dióxido de zirconio, micro plata (conservador), colorante.(3)

El cemento de GuttaFlow 2® (Coltène Whaladent) muestra una ligera expansión y se adhiere muy bien al cono maestro. No requiere condensación. (3)

GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) es tixotrópico, por lo que tiene una mejor distribución dentro del conducto radicular. También presenta una ligera expansión, la cual resulta ser un beneficio en el sellado, disminuyendo la microfiltración y los espacios en el material. Presenta una solubilidad de prácticamente 0% por lo que la microfiltración es casi nula. No provoca reacción en tejidos, por lo que es altamente biocompatible. GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) presenta partículas de plata las cuales sirven como protección ante la reinfección, la forma química de estas



partículas y su concentración no provocan corrosión o decoloración del material. Este cemento viene en una presentación en jeringa de doble barril, con puntas dispensadoras que mezclan homogéneamente (ver imagen 13), tiene un tiempo de trabajo de 10 a 15 minutos, un tiempo de fraguado de 25 a 30 minutos. (3)



Imagen 13. Presentación en jeringa GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) (12)

También existe la presentación en cápsulas (ver imagen 14), de las cuales hay dos tipos, las convencionales con el mismo tiempo de trabajo y de fraguado que la presentación en jeringa, y las de cápsula rápida, estas cuentan con un tiempo de trabajo de 4 a 5 minutos y un tiempo de fraguado de 8 a 10 minutos. (3)



Imagen 14. Presentación en cápsula normal y rápida GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) (12)

El sistema GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) cuenta también con un primer (ver imagen 15), el cual mejora la adhesión del material con el cono maestro, con el fin de obtener mejores resultados. Este primer está



compuesto de un disolvente heptano, se acondiciona la punta maestra antes de realizar la obturación. (3)



Imagen 15. Primer para GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) (12)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Existen diferentes cementos selladores en el mercado, todos ellos con propiedades físicas distintas entre sí, lo que puede resultar en variaciones tanto radiográficas como clínicas, estas variaciones van desde la filtración de microorganismos debido a una falta de adhesión del material al cono maestro o a la pared del conducto radicular, si el material presenta un alto porcentaje de solubilidad en fluidos bucales, esto favorecería la colonización de bacterias, de igual forma el material debe tener un tiempo de trabajo adecuado y una fluidez aceptable para lograr una correcta penetración hacia los conductos radiculares y así una buena obturación. GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) es un cemento de nueva introducción al mercado, por lo que es necesario verificar sus propiedades como se realiza con todo nuevo cemento que se introduce al mercado. ¿Guttaflow2 cumple con los requerimientos establecidos por las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57?



JUSTIFICACIÓN.

El fabricante dice que Gutta-Flow2® (Coltène Whaladent) cuenta con una solubilidad de casi 0% lo que garantiza el cierre hermético del conducto, por otra parte cuenta con una fluidez capaz de entrar con facilidad a los conductos radiculares, es un material visible radiográficamente ya que es radiopaco, su presentación es muy práctica, lo que facilita su aplicación, al fraguado presenta una ligera expansión que favorece el sellado, tiene una alta adhesión a la gutapercha y sus nanopartículas de plata le permiten una protección ante las reinfecciones. Este estudio será realizado porque GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) al ser un cemento nuevo no cuenta con los estudios que respalden estas propiedades.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

GuttaFlow2® cumple con las propiedades físicas según las normas ISO 6876 y la ANSI/ADA 57.

OBJETIVO GENERAL.

Realizar pruebas físicas con el fin de comparar las propiedades del nuevo cemento sellador a base de silicona Gutta-Flow2® como grupo 1, contra RoekoSeal® como grupo 2 y TubliSeal® como grupo control. Las pruebas que se realizaran en base a las normas ISO 6876 y a la ANSI/ADA 57 serán las siguientes:



OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

1. Evaluar la fluidez del Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
2. Comprobar el espesor de película de Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
3. Valorar el tiempo de trabajo de Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
4. Comprobar el tiempo de fraguado del Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
5. Evaluar el porcentaje de solubilidad de Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
6. Valorar el cambio dimensional de Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.
7. Evaluar la radiopacidad de Guttaflow2®, RoekoSeal® y Tubliseal®.

TIPO DE ESTUDIO.

Estudio descriptivo.

VARIABLES.

DEPENDIENTES

- Fluidez: Propiedad de los cuerpos cuyas moléculas tienen entre sí poca coherencia y toman siempre la forma del recipiente que los contiene.

De acuerdo a las normas se medirá de acuerdo al diámetro del disco de material, formado tras ser sometido a una carga.



- **Espesor de película:** Grosor del material, al ser sometido a cierta carga.
Que de acuerdo a las normas se medirá obteniendo el grosor del material entre dos losetas después de recibir una carga de 150N.
- **Tiempo de trabajo:** Lapso de tiempo en el cual es posible manipular el material conservando todas sus propiedades.
El tiempo de trabajo será establecido cuando la medida del diámetro del disco del material, sea menor al 10% establecido como fluidez.
- **Tiempo de fraguado:** Es el lapso de tiempo que debe pasar para que el material llegue a su estado de dureza definitivo.
Este será determinado cuando la aguja Gillmore no deje marca sobre la muestra.
- **Porcentaje de solubilidad:** Es la cantidad de materia que será desintegrada en presencia de algún tipo de líquido.
Se determinará tras pesar la masa perdida después de lavar la muestra.
- **Cambio dimensional:** Se le conoce así al encogimiento o expansión que sufre el material después de cierto tiempo.
El cambio dimensional será obtenido de la diferencia de la medida de la muestra cuando su realizó y treinta días después.
- **Radiopacidad:** Propiedad del material para poder ser visto radiográficamente.
La radiopacidad del material será determinada obteniendo su equivalencia en milímetros de aluminio, con ayuda de un software llamado ImageJ.



INDEPENDIENTES

- GuttaFlow2®: Cemento sellador de conductos a base de polidimetilsiloxano y gutapercha en polvo como componentes principales.
- RoekoSeal®: Cemento sellador de conductos a base de polidimetilsiloxano.
- Tubliseal®: Cemento sellador de conductos a base de Óxido de Zinc.

MATERIAL Y MÉTODO.

MATERIAL

- GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) Lote C30898
- RoekoSeal® (Coltène Whaladent) Lote C39725
- Tubliseal® (SybronEndo) Lote 27548E
- Cámara de estabilidad VPT-1936
- Aparato de carga.
- Aguja tipo Gillmore.
- Desecador.
- Balanza Analítica (Boeco)
- Horno de calor seco.
- Unidad de rayos-x
- Dos losetas de 40mm x 40mm.
- Dos losetas de 5mm de grosor y un área de 200mm²
- Moldes de acero inoxidable de 10mm de diámetro y 2mm de altura.
- Bloque de metal de 3mm x 20mm x 10 mm.
- Moldes cilíndrico de acero inoxidable de 6mm de diámetro por 12mm de altura.



- Seis losetas de 25mm x 75mm x 1mm de grosor.
- Tres prensas en forma de C.
- Molde de anillo de acero inoxidable de 10mm de diámetro y 1mm de altura
- Moldes divisibles en forma de anillo de acero inoxidable 20mm de diámetro y 1.5m de altura.
- Película radiográfica oclusal.
- Láminas de celofán.
- Caja de Petri.
- Agua destilada.
- Jeringa graduada 1ml.
- Regla milimetrada.
- Vernier.

MÉTODO

Se utilizaron los selladores de conductos radiculares GuttaFlow2® (Coltène Whaladent) como grupo 1, Roekoseal® (Coltène Whaladent) como grupo 2 y Tubliseal (Sybronendo) como grupo control. A los tres cementos se les realizaron pruebas físicas de tiempo de trabajo, el tiempo de fraguado, fluidez, espesor de película, solubilidad, cambio dimensional y radiopacidad, dichas pruebas se realizaron de acuerdo a la norma ISO 6876 y se tomó como referencia el estándar ANSI/ ADA 57. De cada cemento se hicieron tres muestras para cada prueba. Los selladores fueron mezclados y manipulados de acuerdo a las instrucciones del fabricante.



FLUIDEZ

La fluidez del material se puso a prueba de acuerdo al estándar ISO 6876 y ANSI/ADA57.

Material:

- Dos losetas de por lo menos 40mm x 40 mm, de un grosor de 5mm y un peso de 20g.
- Carga de 100g
- Jeringa graduada
- GuttaFlow2®
- Regla milimetrada

Procedimiento:

- 1 Se mezcla de forma manual un volumen de 0.05 ml del material y se colocó en el centro de una loseta con ayuda de una jeringa dispensadora de 3ml. (Ver imagen 16).



Imagen 16. Material utilizado para fluidez. F.d.

- 2 Tres minutos después de elaborada la muestra, se colocó una segunda loseta de 20g y se aplicó una carga adicional, sumando 120g total sobre la muestra.(Ver imagen 17)





Imagen 17. La muestra sometida a la carga de 100gr. F.d.

- 3 Después de 10 min. de haber realizado la mezcla se retiró la carga.
- 4 Se obtuvo la muestra, la cual tenía una forma de disco. (Ver imagen 18).

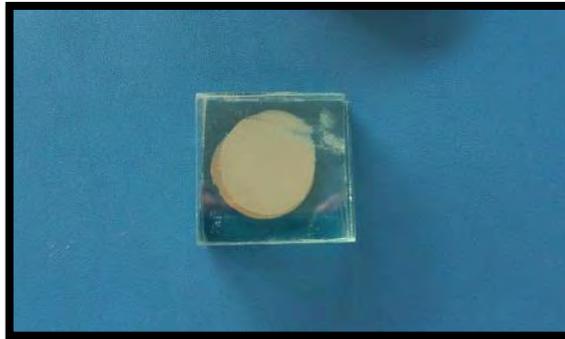


Imagen 18. Disco formado por el material tras retirar la carga. F.d.

- 5 Se midió el diámetro máximo y mínimo, estos no difirieron en más de 1mm entre sí, se obtuvo el promedio de ambos y se anotó.
- 6 Se repitió el procedimiento en tres muestras, se obtuvo el promedio de estas y se determinó la fluidez del material.

NOTA: Una vez determinada la fluidez, cada disco debe tener un diámetro de por lo menos 20mm.

El resultado fue anotado en la hoja de recopilación de datos.

ESPESOR DE PELÍCULA

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA 57.



Material:

- Dos losetas cuadradas, de un grosor mínimo de 5mm y un área de 200mm². (Ver imagen 19).
- Un aparato para aplicar de cargas que pueda ejercer una fuerza de 150N
- Micrómetro



Imagen 19. Material para determinar espesor de película. F.d.

Procedimiento:

- 1 Se midió el grosor de ambas losetas colocadas una sobre otra y registramos el valor.
- 2 Se realizó una mezcla del material de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
- 3 La muestra fue colocada en una loseta, posteriormente se colocó una segunda loseta sobre la mezcla.
- 4 Pasados 180 seg. de elaborada la mezcla se ejerció una carga de 150N verticalmente sobre las losetas. (Ver imagen 20).



Imagen 20. Aparato para ejercer 150 N. F.d.



- 5 Pasados 10 min. de realizada la mezcla, el grosor de la muestra junto con las losetas fue medido y anotado.
- 6 Se calculó el espesor de película determinando la diferencia en grosor de las losetas con y sin la muestra. El procedimiento se realizó tres veces.

Nota: Los cementos selladores deben tener un espesor de película no mayor a 50μ .

El resultado fue anotado en la hoja de recopilación de datos.

TIEMPO DE TRABAJO

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA 57.

Material:

- Dos losetas de por lo menos 40mm x 40 mm, de un grosor de 5mm y un peso de 20g. (Ver imagen 21)
- Carga de 100g
- Jeringa graduada
- GuttaFlow2



Imagen 21. Material para la prueba de tiempo de trabajo. F.d.



Procedimiento:

- 1 Se mezcla un volumen de 0.05ml del material y es colocado en una loseta usando una jeringa dispensadora de 3ml.
- 2 Tres minutos después se colocó una segunda loseta de 20 g y un peso adicional de 100 g sobre la mezcla. (Ver imagen 22)



Imagen 22. Material sometido a carga. F.d.

- 3 Pasados diez minutos de realizada la mezcla se midieron los diámetros mayor y menor del disco formado por el material. (Ver imagen 23)

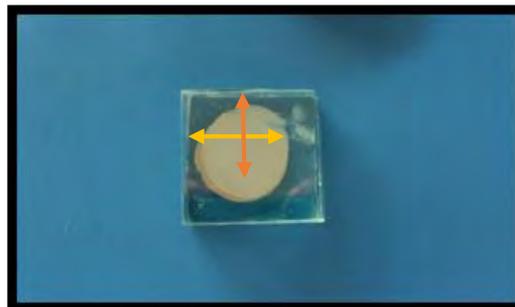


Imagen 23. Medición de diámetros del disco. F.d.

- 4 La prueba se repitió con material recién mezclado en intervalos de tiempo aumentados entre el inicio de la mezcla y el tiempo de fraguado establecido por el fabricante. Cuando el espécimen tuvo



un diámetro 10% menor al establecido como Fluidez, se determinó el tiempo de trabajo. (Ver imagen 24)

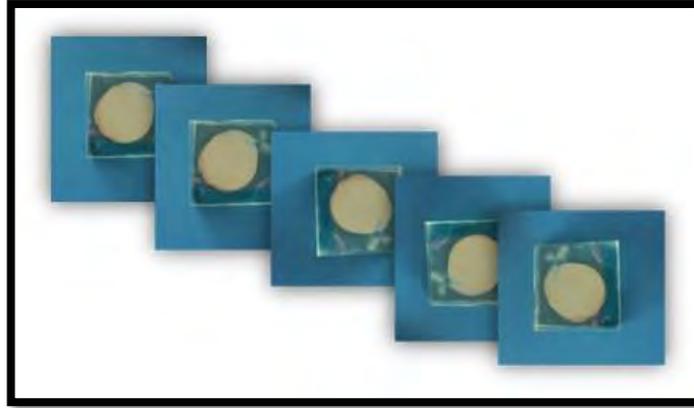


Imagen 24. Muestras con diferentes intervalos de tiempo entre la colocación de la carga. F.d.

Nota: Se realizaron tres registros.

El resultado fue anotado en la hoja de recopilación de datos.

TIEMPO DE FRAGUADO

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA 57

Material:

- Gabinete capaz de mantener una temperatura de 37°C y una humedad relativa del 95%. (Ver imagen 25.)



Imagen 25. Incubadora capaz de mantener una humedad de 95% y temperatura de 37° C. F.d.



- Aguja tipo Gillmore de 100 g con punta plana de 2 mm de diámetro.
- Moldes en forma de anillo de acero inoxidable con un diámetro interno de 10 mm y 2 mm de altura. (Ver imagen 26)



Imagen 26. Moldes para la prueba de tiempo de fraguado F.d.

- Bloque de metal con dimensiones de 8 mm x 20 mm x 10 mm, previamente colocado por lo menos una hora a 37° C.
- Loseta de 1mm de grosor (Laminilla de microscopio).

Procedimiento:

- 1 Se realizó una mezcla del material de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
- 2 Los moldes fueron colocados en una loseta. Posteriormente se llenó con el material previamente mezclado.
- 3 Pasados 120 seg. de realizada la mezcla, el ensamblaje fue colocado en el interior del gabinete a 37°C a una humedad relativa del 95%. (Ver imagen 27)

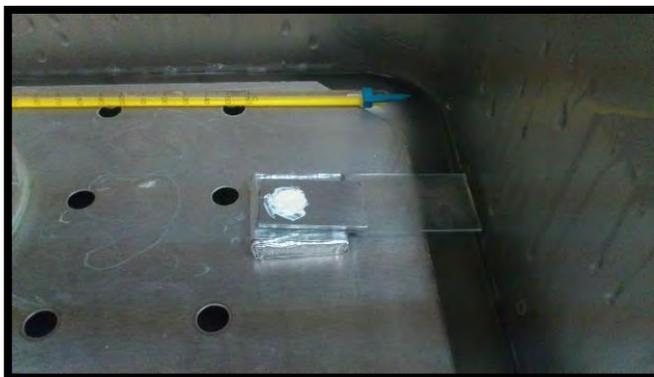


Imagen 27. Muestra colocada en la incubadora. F.d.



- 4 Cuando el tiempo de fraguado establecido por el fabricante se acercó, la aguja se dejó caer verticalmente sobre la superficie de la muestra, se realizó este procedimiento hasta que la aguja ya no dejó marca sobre la muestra. (Ver imagen 28)

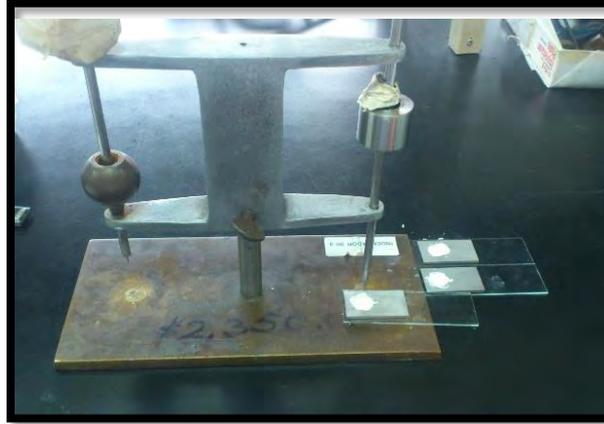


Imagen 28. Identador marcando las muestras. F.d.

- 5 Se calculó el tiempo tomando en cuenta desde que se realizó la mezcla hasta que la aguja dejó de marcar sobre la muestra. Se realizó el procedimiento tres veces y se determinó como tiempo de fraguado el promedio de las tres mediciones.

Nota: En cementos que fragüen en menos de 30 min el tiempo no debe exceder el 110 % del establecido por el fabricante, y aquellos cementos que tengan un fraguado de un tiempo de más de 30 min hasta 72 h deben de estar en el rango de tiempo establecido por el fabricante.

El valor obtenido se anotó en las hojas de recopilación de datos.

SOLUBILIDAD

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA

57



Material:

- Tres moldes divisibles en forma de anillo de acero inoxidable, de 20 mm de diámetro por 1.5 mm de altura. (Ver imagen 29)



Imagen 29. Moldes para prueba de solubilidad. F.d.

- Cuatro losetas de vidrio de dimensiones mayores a las de los moldes
- Láminas de celofán de 50 μm de grosor.
- Caja de Petri de 90 mm de diámetro.
- Agua destilada
- Gabinete capaz de mantener una temperatura de 37° C y 95 % de humedad.
- Desecador (Ver imagen 30).
- Horno capaz de calentar a 110° C (Ver imagen 31).



Imagen 30. Desecador. F.d.



Imagen 31. Horno de calor seco. F.d.

Procedimiento:



- 1 Se colocó el molde sobre la loseta de vidrio.
- 2 Se mezcló el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
- 3 Se llenó el molde con el material mezclado y se cubrió con una lámina de celofán (Ver imagen 32)

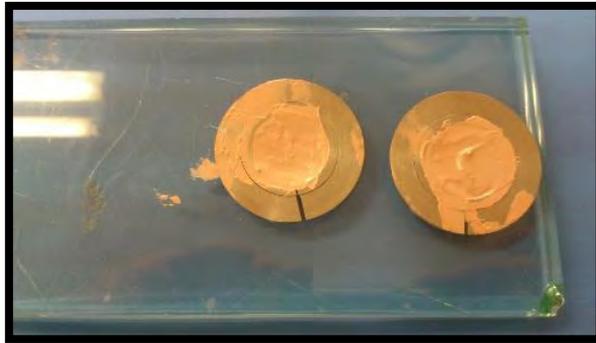


Imagen 32. Muestras para solubilidad. F.d.

- 4 El ensamblaje fue colocado en un gabinete a 37° C y 95% de humedad. Por un tiempo de 50% más, al establecido como tiempo de fraguado.
- 5 Posteriormente se retiró la muestra del molde. La muestra se colocó en una caja de Petri y se determinó la masa de la muestra. (Ver imagen 33).



Imagen 33. Balanza Analítica. F.d.

6 Una



vez



determinada la masa, se agregaron 50 ml de agua destilada dentro de la caja de Petri y se devolvió al gabinete a 37°C y 95% de humedad durante 24h. (Ver imagen 34)

Imagen 34. Muestras en la incubadora. F.d.

- 7 Ya pasado el tiempo, la muestra se enjuagó con 3 ml de agua dentro de la caja de Petri.
- 8 Se retiró la muestra de la caja de Petri.
- 9 Se evaporó el agua de la caja a 110° C, quedando solo las partículas del cemento en su interior y después se dejó enfriar el recipiente. Se dejó en el desecador hasta llegar a temperatura ambiente.
- 10 Posteriormente se pesó la caja de Petri (Ver imagen 35).

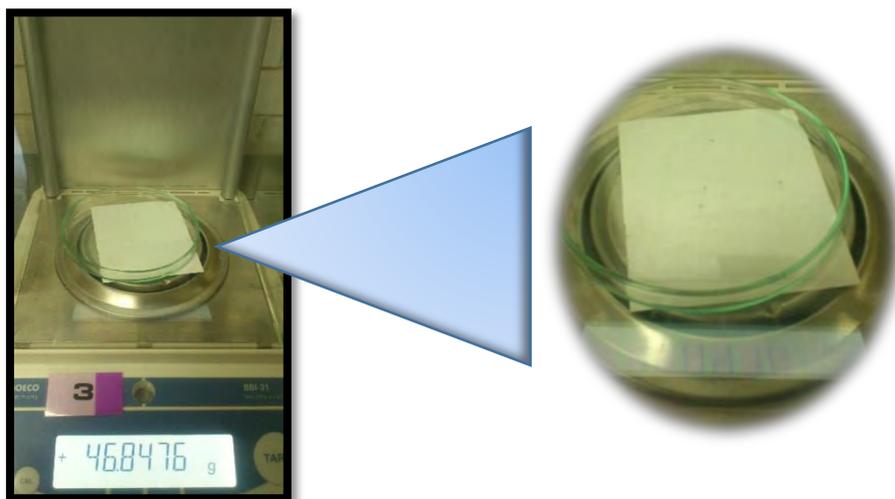


Imagen 35. Masa solubilizada durante la prueba y acercamiento a la caja de Petri.F.d.

11 Se



obtuvo el porcentaje de solubilidad, a partir de la diferencia entre la primera medición y la segunda.

Nota: Se realizó en tres muestras el procedimiento.

CAMBIOS DIMENSIONALES

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA 57

Material:

- Tres moldes cilíndricos de acero inoxidable divisibles de 6 mm de diámetro por 12 mm de altura.
- Seis losetas de vidrio de 25 mm x 75 mm x 1mm de grosor.
- Gabinete capaz de mantener una temperatura de 37° C y 95% de humedad.
- Micrómetro.
- Tres prensas en forma de C.
- Láminas de celofán.

Procedimiento:

- 1 Sobre una loseta se colocó una lámina de celofán, y sobre ésta el molde de acero inoxidable. Se realizó una mezcla de acuerdo a las instrucciones del fabricante, y llenamos el molde, sobre el molde se coloca una lámina de celofán y sobre esta una loseta más.
- 2 El molde y las losetas fueron sostenidos firmemente por una prensa (Ver imagen 36), el ensamblaje fue transferido a la incubadora a 37° C y 95% de humedad, se dejó ahí tres veces el tiempo de fraguado del material (Ver imagen 37).



Imagen 36. Foto de muestra prensada. F.d.



Imagen 37. Muestra en la incubadora. F.d.

- 3 Una vez fraguado, se retiró la prensa así como las losetas y láminas de celofán, se lijaron los extremos con una lija de agua del 600. Retiramos la muestra del molde (Ver imagen 38)

Imagen 38. Muestra para prueba de cambio dimensional F.d.



- 4 Se midió el largo de la muestra (Imagen 39).

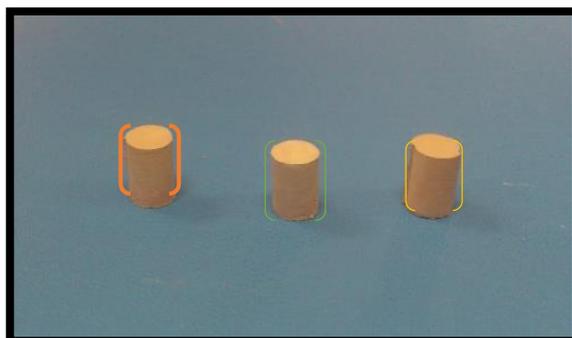


Imagen 39. Muestras de cambio dimensional. F.d.



- 5 Posteriormente se conservó en agua destilada durante 30 días.
- 6 Pasado el tiempo se sacó el espécimen del agua y se tomó la medida de nuevo. Se calculó el porcentaje en el que varió la muestra inicial a la final. No debe exceder el 0.1% de expansión o el 1% en encogerse.

RADIOPACIDAD

Se determinó de acuerdo a los estándares ISO 6876 y ANSI/ADA 57

Material:

- Molde en forma de anillo de acero inoxidable de 10 mm de diámetro y 1 mm de altura.
- Unidad de rayos- X capaz de operar a 65 kV.
- Películas radiográficas intraorales del grupo D o E.
- Densitómetro de aluminio.

Procedimiento:

- 1 Se realizó una mezcla del material que fue manipulado de acuerdo a las instrucciones del fabricante
- 2 La mezcla se introdujo en el molde (Ver imagen 40).



Imagen 40. Molde para muestra de radiopacidad. F.d.



- 3 El espécimen se guardó en el gabinete a 37° C hasta que fraguó completamente.
- 4 Posteriormente se tomó una radiografía (ver imagen 41) a 30 cm de distancia de la muestra y el densitómetro de aluminio, en un tiempo de exposición de 0.3 seg.



Imagen 41. Radiografía oclusal con muestras de Guttaflow2 y lámina de aluminio. F.d.

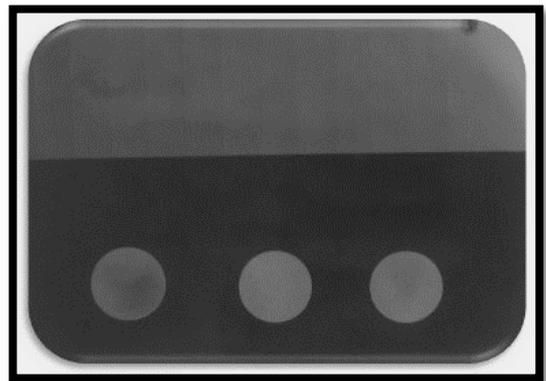


Imagen 42. Radiografía oclusal revelada de muestras y lámina de aluminio. F.d.

- 5 Se obtuvo el equivalente en aluminio por medio del programa ImageJ.(Ver imagen 42).

Nota: La muestra debe tener una densidad mínima de 3mm de aluminio.



RESULTADOS.

TABLA 1 DE RECOPIACIÓN DE DATOS

GUTTAFLW2® (Coltène Whaladent)

	1^a DETERMINA CIÓN	2^a DETERMINA CIÓN	3^a DETERMINA CIÓN	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
FLUIDEZ (mm)	25.35	23.39	24.08	24.27	1.01489
ESPESOR DE PELÍCULA (μm)	40	31	40	36.6	5.19615
TIEMPO DE TRABAJO (mins.)	9.48	9.12	9.20	9.30	0.28868
TIEMPO DE FRAGUADO (mins.)	36.14	37.04	36.37	36.51	0.57735
PORCENTAJE SOLUBLIDAD (%)	0.024	0.099	0.162	0.095	0.04359
CAMBIOS DIMENSIONALES (%)	Contracción 0.7	Contracción 1.3	Contracción 0	Contracción 0.67	0.65064
RADIOPACIDAD (mm)	3.40	3.8	3.7	3.6	0.20817



TABLA 2 DE RECOPIACIÓN DE DATOS

ROEKO SEAL® (Coltène Whaladent)

	1^a DETERMINA CIÓN	2^a DETERMINA CIÓN	3^a DETERMINA CIÓN	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
FLUIDEZ (mm)	22.24	22.58	22.41	22.41	0.15275
ESPESOR DE PELÍCULA (μm)	39.9	59.9	59.9	55.3	11.54701
TIEMPO DE TRABAJO (mins.)	29	31.5	31	31	1.32288
TIEMPO DE FRAGUADO (mins.)	63	64	63	64	0.57735
PORCENTAJE SOLUBLIDAD (%)	0.4	0.52	0.57	0.49	0.05774
CAMBIOS DIMENSIONALES (%)	Contracción 0.7	Contracción 0.5	Contracción 0.9	Contracción 0.7	0.07095
RADIOPACIDAD (mm)	3.4	3.3	3.45	3.38	0.05774



TABLA 3 DE RECOPIACIÓN DE DATOS

TUBLISEAL® (SybronEndo)

	1^a DETERMINA CIÓN	2^a DETERMINA CIÓN	3^a DETERMINA CIÓN	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
FLUIDEZ (mm)	25.30	24.53	24.7	24.84	0.41633
ESPESOR DE PELÍCULA (μm)	20	25	27	24	3.60555
TIEMPO DE TRABAJO (mins.)	24	24	25	24	0.57735
TIEMPO DE FRAGUADO (mins.)	59	59	60	59	0.57735
PORCENTAJE SOLUBLIDAD (%)	2.56	2.43	2.37	2.45	0.1000
CAMBIOS DIMENSIONALES (%)	Contracción 1.12	Contracción 0.83	Contracción 1.02	Contracción 0.99	1.4731
RADIOPACIDAD (mm)	3.4	3.3	3.45	3.38	0.07638



TABLA DE COMPARACIÓN DE RESULTADOS

	<u>GRUPO 1</u>	<u>GRUPO 2</u>	<u>GRUPO CONTROL</u>	
	GUTTAFLOW2®	ROEKO SEAL®	TUBLISEAL®	<u>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</u>
FLUIDEZ (mm)	24.27	22.41	24.84	1.23996
ESPESOR DE PELÍCULA (µm)	36.6	55.3	24	14.29062
TIEMPO DE TRABAJO (mins.)	9.30	31	24	9.53612
TIEMPO DE FRAGUADO (mins.)	36.51	64	59	12.62933
PORCENTAJE SOLUBILIDAD (%)	0.095	0.49	2.45	1.08135
CAMBIOS DIMENSIONALES (%)	Contracción 0.67	Contracción 0.7	Contracción 0.99	0.36800
RADIOPACIDAD (mm)	3.6	3.38	4	0.17280



ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados del estudio fueron analizados estadísticamente con ANOVA de una vía, con el fin de comparar los resultados de los diferentes cementos.

ANOVA

Fluidez

	Suma de los grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	9.847	2	4.923	12.041	.008
Dentro de grupos	2.453	6	.409		
Total	12.300	8			

Comparaciones Múltiples

Fluidez

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia del promedio (I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite mínimo	Límite máximo
Tubliseal	Roeko seal	2.46667*	.52210	.008	.8647	4.0686
	Guttaflow2	.63333	.52210	.489	-.9686	2.2353
Roeko seal	Tubliseal	-2.46667*	.52210	.008	-4.0686	-.8647
	Guttaflow2	-1.83333*	.52210	.029	-3.4353	-.2314
Guttaflow2	Tubliseal	-.63333	.52210	.489	-2.2353	.9686
	Roeko seal	1.83333*	.52210	.029	.2314	3.4353

*. La diferencia del promedio es significativa al nivel de 0.05



ANOVA

Espesor de película

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	1287.109	2	643.554	11.138	.010
Dentro de grupos	346.667	6	57.778		
Total	1633.776	8			

Comparaciones múltiples

Espesor de película.

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia del promedio (I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite menor	Límite mayor
Tubliseal	Roeko seal	-29.23333*	6.20633	.008	-48.2761	-10.1906
	Guttaflow2	-13.00000	6.20633	.171	-32.0427	6.0427
Roeko seal	Tubliseal	29.23333*	6.20633	.008	10.1906	48.2761
	Guttaflow2	16.23333	6.20633	.088	-2.8094	35.2761
Guttaflow2	Tubliseal	13.00000	6.20633	.171	-6.0427	32.0427
	Roeko seal	-16.23333	6.20633	.088	-35.2761	2.8094

*. La diferencia del promedio es significativa al nivel de 0.05

ANOVA

Tiempo de trabajo.

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	723.167	2	361.583	500.654	.000
Dentro de grupos	4.333	6	.722		
Total	727.500	8			



Comparaciones múltiples

Tiempo de trabajo.

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia del promedio (I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite menor	Límite mayor
Tubliseal	Roeko seal	-6.16667*	.69389	.000	-8.2957	-4.0376
	Guttaflow2	15.16667*	.69389	.000	13.0376	17.2957
Roeko seal	Tubliseal	6.16667*	.69389	.000	4.0376	8.2957
	Guttaflow2	21.33333*	.69389	.000	19.2043	23.4624
Guttaflow2	Tubliseal	-15.16667*	.69389	.000	-17.2957	-13.0376
	Roeko seal	-21.33333*	.69389	.000	-23.4624	-19.2043

*. La diferencia del promedio es significativa al nivel de 0.05

ANOVA

Tiempo de fraguado

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	1274.000	2	637.000	1911.000	.000
Dentro de grupo	2.000	6	.333		
Total	1276.000	8			

Comparaciones múltiples.

Tiempo de fraguado

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia de promedio (I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite mínimo	Límite máximo
Tubliseal	Roeko seal	-4.00000*	.47140	.000	-5.4464	-2.5536
	Guttaflow2	23.00000*	.47140	.000	21.5536	24.4464
Roeko seal	Tubliseal	4.00000*	.47140	.000	2.5536	5.4464
	Guttaflow2	27.00000*	.47140	.000	25.5536	28.4464
Guttaflow2	Tubliseal	-23.00000*	.47140	.000	-24.4464	-21.5536
	Roeko seal	-27.00000*	.47140	.000	-28.4464	-25.5536

*. La diferencia del promedio es significativa al nivel de 0.05



ANOVA

Solubilidad

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	9.324	2	4.662	918.120	.000
Dentro de grupo	.030	6	.005		
Total	9.354	8			

Comparaciones múltiples.

Solubilidad

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia de promedio (I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite mínimo	Límite Máximo
Tubliseal	Roeko seal	1.93333*	.05818	.000	1.7548	2.1119
	Guttaflow2	2.33000*	.05818	.000	2.1515	2.5085
Roeko seal	Tubliseal	-1.93333*	.05818	.000	-2.1119	-1.7548
	Guttaflow2	.39667*	.05818	.001	.2181	.5752
Guttaflow2	Tubliseal	-2.33000*	.05818	.000	-2.5085	-2.1515
	Roeko seal	-.39667*	.05818	.001	-.5752	-.2181

*. La diferencia del promedio es significativa al nivel de 0.05

ANOVA

Cambio dimensional

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	.183	2	.092	.611	.574
Dentro de grupo	.900	6	.150		
Total	1.083	8			



Comparaciones múltiples.

Cambio dimensional

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia de promedio(I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Intervalo de fidelidad	
					Límite mínimo	Límite máximo
Tubliseal	Roeko seal	.27667	.31625	.674	- .6937	1.2470
	Guttaflow2	.32333	.31625	.591	- .6470	1.2937
Roeko seal	Tubliseal	-.27667	.31625	.674	-1.2470	.6937
	Guttaflow2	.04667	.31625	.988	-.9237	1.0170
Guttaflow2	Tubliseal	-.32333	.31625	.591	-1.2937	.6470
	Roeko seal	-.04667	.31625	.988	-1.0170	.9237

ANOVA

Radiopacidad

	Suma de grupos	df	Promedio de grupo	F	Sig.
Entre grupos	.134	2	.067	3.825	.085
Dentro de grupo	.105	6	.018		
Total	.239	8			

Comparaciones múltiples.

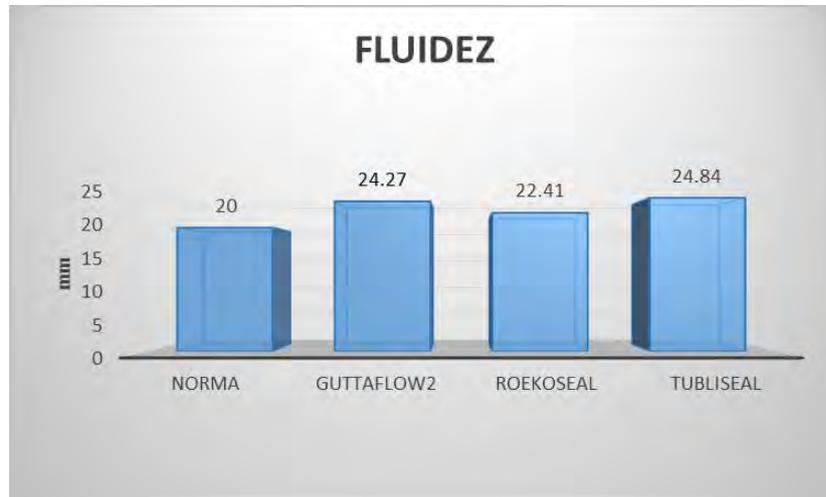
Radiopacidad

Tukey HSD

(I) Cemento	(J) Cemento	Diferencia de promedio(I-J)	Error estadístico	Sig.	95% Limite de fidelidad	
					Límite mínimo	Límite máximo
Tubliseal	Roeko seal	.01667	.10801	.987	-.3147	.3481
	Guttaflow2	-.25000	.10801	.129	-.5814	.0814
Roeko seal	Tubliseal	-.01667	.10801	.987	-.3481	.3147
	Guttaflow2	-.26667	.10801	.106	-.5981	.0647
Guttaflow2	Tubliseal	.25000	.10801	.129	-.0814	.5814
	Roeko seal	.26667	.10801	.106	-.0647	.5981



GRÁFICAS COMPARATIVAS NORMA VS RESULTADOS



Gráfica 1. Resultados obtenidos de cada cemento para fluidez.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, cada disco de material elaborado, no debe tener un diámetro menor a 20mm.



Gráfica 2. Resultados obtenidos de cada cemento para espesor de película.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, los selladores deben tener un espesor de película de no más de 50µm.



Gráfica 3. Resultados obtenidos de cada cemento para tiempo de trabajo.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, el tiempo de trabajo de los selladores de conductos no debe ser menor al 90% al establecido por el fabricante.



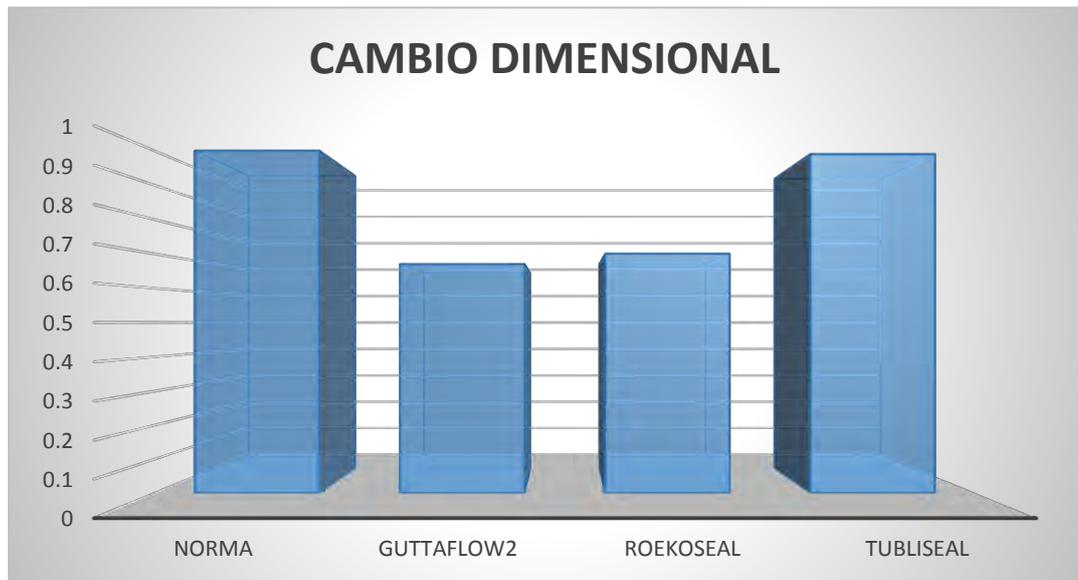
Gráfica 4. Resultados obtenidos de cada cemento para tiempo de fraguado.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, los cementos que tengan un tiempo de fraguado de menos de 30 minutos, no deben exceder el 110% del establecido por el fabricante.



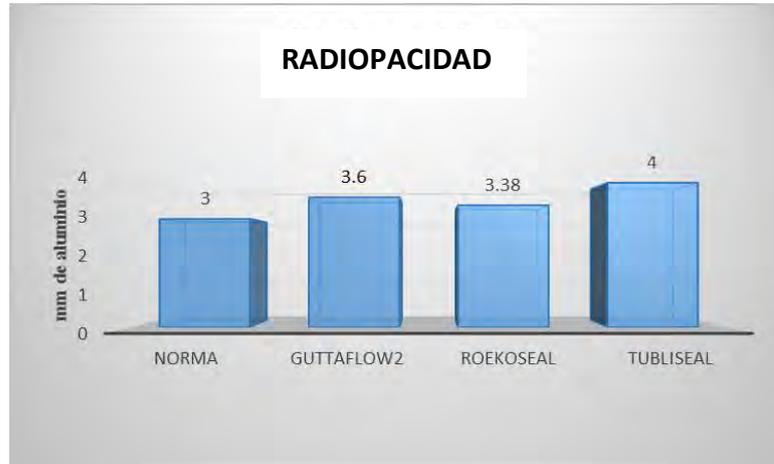
Gráfica 5. Resultados obtenidos de cada cemento para porcentaje de solubilidad.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, la solubilidad del sellador no debe exceder el 3% de la masa de la muestra.



Gráfica 6. Resultados obtenidos de cada cemento para cambio dimensional.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, el cambio dimensional no debe superar el 1% de encogimiento y debe ser menor al 0.1% de expansión.



Gráfica 7. Resultados obtenidos de cada cemento para radiopacidad.

De acuerdo a las normas ISO 6876 y ANSI/ADA 57, el espécimen debe tener una radiopacidad equivalente a 3mm de aluminio.

DISCUSIÓN.

Hoy día existen muchas opciones para la obturación de conductos radiculares, por esta razón es importante saber qué es lo que ofrece cada uno de ellos. Para, de este modo, elegir adecuadamente según sea el caso a tratar. El conocer las propiedades físicas nos permitirá tener idea del comportamiento clínico del material, por lo que podremos anticipar el pronóstico de nuestro tratamiento.

Benjamin A. Nielsen y cols en el 2006, realizaron un estudio sobre el tiempo de fraguado de diferentes cementos selladores, menciona que existe una diferencia significativa en el fraguado del material, dependiendo su condición ambiental, se observó que en medios aeróbicos, los cementos tienden a tardar más en fraguar. En nuestro



estudio se observó que tanto el RoekoSeal® como GuttaFlow2® Se ven afectados por efectos ambientales como es el calor, reduciendo su tiempo de manipulación y disminuyendo su tiempo de fraguado.(4)

En el año 2008 de acuerdo con Tamer Tasdemir y cols. la radiopacidad es un factor fundamental en todo cemento sellador, dicha importancia radica en que de este modo se puede observar y dar seguimiento al órgano dentario tratado. Tanto la norma ISO como la ANSI/ADA especifican que los cementos selladores de conductos deben tener una radiopacidad mínima equivalente a 3mm de aluminio. De este modo Tamer y cols. observaron que AH Plus, Epiphany, Diaket, y Guttaflow contaban con suficiente radiopacidad, mientras que Adseal presentaba una radiopacidad cerca del mínimo. En nuestro estudio tanto RoekoSeal® como GuttaFlow2® presentaron menor radiopacidad que Guttaflow.(5)

La radiopacidad es una propiedad reconocida de los materiales dentales. Por lo que es conveniente estudiarla. B. Guniz Baksi en el año 2008, realizó un estudio comparando los equivalentes de aluminio en una radiografía convencional contra una digital. Menciona que la imagenología digital es un área relativamente nueva, que puede ofrecer diferentes beneficios a la práctica de la endodoncia. Su principal ventaja es que se puede realizar un análisis, mediante un programa. En este estudio se encontró que existe una ligera diferencia entre el análisis de una radiografía digital y una convencional, siendo la digital, más precisa. En este estudio encontraron que la radiopacidad de RoekoSeal® es el equivalente a 3.17mm de aluminio, mientras que en nuestro estudio se encontró que tiene un equivalente de 3.38 obtenido a partir de una radiografía convencional. Los resultados reportados en nuestro estudio



fueron muy similares, teniendo una variación equivalente de 0.13mm de aluminio. (6)

Melahat Gorduysus en el 2009, habla de que los selladores de conductos deben tener suficiente radiopacidad que permita al clínico distinguir entre los materiales que son utilizados y las estructuras anatómicas adyacentes, para poder evaluar la calidad de los materiales de obturación. Sin embargo, los selladores que son altamente radiopacos pueden enmascarar imperfecciones en la obturación de los conductos, especialmente si se usan en conjunto con la gutapercha. Por lo que en su estudio considera importante que el sellador no supere la radiopacidad del material de relleno de los conductos. Sus resultados mostraron que los conos estandarizados presentan una radiopacidad equivalente a 5.3mm de aluminio, por lo que de acuerdo con su teoría, los selladores de conductos no deben superar esta cifra. De los ocho cementos que analizaron, Endion un cemento a base de ionómero de vidrio presentó una radiopacidad equivalente a 6mm de aluminio, mientras que AH Plus presentó una radiopacidad equivalente a 8.9mm de aluminio, por lo que muy probablemente las obturaciones realizadas con estos materiales pudieran enmascarar pequeñas imperfecciones o espacios entre las puntas de gutapercha, lo que desfavorece el pronóstico de estos tratamientos. En este estudio en RoekoSeal, se obtuvo una radiopacidad muy similar a la de la gutapercha. En los resultados de nuestro estudio tanto RoekoSeal® como GuttaFlow2® presentan una radiopacidad muy similar entre sí (3.38 y 3.6 respectivamente), por lo que de igual forma es similar a la de la gutapercha, lo que nos permitirá una buena visualización de posibles espacios o defectos en la obturación.(7)



Alessandra Marin-Bauza en el año 2010 realizó un estudio de propiedades fisicoquímicas de cementos a base de resina, pues son de los más populares actualmente, menciona que los selladores deben tener buenas propiedades fisicoquímicas para obtener un comportamiento biológico adecuado. Las investigaciones tienen como objetivo encontrar, un sellador que cumpla idealmente con los criterios establecidos, con el fin de obtener un mejor pronóstico de la terapia de conductos radiculares. Las resinas sintéticas han sido debatidas y probadas como materiales de relleno para conductos radiculares, debido al éxito obtenido de los selladores a base de este mismo material como es el AH Plus, nuevos selladores como Real Seal y Epiphany han sido introducidos al mercado como materiales prometedores que podrían desplazar al AH Plus. En el estudio realizado por Alessandra se demostró que tanto Epiphany y Real seal presentaron mejores tiempos de fraguado, en fluidez y radiopacidad, la diferencia no fue tan notoria, mientras que los últimos dos presentaron un cambio dimensional que no cumple con la norma. Lo que se puede observar es que los cementos a base de resina utilizados en este estudio, presentan un cambio dimensional mayor a los de RoekoSeal® y GuttaFlow2®, y en cuanto a solubilidad no mostraron mayor diferencia. (8)

Ricardo Affonso Bernardes y cols. en el año de 2010, realizaron un estudio sobre fluidez, el menciona que la fluidez es la habilidad del cemento sellador, de penetrar en las irregularidades y conductos accesorios del conducto radicular, por lo que es considerada una propiedad muy importante. Entre mayor sea la fluidez, mayor será la habilidad de sellar las pequeñas imperfecciones. Controversialmente si la fluidez es excesiva, el riesgo de que el material sea extruido fuera del foramen apical aumenta, lo que puede dañar al tejido periodontal. En diferentes estudios se ha determinado esta propiedad, la cual puede variar de acuerdo a la composición del sellador, o la proporción de polvo



líquido. Ricardo Affonso y cols. encontraron que en general los cementos a base de resina, presentan una buena fluidez especialmente AH Plus, siendo superior a la que presentaron RoekoSeal® y GuttaFlow2® en nuestro estudio. (9)

Mariana A. Marciano y cols. en el año de 2011 realizaron pruebas físicas en materiales de nueva generación a base de resina, que junto con los selladores a base de resina son de los más populares dentro del mercado. Los cementos utilizados en este estudio fueron AH Plus, Acroseal y Adseal. Los tres presentan una fluidez de 39.16mm, 39.66mm y 37.66mm respectivamente, superando por mucho a Guttaflow2 con 24.75mm de fluidez. El espesor de película de Guttaflow2 es menor teniendo 36.6µm mientras que AH Plus, Acroseal y Adseal presentan 46.65µm, 65.50µm y 65.00µm respectivamente, que incluso Acroseal y Adseal están fuera de la norma. La solubilidad de Guttaflow2® fue menor que la de los tres cementos, comprobando su resistencia a los fluidos tisulares. (10)

En el 2013 Hui- min Zhou, Ya ShenWeiZheng y cols. mencionan que los selladores endodóncicos son utilizados en la obturación del sistema de conductos con el fin de lograr un sellado hermético, a través del conducto incluyendo el foramen apical, así como las irregularidades entre la pared del conducto y el material de relleno. Además de que los selladores ayudan a prevenir la filtración, reducen la posibilidad de dejar bacterias residuales, y de este modo resolver la lesión. Entre otras razones, es por lo que consideran importante realizar pruebas físicas en los selladores para corroborar su eficacia. En su investigación compararon cinco cementos, dos de ellos a base de resina (AH Plus y Thermaseal), uno a base de bioceramica (BC Sealer) y uno a base de



silicón (GuttaFlow). De estos cementos BC sealer y MTA Fillapex, fueron los que presentaron mejor fluidez, los demás apenas cumplen con la norma. En cuanto a solubilidad BC Sealer presenta un alto porcentaje, mientras que GuttaFlow fue el que menos solubilidad presentó, teniendo un porcentaje de 0.001%, muy similar al obtenido en nuestro estudio con Guttaflow2®. (11)

Es posible observar, que ningún cemento es igual a otro, las propiedades físicas varían entre un cemento y otro, incluso existen diferencias entre cementos que son del mismo tipo, por ello es importante seguir analizando los selladores que salen al mercado, para de este modo poder conocer sus capacidades y sus limitantes.

CONCLUSIONES.

El sellador de conductos radiculares Guttaflow2®, tras ser sometido a pruebas físicas, demostró ser un cemento sellador con propiedades adecuadas. Con excepción del tiempo de fraguado, sus demás propiedades se encuentran dentro de las normas. En el caso de RoekoSeal® también resulta ser un cemento adecuado, pero no cumple de acuerdo a las normas, en la prueba de espesor de película.

GuttaFlow2® cuenta con una fluidez suficiente para pasar a través de ciertas irregularidades y espacios que pudieran encontrarse entre las puntas de gutapercha. De igual modo tanto RoekoSeal® y Tubliseal® tienen una fluidez dentro de la norma y muy parecida a GuttaFlow2®.



El espesor de película tanto de GuttaFlow2® y de Tubliseal® se encuentran dentro de la norma, mientras que RoekoSeal® no cumple en este aspecto, teniendo un espesor de película superior a las 50µm.

El tiempo de trabajo de los tres cementos comparados, estuvo dentro del rango establecido por el fabricante por lo que cumplen con la norma.

El tiempo de fraguado de GuttaFlow2® fue de 110.5% por encima del establecido por el fabricante, que a pesar de no ser estadísticamente significativa la diferencia. No cumple con el requerimiento de la norma. Mientras que RoekoSeal® y Tubliseal® se encuentran dentro del rango establecido por la norma.

De los tres selladores, Tubliseal® fue el sellador que presentó un mayor porcentaje de solubilidad estando prácticamente en el límite establecido por la norma. En esta prueba, tanto RoekoSeal® como GuttaFlow2® son muy superiores, ya que presentan un porcentaje mínimo de solubilidad.

En cuanto cambios dimensionales Tubliseal® presentó un mayor porcentaje de contracción, tanto RoekoSeal® y GuttaFlow2® inicialmente tienen una ligera expansión, pero al paso del tiempo tienden a encogerse, lo que compromete el sellado entre el cono maestro y la pared del conducto.



En la prueba de radiopacidad se observó que los tres selladores cumplen con la norma, se observó que los dos selladores a base de silicón presentan una radiopacidad muy similar a la de la gutapercha, por lo que se podrá observar detalladamente la calidad de la obturación.

A pesar de ello, Guttaflow2®, debe ser sometido a pruebas biológicas y de microfiltración, con el fin de conocer mejor sus alcances.

Al día de hoy, la expansión de la endodoncia no tiene límite, contamos con un desarrollo tecnológico que permite el estudio de más técnicas, más materiales, y todo esto obliga al profesional a seguir estudiando y seguirse actualizando, pues la endodoncia no es estática y se encuentra en constante cambio y evolución.



ANEXOS.

ANSI/ADA 57



Imagen 43. Logo ANSI ADA (13)

La endodoncia, reconocida como un área especial de la práctica dental, ha tenido un incremento, no solo de los especialistas calificados para ejercerla, sino del número de dentistas de práctica general que realizan estos tratamientos. Los materiales utilizados en la práctica endodóncica, con algunas excepciones, se han y se seguirán desarrollando e introduciendo a la hasta ahora evidencia clínica empírica, de acuerdo a su utilidad. Con el desarrollo y adopción de ANSI/ADA en su documento 41, se ha establecido la evaluación biológica de materiales dentales a través de prácticas estandarizadas. La necesidad de desarrollar estándares en el área endodóncica ha sido reconocida desde hace un tiempo y los esfuerzos hacia este fin asumen la importancia de seguir la adopción de la especificación 28 ANSI/ADA de Limas endodóncicas y fresas.

La especificación propuesta cubre materiales de relleno (puntas de obturación) para ser usadas con cementos selladores, cementos selladores para uso con materiales para ser usados con puntas maestras, y materiales de relleno para ser usados sin puntas maestras ni cementos selladores. Estos tres tipos de materiales endodóncicos son subclasificados por su composición química y su presentación para uso clínico. En adición para requerimientos de propiedades físicas, el estándar especifica que el fabricante debe proveer de información que soporte la seguridad y eficacia de su producto.



FUNDAMENTO

La justificación de la aplicación clínica de cada requerimiento se resume de la manera siguiente:

- El material debe estar libre de inclusiones e impurezas, ser manufacturado de acuerdo a los estándares de la buena práctica de manufacturación, no ser tóxico, y poseer una biocompatibilidad adecuada
- Ciertas características de diseño, fabricación y color son aplicables a materiales Tipo I (Puntas de obturación), para asegurar al clínico que estos materiales poseen características consistentes.
- Esterilización de materiales endodóncicos y su uso en procedimientos clínicamente asépticos son elementos esenciales en endodoncia.
- La radiopacidad de materiales endodóncicos es esencial con un grado de radiopacidad que sea claramente distinguible de cortical ósea o dentina. Partiendo de la base que 1mm de cortical ósea o dentina tiene una radiopacidad equivalente a 1mm de aluminio.
- Las condiciones de la prueba deben ser realizadas en temperatura y humedad controladas a menos que se establezca lo contrario. En la práctica endodóncica dos situaciones atmosféricas son de importancia, la temperatura de la habitación, la humedad y temperatura absoluta de los tejidos orales.

En la práctica clínica existen diferentes propiedades importantes en el uso de cementos selladores o de pastas de relleno; entre ellas se encuentran las siguientes: Tiempo de trabajo, fluidez, espesor de película, tiempo de fraguado, cambio dimensional resistencia a la solubilidad o desintegración en presencia de fluidos y radiopacidad.



ESTANDAR INTERNACIONAL ISO 6876 MATERIALES DENTALES PARA EL SELLADO DE CONDUCTOS RADICULARES.

ISO (Organización de Estándares Internacionales) es una Federación Mundial de Estándares. La preparación de estándares internacionales es llevada a cabo a través de los



Imagen 44. Logo ISO (14)

comités técnicos de ISO. Cada miembro interesado en un tema para el cual se ha establecido un comité, tiene el derecho de ser representado en un comité. Organizaciones internacionales, tanto gubernamentales como no gubernamentales también toman parte en este trabajo. ISO colabora de manera conjunta con IEC (Comisión internacional electrotecnia).

Este estándar internacional fue publicado por primera vez en 1986 (ISO 6876:1986). Había diferencias significativas entre la ISO 6876 y las especificaciones ANSI/ADA 57 (1983). En adición la casa de prueba reportaron dificultades con algunos de los procedimientos establecidos en los estándares internacionales. Con el fin de armonizar los estándares ISO y ANSI/ADA, se han realizado mejoras en los procedimientos para las pruebas.

CAMPO DE ACCIÓN

Este estándar internacional especifica los requerimientos y métodos para materiales selladores de conductos que fragüen con o sin la presencia de humedad, y que son utilizados para la obturación permanente del conducto radicular, con o sin la presencia de puntas de obturación.



BIBLIOGRAFÍA.

1. Cohen S, Hangreaves. K.M. Vías de la Pulpa, 9ª Elsevier. Madrid 2008;
Pp:365 a 406, 549 a 547
2. Soares Goldberg. Endodoncia técnica y fundamentos.Panamericana.
Buenos Aires 2002; Pp:240 a265
3. www.coltene.com/download.php
4. Nielsen B. William J. Beeler A. Setting Times of Resilon and Other Sealers in Aerobic and Anaerobic Environments, J Endod: 2006; 32:130 – 132.
5. Tamer T, Cemal I, Yesilyurt T, Tahsin Y y Kürs E. Evaluation of the Radiopacity of New Root Canal Paste/Sealers by Digital Radiography, JEndod, 2008;10:1016.
6. Guniz B, Baksi B, Hakan S, y Tan F. Differences in Aluminum Equivalent Values of Endodontic Sealers Conventional Versus Digital Radiography JEndod; 2008;34:1101-1104.
7. Melahat G y Nihal A. Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2009;108:135-140.
8. Marin G, Fuad J, Evangelista A, Sousa M, Saraiva C y Teresinha Y. Physicochemical Properties of Methacrylate Resin–based Root Canal Sealers, J Endod, 2010;36:1531–1536.
9. Bernardes R y Amorim A. 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 2010;109:47-49.



10. Marciano M, Guimarães B, Ordinola R, Bramante C, Cavenago B, Garacia R y cols .Physical Properties and Interfacial Adaptation of Three Epoxy Resin–based Sealers.JEndod:2011;06:023.
11. Hui-min Z, Shen Y, Zheng W, Haapasalo M. Physical Properties of Five Root Canal Sealers, JEndod, 2013:1:6.
12. Camilleri J. Evaluation of Selected Properties of Mineral Trioxide Aggregate Sealer Cement, JEndod: 2009;10:1016.
13. Porter M, Bertó A, Primus C, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials, J Endod: 2010;36:524-528.
14. Kazuhiro O y Koukichi M. Physical Properties of CH61, a Newly Developed Root Canal Sealer, J.Endod; 1998; 2404; 02445.
15. Pino R y Prati C. Physical Properties of MTA Fillapex Sealer. J Endod:2013;39:915–918.
16. Zhengmei L, Junqi L, Junyan F, Fang L. Physicochemical Properties, Sealing Ability, Bond Strength and Cytotoxicity of a New Dimethacrylate-based Root Canal Sealer, J Formos Med Assoc:2010; 11: 819–827.
17. Epita S, Panea B, Palamaraa J, Messera H. Behavior of resin-based endodontic sealer cements in thin and thick films, dentalmaterials;2012;28:150–159.
18. Carvalho J, Correr-Sobrinho L, Finita S. Solubility and Dimensional Change after Setting of Root Canal Sealers: A Proposal for Smaller Dimensions of Test Samples, JEndod 2007;33:1110–1116.



19. Loushine B, Bryan T, Looney S, Gillen B, Loushine R y cols. Setting Properties and Cytotoxicity Evaluation of a Premixed Bioceramic Root Canal Sealer, J Endod 2011;37:673–677.
20. Veeramachaneni C, Pradeep K. Morishetty A. Expansion of Gutta-percha in Contact with Various Concentrations of Zinc Oxide–Eugenol Sealer: A Three-dimensional Volumetric Study, J Endod; 2011;37:697–700.

REFERENCIA DE IMÁGENES



- 1- http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1852-99922012000100011
- 2- http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1852-99922012000100011
- 3- <http://tomascabacas.com/page/59/>
- 4- http://www.endoroot.com/modules/newbb/viewtopic.php?topic_id=2711
- 5- Cohen.S., Hangreaves. K.M. VIAS DE LA PULPA , 9ª Editorial Elsevier. Madrid 2008, pag 542.
- 6- <http://clinicadentalruelas.com/principal/wp-content/uploads/2010/01/rx.jpg>
- 7- <http://dentainnova.com/media/catalog/product/cache/1/image/5e06319eda06f020e43594a9c230972d/g/u/gutaprotaper.jpg>
- 8- <http://drjosereyesr.blogspot.mx/2012/05/materiales-para-obturacion-endodoncia.html>
- 9- <http://gomezfarias.com/tubliseal.html>
- 10- <http://www.dentsplymea.com/products/endodontics/obturation/ah-26>
- 11- <http://www.dentalraces.com/web/>
- 12- www.coltene.com/download
- 13- <http://www.ansi.org/>
- 14- <http://www.iso.org/iso/home.html>