



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS DEL ROEKOSEAL[®],
CEMENTO SELLADOR DE CONDUCTOS RADICULARES A BASE DE
POLIDIMETILSILOXANO.

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

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

DANIELA IVET MARTÍNEZ SILVA

TUTORA: Esp. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ

MÉXICO, D.F.

2013



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



El trascurso de mi vida siempre ha ido regido por dos grandes mujeres, que han sido el ejemplo más grande de fortaleza, sabiduría y amor, mi abuela paterna Martha Vargas que Dios decidió llevarse hace algunos años y mi abuela materna Cirila Meléndez que me llena de alegría saber que sigue caminando junto a mi en todo momento de mi vida, a ellas les debo este trabajo tan largo que he concluido. El poder llegar a ser un profesional de la salud.

A mis padres Armando Martínez y a mi madre Irene Silva que con su gran dedicación y amor me abrieron las puertas del conocimiento, llenándome de apoyo en cada paso que doy, a los cuales les debo todo. Los amo papas gracias por que este mérito es suyo.

A mi hermano Armando que con el hecho de amarme como lo hace me llena de ganas para seguir creciendo y poder llegar a ser un ejemplo de hermana, por ayudarme cada día en cualquier problema que se me presente.

A mis primos, que más que eso son mis hermanos Sergio, Héctor, Raúl, por haber crecido juntos y saberlos incondicionales. Al igual que todos los que integran mi gran familia que me orgullece saberme Martínez Silva.

Como me dijo mi papa a los familiares no los escogemos pero a los amigos si y gracias Dios por poner en mi camino a las personas indicadas, todo mi agradecimiento a Iván Silva por ser mi maestro y mi amigo, por apoyarme incondicionalmente sin dudar de mí, ayudarme a crecer profesionalmente y personalmente. Carolina Paniauga, gracias por ser ese ejemplo de madurez y sensatez en mí, por los consejos y enseñanzas que me haz brindado. Daniel Serrano por ser el amigo que siempre pedí estuviera a mi lado, aventurarnos a crecer y buscar un mejor futuro. Carolina Oliver amiga gracias por acompañarme todo el camino, sabes lo importante que eres en mi vida y te has vuelto parte de mi familia. Los amo a cada uno y los veo toda la vida conmigo. Gracias.

A la Dra. Brenda Barrón por su dedicación y esfuerzo en ver concluido este trabajo, gracias Dra. Así como a todos los maestros que he tenido a lo largo de esta travesía y que todavía pretendo continuar creciendo.

Dios gracias por guiarme en este camino dentro de esta hermosa institución que es la máxima casa de estudios UNAM.



ÍNDICE

	Pág.
I. Introducción -----	5
II. Objetivo-----	6
2.1 General.....	6
2.2 Específicos.....	6
III. Marco teórico -----	7-11
3.1 Materiales de obturación.....	12-13
3.2 Cementos selladores.....	14-15
3.3 Cementos a base de Óxido de zinc y eugenol	16-17
3.4 Cementos a base de Hidróxido de calcio.....	18-19
3.5 Cementos a base de Resina.....	20-21
3.6 Cementos a base de Ionómero de vidrio.....	22-23
3.7 Cementos a base de silicón.....	24-25
3.8 RoekoSeal®	26-31
3.9 Normas.....	32-33
3.9.1 ANSI/ADA núm. 57.....	32
3.9.2 ISO 6876 (2001).....	33
IV. Planteamiento del problema-----	34
V. Justificación-----	35



VI. Material y Métodos-----	36-59
6.1 Materiales.....	36
6.2 Metodología.....	37-58
6.2.1 Fluidez.....	37-38
6.2.2 Tiempo de trabajo.....	38-40
6.2.3 Grosor de película.....	41-43
6.2.4 Tiempo de endurecimiento.....	43-46
6.2.5 Cambio dimensional.....	46-49
6.2.6 Solubilidad y desintegración.....	50-56
6.2.7 Radiopacida.....	56-58
6.3 Tipo de estudio.....	59
6.4 Variables de estudio.....	59
VII. Recursos-----	-60
7.1 Humanos.....	60
7.2 Materiales.....	60
7.3 Financieros.....	60
VIII. Resultados-----	61-68
IX- Discusión-----	69-70
X- Conclusiones-----	71
XII- Referencias Bibliográficas-----	72-75
11.1 Referencias de Imágenes.....	75



I. Introducción.

El trabajo mostrado a continuación es una investigación de las propiedades físicas de un cemento sellador de conductos radiculares fabricado a base de polidimetilsiloxano, es decir silicón.

La finalidad de nuestra investigación es comparar dicho material con la norma establecida para cementos selladores la ISO 6876:2001 y comprobar si cumple los parámetros establecidos por dicha norma para las propiedades físicas de los cementos.

Las propiedades físicas de todos los cementos selladores de conductos están estrechamente relacionadas con el éxito o fracaso de un tratamiento por lo que son de gran importancia tener en cuenta siempre que se va a obturar un sistema de conductos.

Desde el tiempo de trabajo que se nos proporciona para realizar la mezcla, sin que nos perjudique la fluidez que debe de tener dentro de los conductos, el tiempo de endurecimiento que va a tardar el material en fraguar y nos garantice que contamos con el tiempo suficiente para manipularlo así como el tiempo que permanece sin endurecer dentro de los conductos, el grosor de película para saber que tanto material podemos introducir dentro de un conducto. El cambio dimensional para conocer su expansión y contracción dentro de los conductos, la solubilidad que exista en cada caso y hasta la cantidad de material que se desintegra ocasionando lagunas entre los túbulos dentinarios y el material de obturación, pudiendo causar una reinfección de los conductos y así el fracaso del tratamiento, sin dejar de lado el aspecto clínico que nos proporciona la radiopacidad.

Se realizaron las pruebas establecidas por la norma y se compararon con los resultados que menciona el fabricante para poder responder a nuestros objetivos y así catalogar dicho material.



II. Objetivo

2.1 Objetivo general

Evaluar las propiedades físicas del cemento RoekoSeal[®] con respecto a las propiedades atribuidas por el fabricante y lo que se especifica en la norma ISO 6876:2001 para materiales de obturación en Endodoncia.

2.2 Objetivo específico:

1. Realizar la prueba de Tiempo de trabajo del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.
2. Realizar la prueba de Fluidez del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.
3. Realizar la prueba de Grosor de película del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.
4. Realizar la prueba de Tiempo de endurecimiento del RoekoSeal[®] y comprar los resultados con los dados por el fabricante.
5. Realizar la prueba de Estabilidad dimensional del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.
6. Realizar la prueba Solubilidad y Desintegración del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.
7. Realizar la prueba de Radiopacidad del RoekoSeal[®] y comparar los resultados con los dados por el fabricante.



III. Marco Teórico.

La Endodoncia, al igual que la mayoría de las ramas odontológicas, se enfoca en la búsqueda de nuevos materiales y técnicas que permitan la evolución y simplificación de la profesión, sin sacrificar la calidad de los tratamientos. ⁽¹⁾

Los cementos selladores de conductos radiculares juegan muchas funciones entre las cuales una de las más importantes es lograr un sellado hermético y tridimensional del conducto (**Fig. 1**), un sellado completo de las irregularidades de las paredes tanto como ramificaciones apicales, deltas apicales, al igual que los espacios que la gutapercha no logra abarcar. ⁽²⁾

La obturación endodóncica debe llenar en su totalidad el conducto conformado previamente. De nada vale alcanzar de manera satisfactoria el nivel apical si permanecen espacios laterales, que son sitios adecuados para la supervivencia y desarrollo de bacterias y para la acumulación de sus toxinas. La obturación debe asegurar un sellado óptimo en todas las dimensiones, y bloquear las comunicaciones del conducto con el periodonto, ya sean apicales o laterales. ⁽²⁾

En 1976 Grossman propuso la existencia de un cemento ideal el cual debe de cumplir con ciertas especificaciones tales como biocompatible, tener estabilidad dimensional, insoluble, radiopaco y adhesión química a las paredes del conducto. ⁽³⁾

Por lo tanto los cementos selladores de conductos, utilizados en Endodoncia abarcan un amplio grupo de diferentes materiales que varían en composición, estructura, tiempos de trabajo, características físicas, químicas y mecánicas. ⁽³⁾

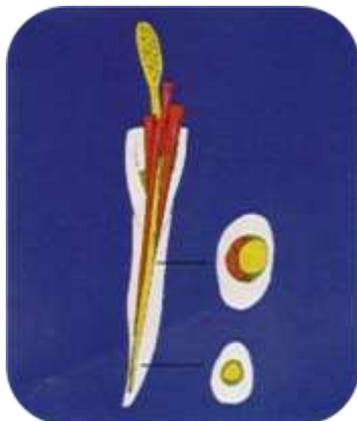


Fig. 1: Debemos de obtener un sellado impermeable del conducto, un sellado hermético y un sellado tridimensional.



Todos los materiales de obturación deben cumplir una serie de requisitos propuestos por Brownlee en 1900; entre ellos destacan: ⁽³⁾

1) Fácil manipulación y aplicación en el conducto.

La mezcla adecuada de los componentes (polvo-líquido, polvo-gel, pasta-pasta) mejora las propiedades físico, químicas, y biológicas de los selladores; preparando de manera correcta en cuanto a proporciones y consistencia entre las cuales poseen: tiempo de trabajo adecuado, menor solubilidad y desintegración, conserva la estabilidad dimensional, presenta radiopacidad correcta y mejora en grado considerable su tolerancia tisular. ⁽²⁾

El tiempo de trabajo juega un papel importante clínicamente ya que un tiempo lento permite rectificar los conos de gutapercha, u obturar un órgano multi radicular. También dependiendo del tiempo puede permitir la penetración más rápida de irritantes en el conducto tales como bacterias o sub productos a través de la obturación. ⁽⁸⁾

2) Buena estabilidad dimensional y adherencia.

El sellador endodóncico debe llenar de forma estable y permanente los espacios entre los conos de gutapercha y entre estos y las paredes del conducto radicular. La estabilidad dimensional a lo largo del tiempo es una condición imprescindible. Su pérdida parcial o total atenta contra los objetivos de la obturación y puede producirse por causas físicas (contracción) o químicas (solubilidad y desintegración). Entre las condiciones físicas de los selladores también debemos considerar su impermeabilidad. En este sentido la obturación no debe absorber la humedad tisular ni ser afectada por ella. Así mismo es importante que el material tenga *adherencia* a las paredes del conducto o por lo menos que se adapte de forma adecuada a ellas. ⁽²⁾

Las propiedades físicas mencionadas son necesarias para incluir adaptación y adhesión a los conductos radiculares y estabilidad dimensional para su llenado, ya que con el tiempo la estabilidad puede introducir grietas dentro de los conductos. ⁽¹⁸⁾



Una alta solubilidad del cemento es indeseable ya que puede irritar a los tejidos periapicales y formar grietas entre el material de relleno, lo que permitiría el escape de bacterias al pasar el tiempo. ⁽⁵⁾

Así como la porosidad de los cementos es importante, como se encuentra en estrecho contacto con los tejidos, se relaciona a una alta porosidad, permite la filtración de fluidos que penetran a los conductos radiculares, más fácilmente. ⁽⁶⁾

Es generalmente aceptado que los cementos forman una barrera física contra las bacterias existentes en la cavidad oral, por lo que desde esta perspectiva los cementos y sus componentes, idealmente deben de ser volumétricamente estables y sufrir una leve expansión, adicionalmente mostrar cierta elasticidad dentro de los conductos radiculares para soportar el estrés producido por las cargas masticatorias. Materiales hechos de elastómeros ofrecen una ventaja en esta propiedad. ⁽⁶⁾

Cuando el material presente estas propiedades estaremos en condiciones de alcanzar el sellado adecuado del conducto radicular. ⁽²⁾

3) Buen escurrimiento.

La anatomía variada del sistema de conductos radiculares, es caracterizada por la presencia de anfractuosidades, conductos laterales, deltas apicales, etc. Torna necesario que los selladores posean fluidez adecuada para ocupar los espacios que la gutapercha no logra abarcar y facilitar la tridimensionalidad de la obturación. ⁽⁷⁾

La fluidez de los cementos es determinada por la consistencia del cemento, el tamaño de las partículas, temperatura, diámetros internos de los conductos radiculares y la velocidad de inserción. ⁽¹⁷⁾

4) Radiopacidad adecuada.

Los materiales usados en la obturación poseen una radiopacidad superior a la de los tejidos dentarios y a la del hueso, con la finalidad de visualizar la obturación de los conductos por medio radiográfico, para identificar cualquier anomalía en el procedimiento o un tratamiento previo. ⁽⁵⁾



La finalidad de la radiopacidad es permitir observar las diferentes estructuras anatómicas, tales como hueso y diente. Higginbotham fue el primero en publicar un estudio comparando la radiopacidad de diferentes cementos y de gutapercha. La gutapercha posee una radiopacidad de aproximadamente 7.4 mm de Al. Según la norma ISO 6876:2001 establece que los cementos deben de tener por lo menos una radiopacidad de 3 mm de Al. Y la norma ANSI/ ADA número. 57 una diferencia equivalente no menor de 2 mm de Al. En comparación con hueso o dentina. ⁽⁹⁾

5) No alterar el color del diente.

Algunos selladores a base de óxido de zinc y eugenol o que contienen metales pesados, pueden alterar el color de la corona. Para minimizar al máximo esto, es necesario dejar la obturación más allá de la línea del cuello del diente, eliminar por completo el material de la cámara pulpar y limpiarla con cuidado. ^(2,5)

6) Acción Antibacterial.

Los selladores endodóncicos deben tener acción antibacterial o al menos no favorecer el desarrollo de microorganismos. En general, todos poseen en su formula componentes con propiedades antibacteriales, que actúan contra las bacterias que pueden persistir después de la preparación del conducto radicular. Este efecto disminuye en forma considerable luego del endurecimiento del cemento. ⁽²⁾

7) Posibilidad de removerse en parte o por completo.

Los materiales empleados en la obturación de los conductos radiculares deben posibilitar la remoción parcial en caso de necesidad del uso de un retenedor intrarradicular. De la misma forma, en los fracasos endodóncicos, el retratamiento exige su remoción total a los fines de intentar una nueva terapia endodontica.



Los conos de gutapercha son solubles en eucaliptol y muy solubles en presencia de xilol, cloroformo y aceite de trementina. ⁽²⁾

8) Biocompatibilidad.

La relación de los materiales de obturación con el tejido periodontal circundante debe ser óptima. Hasta el presente, todos los materiales empleados producen cierto grado de agresión, que por lo general es tolerado y contrarrestado, con el correr del tiempo, por la capacidad defensiva del organismo. Todos los materiales deben poseer un buen comportamiento biológico. ⁽²⁾

El sellado completo del sistema de conductos después de la limpieza y conformación es crítico para prevenir infecciones o reinfecciones en el conducto, promoviendo la recuperación del ligamento periodontal, estimulando la regeneración del tejido conjuntivo del periodonto. ⁽³⁾



3.1 Materiales de obturación.

Gutapercha:

La gutapercha es el material preferido como relleno central sólido para la obturación del conducto. Tiene una toxicidad mínima, irritabilidad tisular escasa y la menor actividad alérgica entre todos los materiales disponibles cuando permanece retenida dentro del conducto radicular. ⁽³⁾

La gutapercha es actualmente el único material de obturación acepado de forma universal, fue introducido en el campo de la endodoncia por Bowman en 1867.

La gutapercha es una palabra derivada del idioma malayo (gutah que significa goma y pertjah que se traduce como árbol), es un coagulado purificado elaborado de látex de un árbol sapotáceo de género payena o pallaquium, originario de Sumatra, archipiélago malayo y Brasil. ⁽²⁾

Las puntas de gutapercha disponibles en el comercio contienen: ⁽³⁾

Gutapercha	19 a 22%
Oxido de zinc	59 a 75%
Diversas ceras, colorantes, antioxidantes y sales metálicas	

Para la obturación del conducto radicular, la gutapercha se fabrica en forma de conos con tamaños estandarizados o no estandarizados. Los tamaños estandarizados coinciden con los tamaños ISO de las limas desde el 15 hasta el 140, con la finalidad de ser utilizados como el material central principal de la obturación, llamada punta maestra. ⁽²⁾



Los tamaños no estandarizados tienen mayor conicidad desde la punta hasta la parte superior, y se suelen designar como; extrafino, fino-fino, medio-fino, fino, fino-medio y medio. Con algunas técnicas de obturación, estos conos se utilizan como accesorios o auxiliares durante la compactación. ⁽³⁾

La gutapercha también se puede ablandar con solventes químicos para potenciar la adaptación a las irregularidades del conducto preparado, usado en algunas técnicas de obturación, sin embargo no hay que dejar de lado que se puede producir una contracción debido a la evaporación del solvente, y los tejidos perirradiculares se pueden irritar si el solvente proyecta más allá del conducto. ⁽⁵⁾



3.2 Cementos selladores

Un cemento ideal debe de ser biocompatible, antibacterial, no toxico y radiopaco, a la vez que no debe ser reabsorbible o soluble en ambiente de la cavidad bucal. Aparte de estas características debe ser fácil de manipular y tener adaptación a las paredes de los conductos. ⁽¹⁹⁾

El empleo del cemento sellador junto con la gutapercha representa un patrón mundial en lo referente a los materiales que se indican para obturar conductos radiculares, previo a un trabajo biomecánico de los conductos y a una excelente irrigación. ⁽⁵⁾

La finalidad biológica de la obturación de conductos es que no interfiera y si es posible, que estimulen el proceso de reparación apical y periapical que se producirá después de las intervenciones endodónticas. Es muy importante señalar mantener el respeto a los tejidos apicales y periapicales que orientan nuestra conducta durante la preparación biomecánica y la fase de desinfección, los cuales deben de predominar también durante la obturación. ⁽⁴⁾



Grossman en 1982 señaló que, independientemente de su tipo, el cemento tendrá que reunir los siguientes requisitos para crear un cemento ideal: ⁽¹⁰⁾

- I. Debe ser homogéneo al ser manipulado, para suscitar buena adhesividad entre él y las paredes del conducto una vez endurecido.
- II. Debe producir un sellado hermético.
- III. Debe ser radiopaco, para ser visualizado en las radiografías.
- IV. Las partículas del polvo deben de ser finas, para que se mezcle fácilmente con el líquido.
- V. No debe experimentar contracción después de su endurecimiento.
- VI. No debe manchar la estructura dental.
- VII. Debe ser bacteriostático o, por lo menos no facilitar el desarrollo bacteriano.
- VIII. Debe endurecer lentamente.
- IX. Debe ser insoluble ante los fluidos bucales.
- X. Debe ser bien tolerado por los tejidos, no debe provocar irritación de los tejidos periapicales.
- XI. Debe ser soluble ante los solventes comunes en caso de que sea preciso remover la obturación del conducto.

Con la finalidad de lograr el sellado ideal, surgieron diferentes cementos para la obturación de los conductos radiculares. ⁽²⁾

Entre ellos destacan las preparaciones a base de:

- A. **Óxido de zinc y eugenol:**(cemento de Ricket[®], N-Ricket[®], cemento de Grossman, FillCanal[®], EndoFill[®], Tubliseal[®]).
- B. **Hidróxido de calcio:** (Selapeax[®], Sealer 26[®], Apexit[®])
- C. **Resina:** (AH 26[®], AHplus[®], Diaket[®], Top Seal[®])
- D. **Ionómero de Vidrio:** (Ketac-Endo[®]) (Endion[®])
- E. **Silicón:** (RoekoSeal[®], GuttaFlow[®])

3.3 Cementos a base de Óxido de zinc y eugenol

Surgen en 1925, como una necesidad de reemplazar a la Cloropercha y Eucapercha, Ricket lo introdujo en 1927, este cemento manchaba mucho los tejidos dentarios por el agregado de plata, específicamente por la formación de sulfatos, para darle radiopacidad, Grossman lo reemplazo en 1936. **Fig. 2.** ^(2, 4)

Estos selladores endurecen por un proceso de quelación cuyo producto final es eugenolato de zinc. La temperatura y la humedad afecta el endurecimiento, acelerándolo. ⁽³⁾ La presencia de agua dentro de los conductos dentarios produce la hidrólisis del óxido de zinc eugenol, liberándose el zinc. ⁽²⁾

Posee efectos antimicrobianos aun luego de mezclado con una gran variedad de microorganismos, entre ellos *Enterococcus faecalis* y bacterias anaerobias. ⁽²⁾

Con respecto a la biocompatibilidad, este cemento no presenta un comportamiento favorable. Su acción sobre tejidos subcutáneos mostró la presencia de proceso inflamatorio crónico, atribuida a la presencia de eugenol libre, que actúa como depresor tisular y puede permanecer por largos periodos de tiempo. ⁽⁴⁾



Fig. 2: Cemento de Grossman (polvo-liquido)



Composición: ⁽²⁾

Polvo		Líquido	
Óxido de zinc	40,5%	Eugenol	5 ml
Resina Hidrogenada	28g	Aceite de almendras dulces	1 ml
Subcarbonato de bismuto	16g		
Sulfato de bario	15g		
Borato de sodio anhidrico	1 parte		

Propiedades físicas:

Posee un tiempo de trabajo adecuado, buen escurrimiento, buena adhesividad a las paredes dentarias y radiopacidad aceptable.

Un sellador con alta proporción de eugenol es muy irritante y con propiedades químicas y físicas deficientes. ⁽²⁾



3.4 Cementos a base de Hidróxido de Calcio

La presencia de hidróxido de calcio en su composición estimula aparentemente, la reparación apical y formación de tejido duro. Los selladores endodóncicos que contienen hidróxido de calcio se caracterizan por poseer propiedades promotoras de la calcificación y su efecto antimicrobiano. **Fig. 3** ^(10,5)

Son solubles, liberan iones OH⁻ y Ca²⁺, la liberación de iones OH⁻ se asocia a la degradación del sellador que favorece la filtración.

Poseen actividad antimicrobiana debido al pH alto, aunque no desinfectan los túbulos dentinarios contaminados con *Enterococcus faecalis*. ^(10,5)



Fig. 3: Sealapex[®] (Sybron/Kerr) (pasta-pasta)

Composición. ⁽²⁾

Óxido de calcio	25.0%
Sulfato de bario	18.6%
Óxido de zinc	6.5%
Dióxido de titanio	5.1%
Estearato de zinc	1.0%
Estas sustancias se combinan con salicilato de isobutilo, salicilato de metilo y pigmentos.	

Propiedades físicas:

Es un sellador con tiempo de trabajo y de endurecimiento muy prolongado, de 30 a 40 minutos, que se endurece en el conducto radicular en presencia de humedad. Por eso es conveniente que el conducto en el momento de la obturación esté lo más seco posible. ⁽⁴⁾ Su plasticidad y escurrimiento son adecuados, mientras que su radioopacidad es escasa. Tiene alta solubilidad por lo tanto poca estabilidad. Esa solubilidad es la que le permite liberar el hidróxido de calcio en el medio en el que se encuentra. ⁽²⁾

En contraposición a sus propiedades físico químicas razonables Sealapex® presenta excelente tolerancia tisular. Por lo que esta propiedad permite el sellado del ápice radicular por tejido mineralizado. ⁽⁴⁾



3.5 Cementos a base de Resina

Schöeder en 1954 idealizó el cemento a base de resina plástica, que es una combinación macromolecular sintética del grupo de resinas epoxi. Los cementos a base de resina se indican con frecuencia por su excelente adherencia a la dentina, y su satisfactoria capacidad de sellado marginal. Son cementos con buenas propiedades físicas y buena capacidad de sellado, así como buenas propiedades antimicrobianas.

No poseen efectos indeseables y las reacciones alérgicas locales son raras.

Es difícil desobturar un conducto sellado con un cemento a base de resina para un retratamiento, ya que forma un monobloque. Entre los cementos a base de resina, existe el AH26 que durante mucho tiempo fue ampliamente utilizado debido a sus propiedades físicas, sin embargo, la biocompatibilidad de este cemento, ha sido estudiada debido a que existe poca tolerancia de los tejidos. Ortavik & Honglo describieron el potencial mutagénico del AH26, atribuida a la liberación de formaldehído. ⁽⁴⁾

Por lo que se modificó creando el cemento AH Plus (Dentsply/ DeTrey). **Fig.4**



Fig. 4: AH Plus® (Dentsply, Maillefer) (pasta-pasta)



Composición: ⁽²⁾

Pasta A	Pasta B
Resina epóxica	Amina adamantina
Tungstenato de calcio	N,N-dibencil-5-oxanonandiamina-1,9
Óxido de zirconio	TCD-diamina
Aerosil	Tungstenato de calcio
Pigmento	Óxido de circonio
	Aerosil
	Aceite de silicone

Propiedades físicas:

Es una resina epóxi-amina, su tiempo de trabajo es, según el fabricante, de 4 horas a 23°C y el tiempo de endurecimiento de 8 horas a 37° C. , lo que la hace ideal para su obturación de piezas dentarias multirradiculares o con dificultades anatómicas.⁽⁴⁾

Su radioopacidad y adherencia a la dentina son muy satisfactorias. Posee alto escurrimiento, por lo que el conducto a obturar debe poseer un buen tope apical, con el fin de evitar la sobre obturación. Su efecto antiséptico es moderado y se mantiene hasta que inicia el endurecimiento.⁽²⁾

El cemento AH Plus no tiene unión a la gutapercha.⁽⁷⁾

A diferencia de su antecesor, el AH Plus presenta mayor biocompatibilidad , ya que la liberación de formaldehidos después del endurecimiento es mucho menor que la que presentaba el AH 26 y posee menor cantidad de sustancias tóxicas.⁽⁴⁾

3.6 Cementos a base de Ionómero de vidrio

El cemento de Ionómero de vidrio fue introducido por Wilson y Kent en 1970 como material de restauración “revolucionario” por su capacidad de adherirse a las estructuras dentarias. En 1979 se propuso como material endodóncico y en 1991 surgió el Ketac-Endo (ESPE) ⁽⁵⁾

Las principales ventajas en el uso de los cementos a base de ionomericos, son sus propiedades de adhesividad, liberación de flúor, coeficiente de expansión térmica lineal, similar al de la estructura dentaria y biocompatibilidad. También estudios relativos a la toxicidad revelaron, que los cementos a base de ionomero de vidrio antes de su endurecimiento presentaban alta citotoxicidad y que disminuían después del fraguado. ⁽⁴⁾

En 1991, lanzaron comercialmente el cemento Ketac-Endo, el cual tiene una presentación de cápsulas y requiere un aparato denominado Aplicap, que sirve para activar y aplicar el producto. El fabricante no proporciona su composición.

Fig. 5



Fig.5: Ketac- Endo (Espe GMBH& Co. Seefeld- Oberbay, Germany)



Debido a que sus componentes están contenidos en una cápsula estas deben de someterse a un vibrador con el fin de realizar la mezcla. ⁽²⁾

Se coloca la cápsula en el dispositivo activador y se presiona para liberar los componentes, a continuación se coloca en el mezclador con 4. 300 vibraciones por minuto, donde debe permanecer durante 10 segundos.

Por lo que su manipulación es difícil debido a la necesidad de implementos especiales para prepararlo. ⁽⁴⁾

Propiedades físicas:

El tiempo de trabajo, incluye la preparación del material, que es de 33 minutos a 23° C en el 50% de humedad relativa. Con estas condiciones ambientales el tiempo de endurecimiento es de 90 minutos, siendo que ese tiempo disminuye cuando aumentan la temperatura y la humedad. ⁽⁴⁾

Los cementos de ionómero de vidrio tienen varios atributos sobre los otros cementos endodóncicos respecto a sus propiedades físico químicas en especial el sellado marginal, debido a que se unen de manera adhesiva a la estructura dental y tienen la capacidad de reducir la filtración de los líquidos bucales a la interface cemento-diente. A su vez estos cementos liberan flúor por un período indefinido de tiempo. Estudios realizados mostraron alta solubilidad en las primeras horas después del endurecimiento. El cemento no presenta actividad antimicrobiana. ⁽²⁾



3.7 Cementos a base de Silicón

La silicona es un material inerte y biocompatible. Ha sido muy utilizado en odontología como material de impresión dental. ⁽⁶⁾

Según Ortavik menciona que: “Los materiales de polidimetilsiloxano se utilizan desde hace muchos años en la odontología, por lo que poseen una buena adaptabilidad a los espacios y baja absorción de agua por lo cual no se distorsionan, además son biocompatibles”. ⁽⁷⁾

El uso más frecuente del polidimetilsiloxano se prefiere para la toma de impresiones por la escasa alteración dimensional y baja absorción de agua. También se usan en prótesis bucomaxilofaciales para corregir deformaciones en razón de sus buenas propiedades físicas y como implantes subperiostales por su biocompatibilidad. ⁽⁴⁾

Tipos de siliconas:

Silicón C: Silicón que polimeriza por condensación. Provoca reacciones inflamatorias medianamente irritantes en un primer momento que a largo plazo desaparecen. Ya que liberan etanol durante su endurecimiento.

Silicón A: Silicón que polimeriza por adición. Es más estable dimensionalmente, se ha utilizado junto con la técnica termoplástica y de condensación lateral brindando mejores propiedades biológicas que los cementos a base de hidróxido de calcio y de resina epoxi. ⁽⁵⁾



Características de los silicones.

1. La estructura química de los siloxanos produce mayores cadenas polimerizables, dando al material, mayor resistencia al desgaste, menor rigidez y mejor capacidad de reproducción de detalles.
2. La naturaleza tixotrópica de este material le permite buena fluidez.
3. Su vida útil en almacén es mayor de dos años, y se puede prolongar si se almacena en ambiente seco y frío. ⁽⁵⁾

Por poseer una buena tolerancia tisular en la silicona y su capacidad de sellar en presencia de humedad es que se han seleccionado para la obturación de conductos radiculares. ⁽⁴⁾

Según el fabricante los selladores a base de silicón proporcionan un buen sellado apical, son insolubles, biocompatibles, tienen una cierta capacidad de expansión tras el fraguado y una gran fluidez. ⁽¹¹⁾



3.8 RoekoSeal®

Es un sellador de conductos radiculares a base de silicona. Tanto sus propiedades físicas como químicas le proporcionan gran hermeticidad y biocompatibilidad. ⁽¹⁾

El RoekoSeal® se puede encontrar en dos diferentes presentaciones: automix (jeringa dispensadora) y en single dose (sobres con dosis única). No contiene eugenol, es muy radiopaco e insoluble. Según el fabricante fluye con facilidad y rellena los conductos laterales y túbulos dentinarios. **Fig.6**

El fabricante menciona que es un excepcional sellador de conductos radiculares, cumple con las propiedades físicas y químicas requeridas para los selladores. Entre sus excelentes propiedades se encuentran buena fluidez, buena estabilidad dimensional y biocompatibilidad.

Al cemento RoekoSeal® se le han realizado pruebas sobre efectos mutagénicos las cuales resultaron negativas. ⁽¹¹⁾

Sin embargo, Saleh y cols. Realizaron una investigación en la cual vieron que este sellador no penetra dentro de los túbulos dentinarios y aberturas de los mismos, la remoción del barro dentinario no mejora la adhesión del sellador a las paredes del conducto. ⁽¹⁾

Su desventaja principal es que carece de un efecto antibacteriano, ya que se ha demostrado su acción limitada contra *Enterococcus Faecalis*. También se debe de tener presente que el calor acorta su tiempo de trabajo.

No se adhiere a la dentina químicamente y no se debe de utilizar en dientes temporales por qué no se reabsorbe. Hasta la fecha se desconocen efectos secundarios. Boullaguet y cols. Evaluaron la citotoxicidad un vitro a las 24, 48 hrs y 7 días de 4 selladores entre ellos RoekoSeal®, llegando a la conclusión que el material a base de silicón es el que posee la citotoxicidad más baja.

Por otra parte Schwarze y cols. Determinaron de forma in vitro por un periodo de un año, que el cemento a base de silicón no altera de forma importante el metabolismo celular, también consideran que es menos citotóxico que los cementos a base de óxido de zinc y eugenol. ⁽¹⁾



Fig. 6: RoekoSeal[®] (Whaledent/ Coltene, Alemania)

RoekoSeal Automix[®]

Es una jeringa de doble cámara, donde se colocan y se mezclan cantidades iguales de la pasta base y del catalizador, de forma homogénea y sin formar burbujas. **Fig. 7**⁽⁴⁾



Fig. 7: RoekoSeal Automix[®] presentación^(fd)

Composición:⁽¹²⁾

Componentes A	Componentes B
Polidimetilsiloxano	Acido hexacloroplatinico
Aceite de silicón	Dióxido de zirconio



Según el fabricante: ⁽¹²⁾

Indicaciones:

Obturación permanente de conductos radiculares.

Propiedades:

- Consta de dos componentes, que la boquilla mezcladora combina automáticamente, en proporción 1:1, para suministrar un sellador listo para usar y exento de burbujas de aire.
- No contiene eugenol.
- Fluye con facilidad y rellena los canales laterales y túbulos de la dentina.
- Es muy radiopaco.
- En vez de contraerse, se dilata ligeramente (2%).
- Tiene un tiempo de manipulación de 30 minutos (el calor acorta este plazo).
- Tarda entre 45-50 minutos en endurecerse.
- Es sumamente biocompatible.
- Cumple con las especificaciones de ISO 6876: 1986.

Instrucciones de uso: ⁽¹²⁾

*Una vez realizada la preparación biomecánica del conducto radicular hay que rellenar los conductos con RoekoSeal combinado con gutapercha.

*Según el fabricante es extraordinariamente biocompatible y carece de un efecto antibacteriano.

*El material se endurece, cual fuere la temperatura o humedad ambiental.

*El material fluye hasta rellenar los túbulos más pequeños de la dentina gracias al tamaño reducido de su granulometría (<0,9 um).

*Por su fluidez excelente, basta con aplicar una cantidad pequeña de sellador (1gota).

*El material se endurece al cabo de 45-50 minutos.



*El calor acorta el tiempo que permite trabajar el producto. Al utilizar sistemas térmicos como el Thermafil, el tiempo útil para realizar la aplicación se reduce a 3 minutos aproximadamente.

*No se contrae, ya que se dilata ligeramente (0.2%), y permanece elástico (consistencia de caucho) una vez endurecido.

Instrucciones para retratamiento:

El RoekoSeal[®] no se adhiere químicamente a la dentina. Al utilizarlo combinado con puntas de gutapercha, para extraer el material del conducto radicular, basta con utilizar algunas de las técnicas convencionales, como el uso de limas rotatorias tipo Peeso, Gates y solventes tales como el xilol o cloroformo.

Efectos secundarios:

No se conocen.

Almacenamiento y manipulación:

- Protegerlo de los rayos UV
- Almacenarlo entre 18°C Y 24 ° C



El Dr. Leonardo menciona en un estudio realizado por Geongoglu et al. comprobaron que el RoekoSeal[®] presenta capacidad selladora significativamente superior a la del cemento de Grossman, además de una buena adaptación a las paredes del conducto radicular y de llenar adecuadamente los espacios entre los conos de gutapercha y las paredes dentinarias. En tejido subcutáneo el cemento produjo reacción inflamatoria moderada en los períodos de 24 horas a siete días, siendo que a los treinta días la inflamación se hizo crónica. ⁽⁴⁾

Roeko Seal contiene dióxido de zirconia, que probablemente le proporciona radiopacidad, ya que posee valores similares a los cementos que contienen óxido de zinc y eugenol. ⁽⁴⁾



3.9 Normas

En 1983, la American National Standards Institute/ American Dental Association (ANSI/ADA) estableció una serie de normas y pruebas para evaluar las propiedades fisicoquímicas de los cementos selladores de conductos radiculares, la especificación numero 57. La cual fue revisada en el 2000 y se le incluyeron las pruebas de grosor de película, tiempo de trabajo, fluidez, radiopacidad, solubilidad y cambio dimensional. ⁽²⁰⁾

3.9.1 ANSI/ADA núm. 57

Norma número 57 para cementos selladores de conductos radiculares. Aprobada el 30 de mayo de 1983. Esta y otras especificaciones fueron formuladas con ayuda del American Standards Committee for Dental Materials, Instruments and Equipment. (Comité Americano de Estándares para Materiales Dentales, Instrumental y Equipos.)

Las propiedades físicas estudiadas en dicha norma son: tiempo de trabajo, fluidez, grosor de película, tiempo de endurecimiento, estabilidad dimensional, solubilidad y desintegración. ⁽¹³⁾

Debido a que dicha norma fue propuesta en el año 1983 decidimos utilizar una norma mas reciente, por lo que empleamos y seguimos los estándares utilizados según ISO 6876:2001.



3.9.2 ISO 6876

Dental root canal sealing materials 2001

International Standard ISO 6876

Fue publicada por primera vez en 1986 y existen ciertas variaciones entre esta norma y la publicada por ANSI/ADA 57. Las cuales son: ⁽¹⁴⁾

1. La clasificación fue cambiada, ya que la ANSI/ADA núm. 57 no presenta la propiedad física de radiopacidad entre sus pruebas.
2. Materiales que no endurecen no entran en esta norma.
3. Las pruebas para fluidez, tiempo de trabajo y tiempo de endurecimiento fueron modificadas, en la cantidad de material empleado para realizar las pruebas, se utiliza una cantidad menor para ISO 6876.
4. Una nueva prueba para determinar cambio dimensional fue añadida.

Dichas norma evalúan las propiedades físicas de los cementos las cuales son:

1. Fluidez
2. Tiempo de trabajo
3. Grosor de película
4. Tiempo de endurecimiento
5. Cambio Dimensional
6. Solubilidad y Desintegración
7. Radiopacidad



IV. Planteamiento del problema

En la búsqueda del éxito en un procedimiento endodóncico es necesario tomar en cuenta varios aspectos, desde la anatomía radicular, el acceso, trabajo biomecánico así como la eliminación de bacterias con una irrigación eficaz y la ayuda de un buen irrigante. Siendo de gran importancia obtener una obturación tridimensional de los conductos radiculares para lo cual es necesario el empleo de materiales de relleno tales como la gutapercha y el uso de un cemento el cual va a cumplir la función de llenar espacios que la gutapercha no alcance a sellar, con la finalidad de obtener un sellado hermético para evitar filtraciones y garantizar un tratamiento exitoso. Motivo por el cual surge la demanda de mejores materiales para la obturación de conductos; existen en el mercado diversos cementos realizados a base de fórmulas químicas de cementos de uso dental, a base de óxido de zinc y eugenol, hidróxido de calcio, resina, ionómero de vidrio, y silicón, los cuales nos han permitido con ciertas ventajas cumplir la finalidad deseada en el área endodóncica.

Los cementos a base de Silicón, tienen entre sus propiedades físicas buena fluidez, buena estabilidad dimensional y biocompatibilidad. Sin olvidar que todos los cementos se encuentran bajo estricta supervisión por parte de la ADA (American Dental Association) en cuanto a sus propiedades físicas.

El fabricante menciona que tiene propiedades físicas adecuadas en cuanto a su tiempo de trabajo, fluidez, tiempo de endurecimiento, grosor de película, cambio dimensional, solubilidad y radiopacidad.

Como sabemos todos los materiales se encuentran bajo estricta supervisión ya sea por la Norma de la ANSI/ADA o la ISO, en cuanto a cumplir con las propiedades físicas de cada material.



V. Justificación

Debido a la creciente demanda de mejores materiales de obturación del sistema de conductos nos enfocaremos en los cementos fabricados a base de Silicón para el estudio de sus propiedades físicas, para encontrar si cumple con las especificaciones señaladas por la norma y comparar los resultados con los expresados según el fabricante tales como; extremadamente biocompatible, baja expansión, adhesión mecánica a las paredes de los conductos, desobturación fácil, permitiendo retratamientos, no contiene eugenol y altamente radiopaco para una excelente evaluación radiográfica.

El cemento sellador RoekoSeal[®] hecho a base de Polidimetilsiloxano y aceite de Silicón, manufacturado por la casa comercial Coltène Whaledent ha demostrado ser un excelente material para la obturación de conductos radiculares, motivo por el cual nos interesaría estudiar y comparar las propiedades físicas (tiempo de trabajo, fluidez, grosor de película, tiempo de endurecimiento, estabilidad dimensional, solubilidad y desintegración) siguiendo los métodos establecidos por la norma ISO 6876:2001, por ello este estudio experimental se llevará a cabo para comprobar las propiedades físicas del cemento RoekoSeal[®].



VI. Materiales y método

6.1 Material:

- Cemento sellador RoekoSeal®.
- 6 Losetas de vidrio de dimensiones mínimas.
- Un peso de 100g.
- Un cronómetro.
- Un peso de 15Kgf (Kilogramos- fuerza).
- Un vernier.
- Tres moldes cilíndricos separables de 12 mm de alto y 6 mm de ancho hechos de acero inoxidable.
- Dos moldes de anillo con hendiduras, 1.5 mm de grosor y 20 mm de diámetro interno.
- Una jeringa hipodérmica graduada.
- Un micrómetro o un instrumento de medición similar. (Mitutoyo)
- Gabinete mantenido a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y una humedad relativa de no menos del 95%.
- Una aguja tipo Gillmore.
- Prensas en forma de C.
- Papel filtro Whatman No. 41.
- Hojas de polietileno.
- Lija de papel de 600 granos.
- Un horno a 110°C .
- Agua bidestilada.
- Un alambre cilíndrico de 0.5 mm.
- Una báscula. (Ohaus)
- Desecador con pentóxido de fósforo.
- Radiografía oclusal.
- Aparato de rayos X. (Corix Plus)
- Escalera de densidad de Al.
- Computadora y programa imagej.softonic.com para conocer escala de colores.

6.2 Metodología

6.2.1 Fluidez

1. Se mezcló el cemento según las instrucciones del fabricante obteniendo un volumen de 0.5 ml del material, el cual se colocó con ayuda de una jeringa graduada (**Fig. 8**) sobre una loseta de vidrio con dimensiones mínimas de 40 mm x 40mm y aproximadamente 5 mm de espesor, (**Fig. 9**) y una masa de 20 g.

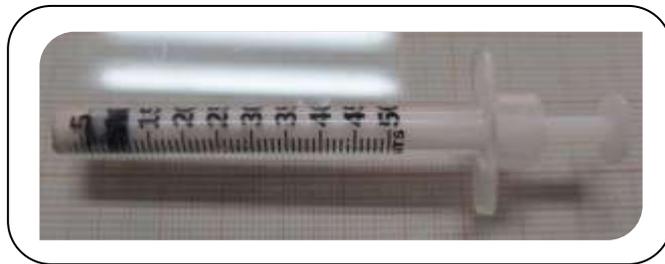


Fig. 8: Jeringa graduada con 0.5 ml del material.^(Fd)

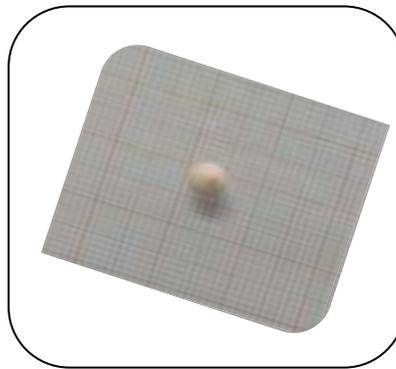


Fig. 9: Material sobre la loseta^(Fd)

2. A los 180 +/- 5 seg., se tomó otra loseta que fue colocada cuidadosamente y centralmente en la parte de arriba del material suavemente, agregándole el peso para hacer un total de 120 ± 2 g. (**Fig. 10**)

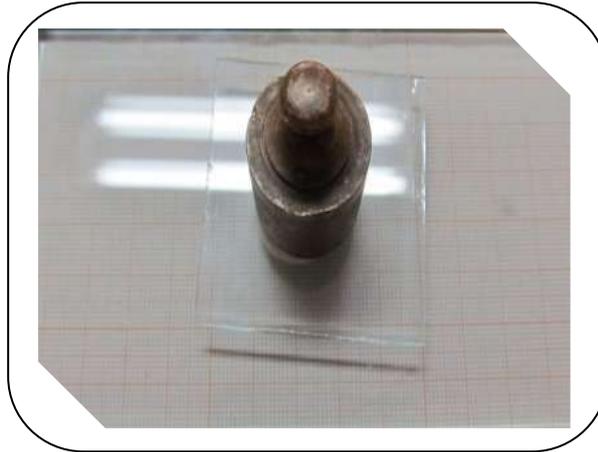


Fig. 10: Segunda loseta de 20 g más peso de 100g colocada sobre el cemento.^(Fd)

- Después de 10 min. del comienzo de la mezcla, el peso se retiró para sacar el promedio de los diámetros mayores y menores del disco comprimido del material registrado. (**Fig.11**)
- Los diámetros mayores y menores no deben tener una diferencia de 1mm, si el disco no está uniformemente circular o si no están dentro de 1mm se repetirá la prueba.



Fig. 11: Diámetro formado después de retirar el peso a los 10 min^(Fd)

- El promedio de tres determinaciones deberá tomarse y los resultados expresados lo más cercano a milímetros deben tomarse como la fluidez del material.

6.2.2 Tiempo de trabajo

1. Se mezcló el cemento según las instrucciones del fabricante obteniendo un volumen de 0.5 ml del material (**Fig. 12**), el cual se colocó con ayuda de una jeringa graduada (**Fig. 13**) sobre una loseta de vidrio con dimensiones mínimas de 40 mm x 40mm y aproximadamente 5 mm de espesor, teniendo una masa de 20 g.



Fig. 12: 0.5 ml del material mezclado. ^(Fd)

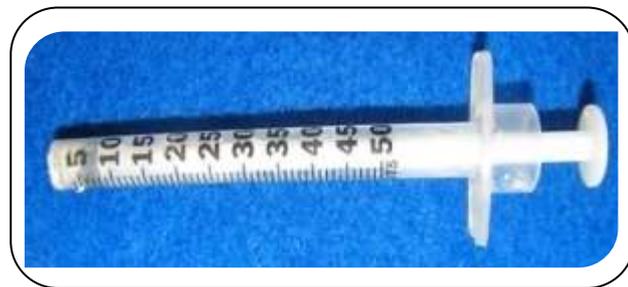


Fig. 13: Jeringa graduada con 0.5 ml del material. ^(Fd)

2. A los 180 +/- 5 seg., se tomó otra loseta la cual fue colocada cuidadosamente centrada en la parte de arriba del material suavemente, al igual que la masa de 100g (**Fig. 14**), formando un total de 120g centrados cuidadosamente.



Fig. 14: Peso de 120g sobre el cemento mezclado. ^(Fd)

3. Se tomó el lapso de tiempo desde el comienzo del mezclado hasta obtener el tiempo en que se obtuvo el diámetro 10% menor al de fluidez. (**Fig. 15**)

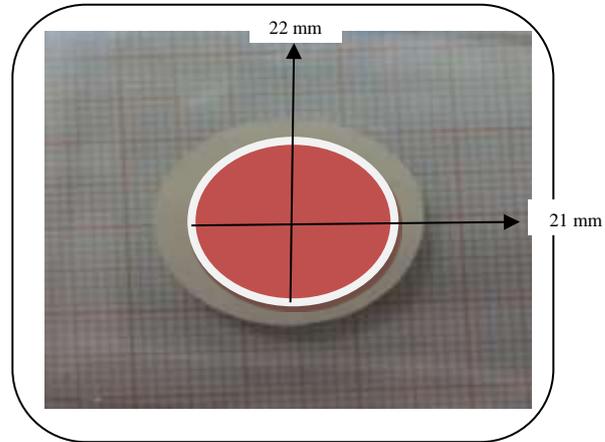


Fig.15: Diámetro obtenido en fluidez. ^(Fd)

4. Se realizará tres veces y el resultado expresado es cuando el diámetro del espécimen sea menor que el 10% del valor de fluidez. El tiempo de trabajo será determinado.

6.2.3 Grosor de película.

1. Se requirió de dos placas de vidrio lisas con superficie de contacto de aproximadamente 200 mm^2 , que fueron medidas con un micrómetro (**Fig. 16**), obteniendo la primer medida, sin cemento. Se colocó una porción del material mezclado de acuerdo a las instrucciones del fabricante en el centro de una loseta de vidrio (**Fig. 17**) y se colocará la segunda loseta de vidrio centrada sobre el cemento sellador. (**Fig.18**)

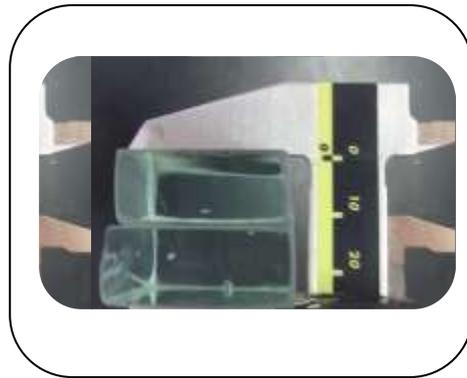


Fig. 16: Medición de las dos placas de vidrio sin cemento.^(Fd)

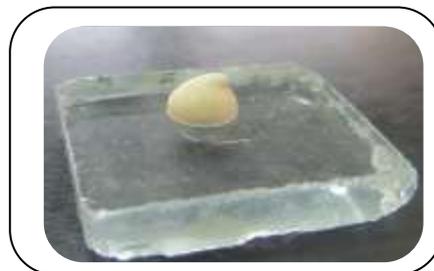


Fig. 17: Se colocó 0.5 ml del material mezclado.^(Fd)



Fig. 18: Se centró la segunda placa de vidrio sobre el cemento.^(Fd)

2. A los 3 min +/- 10 seg. después de comenzar la mezcla, se aplicó cuidadosamente los 15 Kgf verticalmente sobre la placa de vidrio superior (**Fig. 19**), asegurándose que el material rellene toda el área entre las dos placas de vidrio.



Fig. 19: Se colocaron a los 3 minutos 15Kgf sobre las placas de vidrio. ^(Fd)

3. Diez minutos después del comienzo de la mezcla, se retiró la carga y se midió el grosor de las 2 placas de vidrio y la película interpuesta del cemento sellador. (**Fig. 20**)

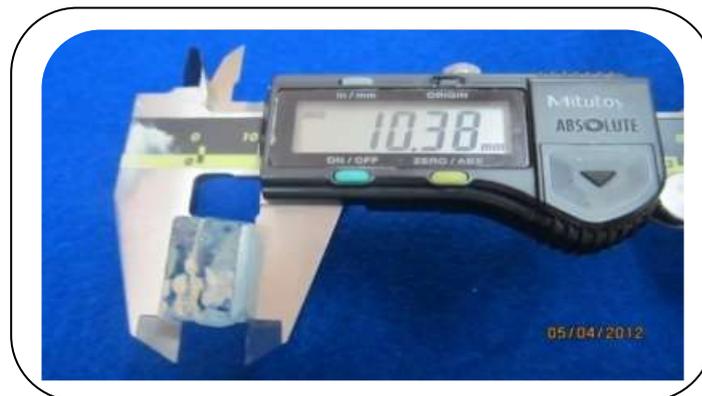


Fig. 20: Midiendo el grosor de las dos placas de vidrio con el cemento interpuesto. ^(Fd)



4. La diferencia en grosor de las dos placas de vidrio con o sin el cemento sellador es el grosor de la película. Se tomará el promedio de tres (3) mediciones, las más cercanas a 5 μm serán tomadas como el grosor de la película del material.

6.2.4 Tiempo de endurecimiento

1. Se ocuparon moldes con diámetro interno de 10 mm y un grosor de 2 mm. Los cuales se colocaron sobre una loseta, fueron llenados con el cemento, el cual fue mezclando según las instrucciones del fabricante (**Fig. 21**), los moldes se llenaron al nivel de la superficie.



Fig. 21: Moldes con diámetros internos de 10 mm y grosor de 2 mm, rellenos con cemento. ^(Fd)

2. Previamente se colocaron los moldes sobre un bloque de metal con un tamaño mínimo de 8 mm x 20 mm x 10 mm el cual ha sido acondicionado a 37°C en la cabina de humedad (Fig. 22), cuando pasaron 120 +/- 10 seg. después de comenzar la mezcla fueron llevados los moldes dentro de la cabina. (Fig. 23)



Fig.22: Cabina de humedad controlada a 37° C. ^(Fd)



Fig.23: Muestra llevada a la cabina. ^(Fd)

3. Cuando el tiempo de endurecimiento establecido por el fabricante se aproximó, cuidadosamente se bajó la aguja tipo Gillmore verticalmente sobre la superficie horizontal del material (**Fig. 24**) el cual todavía estaba en la cabina a 37°C y 95% de humedad.



Fig.24: Se baja la aguja tipo Gillmore verticalmente sobre la muestra a los 50 minutos establecidos por el fabricante como tiempo de endurecimiento.^(Fd)

4. Como el tiempo de fraguado es aproximado se repitió la colocación de la aguja tipo Gillmore a intervalos de 1% del tiempo que ha pasado desde el comienzo de la mezcla, hasta que no se formó una indentación de la aguja en el material. (**Fig. 25**)



Fig. 25: No se observan indentaciones sobre la superficie del material.^(Fd)



5. El tiempo de endurecimiento debe ser registrado como el tiempo que ha pasado entre el comienzo de la mezcla y el tiempo en el cual la indentación de la aguja tipo Gillmore cese de ser visible en la superficie del material. Tres (3) mediciones no deben diferir por más de +/- 5%. El promedio de estas tres determinaciones debe tomarse en el tiempo de fraguado.

6.2.5 Cambio dimensional

1. Se utilizaron moldes cilíndricos separables de 12 mm de alto y 6 mm de ancho hechos de acero inoxidable u otro metal similar (**Fig. 26**), fueron llenados con un ligero excedente del material mezclado de acuerdo a las instrucciones del fabricante y presionados con la hoja de polietileno y la otra placa de vidrio por arriba del material. (**Fig. 27**)

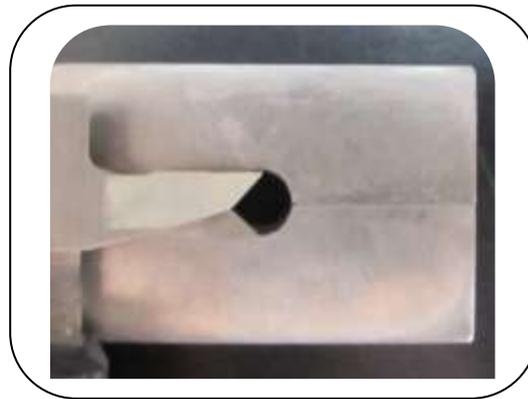


Fig. 26: Moldes cilíndricos separables de 12 mm de alto y 6 mm de ancho, hechos de acero inoxidable. ^(Fd)

2. Se colocaron los moldes sobre una delgada hoja de polietileno y estos por debajo una loseta.



Fig.27: Moldes llenados con cemento y presionados con hojas de polietileno y loseta.^(Fd)

3. El molde y las placas de vidrio deben mantenerse juntos firmemente con una prensa en forma de C, 5 minutos después de comenzar la mezcla.

(**Fig. 28**)



Fig.28: Prensa en C presionando el molde con el cemento.^(Fd)

4. El molde con el cemento y la prensa fueron transferidos a una atmósfera de $95 \pm 100\%$ de humedad relativa a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. (**Fig. 29**) Para materiales que tienen tiempo de fraguado de moderado a corto (2 horas \pm 10 minutos) debe permitirse tres veces el tiempo de fraguado medido antes de remover las muestras del molde.



Fig. 29: Cabina a $95 \pm 100\%$ de humedad y $37 \pm 1^\circ\text{C}$ (Fd)

5. Inmediatamente después de que el material fraguó, los extremos de los especímenes fueron pulidos de atrás y adelante con una lija de papel de 600 granos.
6. El espécimen fue removido del molde, y se midió con una precisión de $10\mu\text{m}$. (**Fig. 30**) Posteriormente fue almacenado en agua bidestilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, durante treinta (30) días después de que la muestra se hizo (**Fig.31**) y se volvió a medir con una precisión de $10\mu\text{m}$. (**Fig.31**)



Fig.30 Medición de la muestra, antes del almacenamiento en agua bidestilada. (Fd)

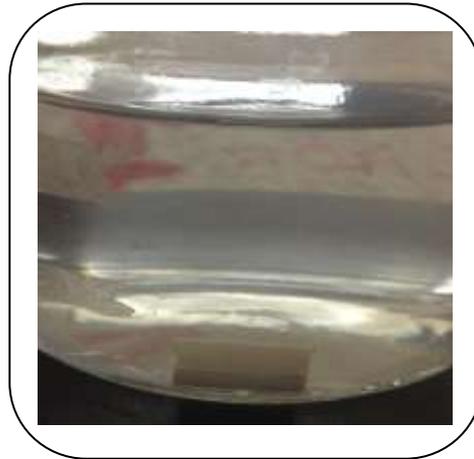


Fig.31: Almacenamiento de la muestra por 30 días. ^(Fd)



Fig. 32: En la cabina permanecieron las muestras a 37 ± 1 °C, durante treinta (30) días y se volvieron a medir los especímenes. ^(Fd)

6.2.6 Solubilidad y Desintegración

1. Se colocaron dos moldes de anillo con hendiduras, 1.5 mm de grosor y 20 mm de diámetro interno sobre una delgada hoja de polietileno y estos sobre la loseta de vidrio (**Fig. 33**) y se llenaron con un ligero exceso del material, mezclado de acuerdo a las instrucciones del fabricante. (**Fig. 34**)



Fig. 33: Molde con medidas de 1.5 mm de grosor y 20 mm de diámetro interno, se le adaptó un alambre.^(Fd)

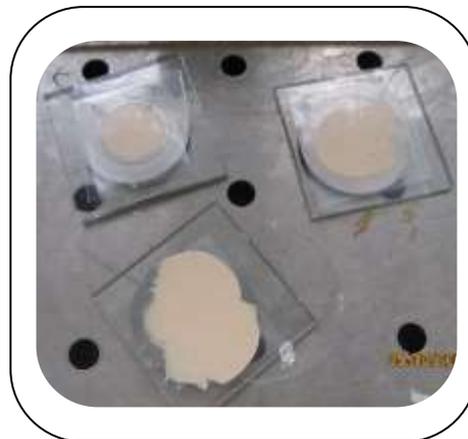


Fig. 34: Los moldes fueron rellenos y colocados sobre una hoja de polietileno y la loseta.^(Fd)

2. Se insertó un alambre de acero inoxidable, de un diámetro aproximado de 0.5 mm con un peso de cerca de 0.001 g dentro del molde y se presionó con la otra loseta con la hoja de polietileno sobre el extremo del material.
3. Se colocaron los moldes llenos junto con el alambre, en la cabina por un periodo de tiempo del 50% mayor que el tiempo de endurecimiento, es decir 75 min. (**Fig. 35**)



Fig. 35: Los modelos fueron llevados a una cabina a 37°C por 75 min. ^(Fd)

4. Se removieron los especímenes del molde (**Fig. 36**) y después de remover cualquier resto o partícula perdida, se registró la masa neta de cada uno, lo más cercano a 0.001 g. (**Fig.37**)

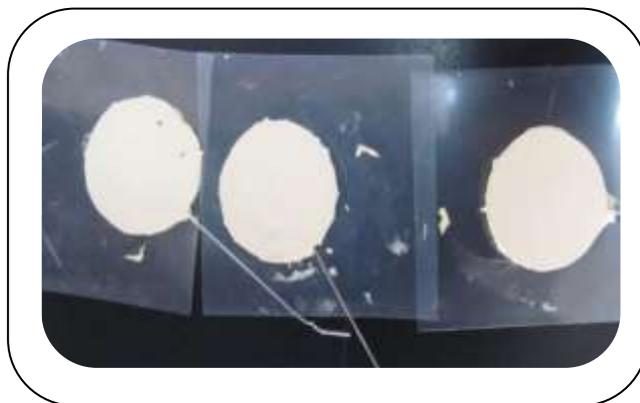


Fig. 36: Muestras sin los moldes. ^(Fd)

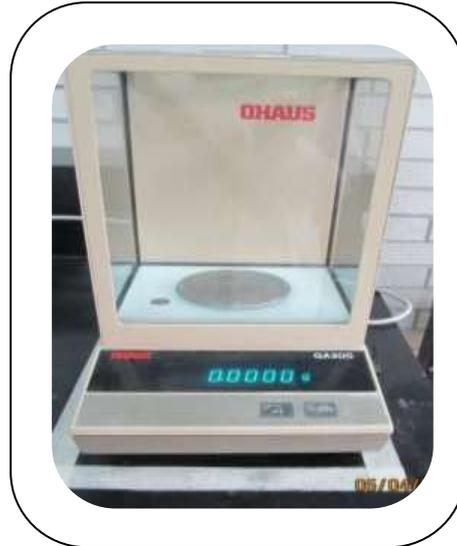


Fig. 37: Se pesaron los especímenes lo más cercano a 0.001 g. ^(Fd)

5. Se suspendieron cada uno de los especímenes en un frasco de tal manera que no toque las superficies de vidrio, y se añadieron 50 ± 1 ml de agua bidestilada (**Fig. 38**), se selló el frasco y fueron almacenados en el gabinete a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 hrs. (**Fig. 39**)



Fig. 38: Colocación de los especímenes suspendidos dentro de los frascos con 50 ml de agua bidestilada. ^(Fd)



Fig. 39: Fueron almacenados en el gabinete a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 horas. ^(Fd)

- Después remover los especímenes, se enjuagaron con una pequeña cantidad de agua bidestilada para remover el exceso de agua. **(Fig. 40)**

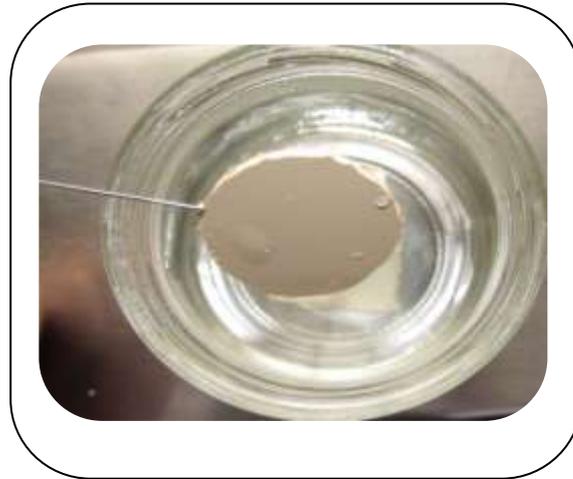


Fig. 40: Se enjuagaron los especímenes. ^(Fd)

- Se revisa el fondo de los frascos para ver si se encuentran partículas que nos indiquen que existió desintegración de los especímenes. **(Fig. 41)**



Fig. 41: No hay muestras de partículas dentro del frasco.^(Fd)

8. Se almacenaron los especímenes en un horno con una temperatura de 110°C durante 30 minutos (**Fig. 42**) con la finalidad de evaporar el agua restante sobre los especímenes sin desecarlos y evitar tomar las muestras con las manos, solo de los alambres. (**Fig. 43**)



Fig. 42: Horno a 110 °C ^(Fd)

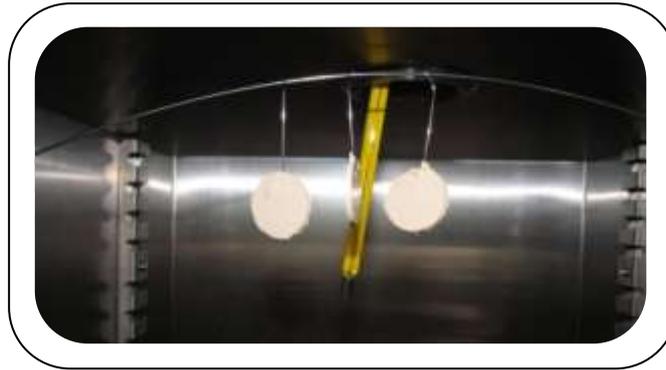


Fig. 43: Se colocaron las muestras dentro del horno por 30 minutos.^(Fd)

9. Después del horno, se tomaron los especímenes y fueron llevados a un desecador sobre pentóxido de fósforo u otro desecante por 30 minutos (**Fig. 44**) y volvieron a pesar lo más cercano a 0.001 g. (**Fig. 45**)



Fig. 44: Muestras dentro del desecador por 30 minutos.^(Fd)



Fig. 45: Se volvieron a pesar las muestras.^(Fd)

10. El promedio perdido en masa de cada par de muestras, expresado como el porcentaje de la masa original del material, debe ser registrado lo más cercano a 0.1 % como la solubilidad del material, el cual no debe de exceder 3% de masa.

6.2.6 Radiopacidad.

1. Se ocupó un molde de anillo con diámetro interno de 10 mm y 1 mm de ancho (**Fig. 46**). Se colocó el cemento dentro del molde y presionó contra una hoja de polietileno con la finalidad de obtener un modelo de 1 mm de espesor.



Fig. 46: Molde de anillo con diámetro interno de 10 mm y 1 mm de ancho. ^(Fd)

2. Se colocaron los especímenes, en la cabina por un periodo de tiempo igual a tres (3) veces el tiempo de endurecimiento medido. (**Fig. 47**)



Fig. 47: Moldes con el cemento mezclado y llevado a la cabina por tres veces el tiempo de endurecimiento. ^(Fd)

3. Se posicionó el espécimen en el centro de una radiografía oclusal y se colocó junto a la escalera graduada en mm de Aluminio. Se incidió un rayo a 65 ± 5 Kv a una distancia de 300mm. (**Fig. 48**)



Fig. 48: Radiografía oclusal, con la muestra más la escalera graduada de Al. ^(Fd)



4. Se procedió a revelar y fijar la radiografía (Fig. 49), se comprobó la densidad de la imagen y la de la escalera de aluminio, con la ayuda del programa de computación Image J (15) para valorar la escala de grises presentes en la imagen y poder compararlos con la densidad de Al.



Fig. 49: Radiografía revelada. ^(Fd)



6.3 Tipo de estudio.

Experimental

6.4 Variables de estudio.

- Variable independiente: cemento RoekoSeal®.

- Variable dependiente: las pruebas físicas de tiempo de trabajo, fluidez, grosor de película, tiempo de endurecimiento, estabilidad dimensional, solubilidad y desintegración según la norma número ISO 6876:2001



VII. Recursos

7.1 Recursos humanos.

Directora tesina; Esp. Brenda Ivonne Barrón Martínez.

Alumna; Daniela Ivet Martínez Silva.

Personal del Laboratorio Materiales Dentales, DEPeI de la UNAM; D.C.Q Carlos Andrés Álvarez Gayosso. Maestro en Odontología Jorge Guerrero Ibarra. Doctor en Ciencias Odontológicas Humberto Federico Barceló Santana.

7.2 Recursos Materiales

- Instrumental proporcionado por el Laboratorio de Materiales Dentales de DEPeI UNAM.
- Cemento RoekoSeal® proporcionado por la casa comercial Coltène Whaledent.

7.3 Recursos Financieros.

- De la casa comercial Coltène Whaledent quien nos proporcionará los cementos selladores para poder realizar dicha investigación.
- Recursos propios.



VIII. RESULTADOS

Fluidez

Según la norma ISO 6876:2001 los discos formados deben de presentar un diámetro mayor a 20 mm, se tomaron tres determinaciones de las muestras realizadas y se sacó el promedio de los tres especímenes, obteniendo los siguientes diámetros: **22.32mm y 22.36 mm** cumpliendo con las especificaciones de la norma. (**Tabla 1** Fluidez)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>FLUIDEZ</i>	Ancho 23.44mm Largo 23.41mm	Ancho 21.86mm Largo 21.75mm	Ancho 21.68mm Largo 21.92mm	Ancho 22.32mm Largo 22.36mm

Tiempo de Trabajo

Según la norma ISO 6876:2001 el tiempo de trabajo establecido no debe ser menor que el 10% del tiempo de trabajo establecido por el fabricante el cual es a los 28.7 min. A una temperatura ambiente, ya que el calor acorta el tiempo de trabajo. (**Tabla 2** Tiempo de Trabajo)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>TIEMPO DE TRABAJO</i>	28.5 min	28.2 min	29.5min	28.7 min



Grosor de Película

Según la norma ISO 6876:2001 los cementos selladores deben de tener un grosor no mayor a 50 μm . para obtener los resultados se sacaron tres determinaciones, obtenidas entre la medida final y la medida inicial de las losetas con el cemento, dándonos como promedio **13.3 μm** . por lo que se cumple la norma ya que en ninguna prueba el grosor de los especímenes fue mayor a 50 μm . (**Tabla 3** Grosor de Película)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>GROSOR DE PELICULA</i>	Inicial 10,370 μm Final 10,380 μm Diferencia : 10 μm	Inicial 10,370 μm Final 10,390 μm Diferencia: 20 μm	Inicial 10,370 μm Final 10.380 μm Diferencia: 10 μm	Promedio del grosor de película: 13.3 μm



Tiempo de Endurecimiento

Según la norma ISO 6876:2001 para cementos que tienen un tiempo de endurecimiento mayor a 30 minutos, el tiempo medido debe de cumplir el tiempo establecido por el fabricante, el cual es entre 40-50 minutos, según el fabricante el material permanece elástico teniendo consistencia de caucho. Realizamos tres pruebas en la primera observamos a los 50 minutos indentaba la aguja tipo Gillmore sobre el material por lo que se esperó hasta los 55 minutos cuando no se observó ninguna indentación, y el material se veía elástico.

La segunda y tercer muestra a los 50 minutos no indentó y permaneció elástico.

La norma es para cementos que endurecen, y este material permanece con consistencia de caucho, por lo que si nos apegamos a lo dicho por la norma, no cumple. (**Tabla 3** Tiempo de Endurecimiento)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIO
<i>TIEMPO DE ENDURECIMIENTO</i>	55 min, material elástico.	50 min material elástico.	50 min material elástico.	49.6 min



Cambio Dimensional

Según la norma ISO 6876:2001 los cementos no deben de exceder el 1.0% en contracción o el 0.1% en expansión, según el fabricante su producto no sufre contracción al contrario se dilata ligeramente un 2% los primeros 30 días.

Se realizaron pruebas en tres especímenes los cuales fueron medidos en el día uno y a los treinta días de haber sido realizados.

Las muestras 2 y 3 no cumplen con la norma, que indica que los cementos no deben de exceder el 1.0% en contracción.

El promedio de las tres muestras después de 30 días fue: pérdida de la muestra de 0.09 mm por lo que se contrajo un **0.85%** el cual no rebasa el 1.0% de contracción que indica la norma. (**Tabla 4** Cambio Dimensional)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>CAMBIO DIMENSIONAL</i>	Muestra inicial: 11.43 mm	Muestra inicial: 11.24 mm	Muestra inicial: 10.74mm	Promedio de las
	Muestra 30 días: 11.40 mm	Muestra 30 días: 11.10 mm	Muestra 30 días: 10.63mm	diferencias: 0.09 mm
	Diferencia: 0.03 mm	Diferencia: 0.13mm	Diferencia: 0.11 mm	Contracción promedio:
	Contracción: 0.27%	Contracción: 1.25%	Contracción: 1.03%	0.85%



Solubilidad y Desintegración

Según la norma ISO 6876:2001 los cementos no deben exceder el 3 % de masa perdida para solubilidad y en desintegración no debe de mostrarse evidencias de restos de partículas al examen visual en las pruebas.

En desintegración no se encontró al examen visual restos de partículas disueltas dentro del frasco durante las 24 horas, después de haber sido enjugadas con agua bidestilada.

En solubilidad se realizaron pruebas en tres especímenes los cuales fueron pesados, obteniendo peso inicial y peso final a las 24 horas dándonos como resultado el porcentaje de masa perdida, lo más cercano a 0,1%. Para pasar la prueba no debe de exceder el 3% de masa perdida.

El promedio obtenido fue de **0.18%** por lo que cumple con la prueba.

Tabla 5 (Solubilidad y Desintegración)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACIÓN</i>	No se encontró desintegración dentro del frasco 24 hrs después.	No se encontró desintegración dentro del frasco 24 hrs después.	No se encontró desintegración dentro del frasco 24 hrs después.	No se encontró evidencia de desintegración dentro del frasco 24 hrs después.
	Peso inicial: 0.9549 g	Peso inicial : 0.8846g	Peso inicial : 0.8841g	Porcentaje de masa perdida: 0.18%
	Peso final: 0.9522 g	Peso final: 0.8833 g	Peso final: 0.8923 g	
	Masa perdida : 0.0027g	Masa perdida: 0.0018g	Masa perdida: 0.00007g	
Porcentaje 0.28%.	Porcentaje: 0.20%.	Porcentaje: 0.07%.		



Radiopacidad

Según la norma ISO 6876:2001 los cementos deben de tener una radiopacidad equivalente no menor de 3 mm de Al, se realizaron pruebas en tres especímenes los cuales fueron colocados en una radiografía oclusal junto con una escalera graduada con diferentes densidades de mm de Al, se irradió con un aparato de rayos X y se reveló. Se escaneó la imagen y fue introducida en un programa de computadora imagej.softonic.com (15) en el cual se midieron la escala de grises de la muestra del espécimen y de la escalera graduada en mm de Al, hasta que se encontró el equivalente de colores con la escalera; dándonos como resultado un promedio de tres mediciones de **3.5 mm Al**. Por lo que la prueba fue aprobada ya que cumple con las especificaciones de la norma de radiopacidad no menor a 3 mm Al. (**Tabla 6** Radiopacidad)

PRUEBA	MUESTRA No.1	MUESTRA No.2	MUESTRA No.3	PROMEDIOS
<i>RADIOPACIDAD</i>	3.5 mm Al	3.4 mm Al	3.6 mmAl	3.5 mmAl



Tabla 6: Resultados de todas las pruebas.

Material	Fluidez (mm)	Tiempo de Trabajo (min)	Grosor de Película (μm)	Tiempo de Endurecimiento (min)	Cambio Dimensional (%)	Solubilidad y Desintegración (%)	Radio-pacidad (mmAl)
Roeko Seal Automix®	22.32 mm 22.36 mm	28.7 min	13.3 μm	49.6 min material elástico.	0.85%	No desintegración y solubilidad de 0.18%	3.5 mm Al

**COMPARACION DE RESULTADOS.**

PRUEBA	Resultados de nuestra investigación	Resultados establecidos por ISO 6876	+ o -	Resultados según el fabricante RoekoSeal Automix®
<i>FLUIDEZ</i>	Ancho 22.32mm Largo 22.36mm	Diámetros no menores a 20mm	Aprobó	Fluye con facilidad
<i>TIEMPO DE TRABAJO</i>	28.7 minutos.	No debe de ser menor que 90% del tiempo de trabajo (27min) establecido por el fabricante.	Aprobó	30 minutos (el calor acorta este plazo)
<i>GROSOR DE PELICULA</i>	13.3 μ m	Grosor no mayor a 50 μ m	Aprobó	No lo menciona
<i>TIEMPO DE ENDURECIMIENTO</i>	49.6 min No indento el material , se ve elástico	Para cementos que tienen un tiempo mayor de 30 minutos, los resultados deben de estar dentro de los parámetros dichos por el fabricante.	No Aprobó, porque es un material que nunca endurece siempre permanece elástico.	Entre 40-50 minutos, permanece elástico (consistencia de caucho)
<i>CAMBIO DIMENSIONAL</i>	Contracción del 0.85%	No debe de exceder el 1.0% en contracción o 0.1% en expansión.	Aprobó	En lugar de contraerse se dilata ligeramente (2%)
<i>SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACIÓN</i>	No se encontró evidencia de desintegración dentro del frasco 24 hrs después. Promedio de solubilidad 0.18% en comparación con el 100% del espécimen.	Los especímenes no deben de mostrar evidencia de desintegración a la exanimación visual. La solubilidad no debe de exceder el 3% de masa	Aprobó Aprobó	No se menciona
<i>RADIOPACIDAD</i>	3.5 mmAl	Radiopacidad equivalente no menor de 3 mm de Al.	Aprobó	Es muy radiopaco



IX. DISCUSIÓN

En nuestra investigación nos enfocamos a conocer y comprobar las propiedades físicas de un cemento a base de silicón el RoekoSeal Automix[®]. Guiándonos por los requerimientos dados por la norma ISO 6876:2001 para comprobar las propiedades físicas dichas por el fabricante.

Los materiales a base de polidimetilsiloxano, han sido introducidos para la obturación de conductos radiculares, uno de estos es el RoekoSeal[®] que de acuerdo con unos pocos estudios realizados posee excelente biocompatibilidad y habilidad de sellado. Wu et al. (2011) demostró que RoekoSeal[®] provee un sellado después de 18 meses donde los conductos fueron rellenados con la técnica de cono único. Según el fabricante RoekoSeal[®] posee una gran adaptabilidad ya que tiene excelente fluidez y el hecho de que el material se expande lentamente.⁽²¹⁾

Encontramos que el cemento posee una excelente fluidez que cumple con la norma, en comparación con otros autores, respecto a fluidez acordamos que dicha propiedad es determinada por la consistencia, el tamaño de la partícula, el tiempo. En el estudio realizado por Balguerie (2011) para fluidez, los resultados para Roeko Seal[®] fueron los peores comparados con otros cementos, ellos argumentan que puede estar relacionado con la técnica que se uso ya que fue térmica y pudo expandir el material.⁽¹⁷⁾

No encontramos parámetros para comparar tiempo de trabajo, pero concluimos que el tiempo de trabajo dado por el fabricante es perfectamente adecuado para su manipulación.

Para grosor de película podemos comparar con otros cementos por ejemplo con el MTA investigación realizada por Asgary (2008) que muestra un grosor de 63 μm comprado con el grosor del Roeko Seal[®] de 13.3 μm , en donde el cemento a base de silicón cumple con la norma que dicta un grosor no mayor a 50 μm .

En tiempo de endurecimiento en nuestra investigación reveló que Roeko Seal[®] cumple con los parámetros establecidos por el fabricante dentro de los 40-50 minutos establecidos; Flores (2011) obtuvo un tiempo de 40.0 minutos \pm 1.58 c de endurecimiento del material, dentro de los requisitos pedidos por la norma.



Para cambio dimensional Flores (2011) encontró una contracción del 1.33% y en nuestra investigación muestra una contracción de 0.08% a su vez Orstavik (2001) reporto una leve expansión de 0.2% por lo que estamos dentro de los parámetros establecidos por el fabricante, señalando que no debe de excederse de 1. 0% para contracción.

En un estudio realizado por Flores (2011) los resultados para RoekoSeal® fueron de 0.50 % y en nuestra investigación encontramos una solubilidad del 0. 5% la cual cumple con que no debe de exceder el 3% de masa perdida en solubilidad. Ya que una alta solubilidad es indeseable por que los desechos de material pueden irritar los tejidos periapicales y genera acumulós de bacterias en las zonas libres de material.

Ya que la finalidad de un cemento sellador de conductos es proveer un sellado apical que inhiba la aparición de grietas y el paso de irritantes provenientes del tejido periapical.

En la medición de desintegración al examen visual no se encontró ninguna partícula del espécimen 24 horas después de su realización, esta prueba es de mucha importancia ya que como menciona Claudio Poggio (2007). El material que se encuentre en contacto con los tejidos periapicales y fluidos es cubierto por tejido conectivo o cemento, por lo que tiene que ser biocompatible para no generar una respuesta inflamatoria, por lo que es vital evitar al máximo la solubilidad del material.⁽¹⁶⁾

Con respecto a la radiopacidad Flores (2011) menciona que el cemento contiene dióxido de zirconia como ingrediente que proporciona la radiopacidad, y sus resultados fueron entre 4.17 ± 0.45 mm Al. Estando en acuerdo con previos estudios que indican un rango dentro de 4.0 a 5.7 mm Al. A su vez Tanomaru-Filho (2007) otorga en su estudio a RoekoSeal® una radiopacidad de 5.7 mmAl , comparándolo con 4 cementos diferentes (AH Plus, Intrafil, Epiphany y EndoRez) menciona que Roeko Seal® presenta los menores valores para radiopacidad. Nosotros encontramos una radiopacidad de 3.5 mm Al que cumple con la norma y no difiere mucho de los estudios realizados por estos autores.



X. CONCLUSIÓN

Después de haber realizado todas las pruebas establecida por la norma ISO 6876:2001 para propiedades físicas de cementos selladores de conductos radiculares y comparados nuestros resultados con los de diferentes autores y con los proporcionados por el fabricante encontramos que RoekoSeal Automix® el cemento hecho a base de polidimetilsiloxano cumple con los parámetros establecidos por la norma ISO 6876 y está dentro de las propiedades establecidos por el fabricante, encontrando ciertos resultados diferentes a los de otros autores.

Concluimos que este material de polidimetilsiloxano como cemento sellador, tiene excelente fluidez, buen tiempo de trabajo, tiempo de endurecimiento cumple lo establecido por el fabricante pero no con la norma, poco cambio dimensional, nula o escasa solubilidad y desintegración, muy aceptable radiopacidad.

Dicho material cumple satisfactoriamente las pruebas realizadas, solo que pensamos que carece de adhesión a los túbulos, por lo que se ven mermadas sus propiedades físicas ya que existiría filtración, que conlleva a no tener un sellado impermeable al paso de sustancias, un sellado hermético y tridimensional, principios fundamentales para obtener el éxito en un tratamiento de conductos.



XI. Referencias bibliográficas

1. Barzuna M. Comparación del nivel de filtración apical de la técnica de cono único utilizando gutapercha de conicidad y cuatro diferentes selladores. ACCO 2006. Pp.108-118
2. Soares J Goldberg. Endodoncia Técnica y Fundamentos. Ed. Médica Panamericana. S.A. Argentina. 2003. Capitulo 9 Pp: 141-158
3. Cohen S. Vías de la Pulpa. 8va ed. Elsevier. Madrid. 2003. Pp: 376-383
4. Leonardo. M. R Endodoncia. Tratamientos de conductos radiculares- Principios Técnicos y Básicos. Vol. 2 Editorial Artes Medicas Latinoamérica. Sao Paulo Brasil 2005. Capítulos 24 y 25. Pp: 941-1024.
5. Lioni. Cintia “Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y biocompatibilidad.” Trabajo Monografico. E.J.E.R 2010; 9(2): 462-485.
6. Mokeem-Saleh A, Hammad M, Silikas N, Qualtrough A. & Watts D.C. . A laboratory evaluation of the physical and mechanical properties of selected root canal sealers. Int. Endod J. 2010;43:882-888.
7. Flores D.S.H, Rachd-Junior F.J.A, Versiani M.A. ,Guedes D.F.C, Sousa-Neto M.D & Pécora J.D. Evaluation of phisicochemical properties of four root canal sealers. IntEndod J. 2011; 44:126-135.
8. Allan N.A, Walton R. E, and Schaffer M, Setting times for Endodontics Sealers Under Clinical Usage in Vitro Conditions, J Endod. 2001;27(6):421-423.



9. Tanomaru- Filho Mario. Gouveia Erica, Radiopacity Evaluation of Ner Root Canal Filling Materials by Digitalization of Images. IntEndod J. 2007; 33(3); 249-251.
10. Shalin Desai BDS, and Nicolas Chandler, BDS, MSC, PhD, Calcium Hydroxide-Based Root Canal Sealers: A Review, J of Endod. 2009; 35 (4): 475-480
11. http://www.coltene.com/en/products/21/details/124/ROEKO_ROEKOSEAL.html
12. Manual RoeKoSeal Automix.®
13. ANSI/ADA Specification No. 57 Endodontic Sealing Materials (2000, R2006)
14. INTERNATIONAL STANDARD ISO 6876. Dental root canal sealing
15. <http://imagej.softonic.com/> 2001
16. Poggio Claudio, Lombardini Marco, Alessandro Conti and Simonetta Rindi. Solubility of Root-end-Filling Materials: A Comparative Study. J Endod. 2007; 33 (9); 1094-1097.
17. Balaguerie Eric, Van der Sluis Lucas, Vallaey Karen. Sealer Penetration and Adaptation in the Dentinal Tubules; A Scanning Electronic Microscopic Study. J Endod. 2011; 37 (11); 1576-1579.



18. Ortavik Dag, Nordahl Inger, Tibballs John. Dimensional change following setting of root canal sealer material. Elsevier. Dental Material 2001;17; 512-519.

19. Asgary Saedd, Shahabi Sima, Jafarzadeb Tabereb. The Properties of a New Endodontic Material. J Endod. 2008; 35(8) ; 990-993.

20. Marín Bauza Gabril Alexandra, Silva-Sousa Yara, Cunha Suely. Physicochemical properties of endontic sealers of different bases. J Appl Oral Sci. 2011: 445-572.

21. Kqiku Lumnije, Miletí Ivana, Anié Ivica, Barbara Anja. Distribution of RoekoSeal Applied by Three Obturation Techniques. Coll.Antropol. 35 (2011) 3: 885-888.



11.1 Referencia de imágenes.

Fig. 1: <http://www.dentsply.es/endo/ahplus.htm>

Fig.2: http://www.bostondental.es/catalog/product_info.php?products_id=983

Fig.3:<http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas12Obturacion/sellhidrsealapex.html>

Fig 4: <http://www.nature.com/bdj/journal/v200/n5/full/4813418a.html>

Fig5:http://www.dentalraces.com/web/index.php?option=com_virtuemart&Itemid=3&category_id=&page=shop.browse&limitstart=1635&limit=1

Fig.6: http://shop.nwd.de/shop/WG010/WG010.007/WG010.007.100/PID_1015

Fig7- 49: Fuente directa. (Fd)