



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**RADIOPACIDAD EN MATERIALES SELLADORES  
ENDODÓNTICOS**

### **TESIS**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**ERIKA LÓPEZ HINOJOSA**

**TUTOR: Dr. MIGUEL ÁNGEL ARAIZA TÉLLEZ**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México por abrirme sus puertas desde que tenía 15 años, el Colegio de Ciencias y Humanidades plantel Sur, donde aprendí a ser la persona que soy. A tener los valores y la paciencia para definir lo que soy y lo que quiero ser.

Al Doctor Miguel Ángel, también mi Director, por la realización de esta tesis, por la paciencia. Pero sobre todo, por haber sido no solo un maestro de enseñanza académica, sino también por todos sus consejos en los momentos que más lo necesitaba, por esas “prácticas de campo” y por generarme una confianza inigualable en todos los aspectos. Aprendí mucho en todos los sentidos y la enseñanza que me dejó son de las cosas que tendré para toda mi vida.

Al Laboratorio de Biomateriales Dentales de Posgrado de la Facultad de Odontología, por brindarme la ayuda que necesitaba y por abrirme las puertas para mi servicio social. Por esas pequeñas reuniones que organizábamos para amenizar la interacción entre todos los que convivíamos a diario. Y al ingeniero Carlos Álvarez Gayosso por soportar tanto ruido en los momentos menos indicados, gracias por su consideración, pero sobre todo, por su paciencia.

A mi mamá Lety, porque definitivamente esto no habría sido posible sin la ayuda que tuve de ti, sin todo el apoyo que me has brindado desde que abrí los ojos en este mundo. La que siempre me dió como ejemplo que por más que las cosas y el paisaje esté oscuro, más que encontrar la luz, me enseñó a aprender a crear la propia y salir, o lo que es más simple: “Aprender a bailar bajo la lluvia”. Muchas gracias por todo Má. Si me pongo a escribir todo lo agradecida que estoy, sería más larga que mi tesis. Te amo, esto también es tuyo.

A Pepe, por ser el mejor amigo al que puedo llamarle hermano, agradezco tus consejos, el apoyo que siempre ha sido incondicional, y la manera de ser conmigo, eres un ser valioso para mí y eso nadie podrá cambiarlo. Gracias por las risas, los abrazos, los conciertos, los paseos, los debates y los entrenamientos. Eres un ser increíble, aunque seamos distintos de muchas maneras, mi manera de quererte no cambiará por más difícil que puedan ser las cosas. También va por ti. Te adoro con toda mi alma.

A mi papá Felipe, por ser la persona que siempre me educó el orgullo, que trató de hacer lo posible para que obtuviera la mejor educación que tuvo en sus manos, por las enseñanzas de cada día, por no darme por vencida y siempre apoyar mis locuras. Gracias por las pláticas motivacionales, por las risas, por estar al pendiente de mis necesidades aunque más de enfermedades. Gracias por todo pero más por el: “¿Y qué, no puedes?” Pues ya viste... ¡Sí pude! Te quiero muchísimo.

Al angelito más hermoso que tengo y que no pudo haber visto la culminación de esto, mi abuelita Mellos, gracias por ser la persona que eres, gracias por haberme dado la oportunidad de conocerte como yo lo hice. Gracias por haberme dado esas palabras que necesitaba para darme cuenta que tú y yo siempre estuvimos conectadas. Mi respuesta es la misma: “Tú también eres mi consentida”. Aunque en estos momentos ya no estás presente en cuerpo, sé que estás en alma apoyándome y echándome porras desde donde estás porque aunque jamás estuviste de acuerdo con lo que estudié siempre me apoyaste. Te amo muchísimo. SIEMPRE ESTÁS Y SIEMPRE ESTARÁS.

A mi abuelita Mani, por ser como otra madre, por siempre alentarme y estar al pendiente de mí, por apoyarme y ayudarme en todo. La quiero muchísimo.

A mi mejor amiga Dany, por ser siempre el apoyo incondicional de estos años, arriesgándose a ser la primera persona que anestesié en mis prácticas y confiar en mí, por siempre estar ahí en los momentos más difíciles, que siempre encontró las palabras exactas cuando yo estaba a punto de renunciar, definitivamente no puedo estar más agradecida con la vida por tenerte aún en mi vida. Te adoro muchísimo.

A mi mejor amiga Jana, que llegó para quedarse, por los momentos felices, estresantes, difíciles de la carrera, siempre estábamos juntas saliendo adelante, te quiero muchísimo, estamos juntas en esto.

A Ceci, por los consejos, por los viajes, por las carreras, por las fiestas y por todo lo que nos falta aún, esta amistad se está construyendo para hacer cosas increíbles. ¡Te quiero!

A mis mejores amigos desde la prepa: Hugo y Juan, por siempre escucharme y confiar en mí, por esas pláticas que terminan hasta muy tarde, por las llamadas de Navidad y año nuevo, no pude haber pedido más a la vida que haber tenido verdaderos amigos como ustedes.

A mis mejores amigas de CCH: Vale y Nohemí, porque gracias a ustedes he entendido lo que es amistad, que el ser distintas no significa que debemos separarnos, más bien que aceptamos cada pensamiento una de la otra y que somos tolerantes, hemos crecido y madurado muchas cosas, pero siempre con la certeza de que nos aceptaremos tal cual somos. Gracias a ustedes mis días en la prepa han sido y será una de las mejores etapas de mi vida. Siguen aquí y me encanta saberlo. Las amo muchísimo.

A mi tía Silvia y mi tío Jaime, por su apoyo y comprensión. A mis primas Talía y Fernanda, por esas reuniones familiares. A mi primo César por el apoyo brindado en esas prácticas donde lo necesitaba y estuvo ahí, gracias por esos consejos y pequeños debates odontológicos.

A mi tío Javi, por ser el único familiar que confió en mí cuando más necesitaba ayuda, por ofrecerse a ser mi paciente, por eso y mucho más lo quiero mucho.

A mi familia Hinojosa Rubio, muchísimas gracias por ser las personas más querendonas y alegres que conozco, mi ejemplo de unión y amor viene de ustedes. Los amo mucho, son mi mejor familia.

A ese pequeño grupo internacional que conocí por medio de una serie, que a pesar de no conocer a muchos en persona, me alivió mucho saber que existe gente que te quiere y que está al pendiente de ti aunque sea estando en otro país, otro continente. Sin duda alguna estoy segura que los conoceré muy pronto en persona. Los quiero.

A todos mis amigos de CCH que me faltan, que gracias a ellos tuve la mejor experiencia ahí y que con los años, la amistad que tenemos se ha fortalecido, por aquellos que me apoyaron siendo mis pacientes cuando más lo necesité.

Al grupo 4 y a mis amigos de Xochimilco, porque crecimos juntos y cada quién está cumpliendo su sueño.

# Índice General

Resumen.....	1
Antecedentes .....	2
Aleaciones de aluminio .....	3
□ Aleaciones que no pueden recibir tratamiento térmico .....	3
Generación de los Rayos-X. ....	4
Interpretación Radiológica .....	9
□ Modalidades de estudios de imagen .....	9
Fundamentos de la radiopacidad.....	10
Fundamentos de la Radiopacidad en barras de aluminio. ....	12
Fundamentos de los selladores endodónticos .....	16
□ Óxido de zinc y eugenol .....	18
□ Sealapex®.....	19
□ Cemento Gris tipo Portland .....	20
□ Hidróxido de Calcio .....	22
Norma ISO 6876:2012 .....	25
Planteamiento del problema.....	27
Justificación.....	27
Objetivos .....	28
General .....	28
Específicos.....	28
Hipótesis.....	29
Hipótesis de trabajo .....	29
Hipótesis Nula.....	29
Material y Métodos .....	30
Recursos.....	30
□ Materiales.....	30
□ Físicos.....	30
□ Infraestructura .....	30
□ Humanos.....	31

Método .....	32
Resultados y Análisis Estadístico.....	38
Discusión.....	47
Conclusiones.....	51
Recomendaciones.....	51
Referencias .....	52

## Índice de Figuras

Figura 1.- Radiopacidad de selladores endodonticos.: Development of a new method for direct measurements.(M.Tagger, A. Katz).....	3
Figura 2.- Radiopacidad de un nuevo sellador endodóntico, Epiphany (E. Bodrumlu, A.Sumer, K. Gungor).....	4
Figura 3.- Cristalografía de los rayos X. ....	6
Figura 4.- El espectro electromagnético. Cristalografía. Los rayos X.....	7
Figura 5.- Tabla de las propiedades del cemento sellador ideal. ....	16
Figura 6.- Presentación Óxido de Zinc y eugenol.....	19
Figura 7.- Presentación de Sealapex® .....	20
Figura 8.- Cemento tipo Portland. ....	21
Figura 9.- Hidróxido de Calcio. ....	23
Figura 10.- Moldes de Silicona.....	32
Figura 11.- Moldes metálicos. ....	32
Figura 12.- Presentación de materiales utilizados.....	33
Figura 13.- Muestras y escala de aluminio .....	34
Figura 14.- Radiografía lista para tomarse los rayos-x con la distancia requerida (mínimo 30 cm). ....	35
Figura 15.- Líquidos reveladores y fijadores.....	36
Figura 16 Representación de escala de aluminio utilizada para determinar la radiopacidad de materiales endodónticos. ....	36

## Índice de Tablas

Tabla 1.- Resultados estadísticos de los materiales selladores endodónticos. ....	39
Tabla 2.- Tabla de análisis de varianza. ....	42
Tabla 3.- Tabla de Tukey de cemento Viarden® y Sealapex®. ....	43
Tabla 4.- Tabla de Tukey de Hidróxido de Calcio y Óxido de Zinc. ....	44
Tabla 5.- Tabla de Tukey de Cemento Blanco y Tipo Portland. ....	45
Tabla 6.- Tabla de Tukey en Cemento Roth® y Silco®. ....	46



## Índice de Gráficas

Gráfica 1.- Densidad radiográfica de la escala de Aluminio de 1 a 8 mm.. .....	38
Gráfica 2.- Densidad de los materiales selladores endodónticos. ....	40
Gráfica 3.- Equivalencia mm/Al de densidad de materiales selladores endodónticos .....	41

# Radiopacidad en cementos selladores endodónticos

## Resumen

La radiopacidad es la propiedad que tienen los materiales selladores endodónticos para poder distinguir entre un tejido o estructura contigua. Para ésta investigación se realizó una prueba que estuviera basadas en la norma ISO y ADA. Se determinó la radiopacidad de los diferentes materiales por lo que se realizaron pastillas de 5mm de diámetro con 2mm de ancho de: ZnO, Roth®, Sealapex®, Silco®, Ca(OH)<sub>2</sub>, Cemento Blanco, Cemento Gris (Portland®), Cemento Viarden®; posteriormente, se colocaron en una radiografía No. 2 distribuida de forma adecuada y colocar la barra de aluminio en la otra mitad de 99.9% de pureza, con incremento de 1mm de espesor en cada escalón. Con el programa Memor-ease™ (Pacific Image Electronics®, USA) se escaneó cada radiografía y se midieron las pastillas, comparándose con la barra de aluminio, junto con el programa ImageJ®, que nos sirvió para poder medir con exactitud la radiopacidad de cada pastilla. El cemento Silco® fue el que presentó menor equivalencia en mm/Al con un resultado de 1mm. El cemento Roth® fue el que presentó la mayor equivalencia en mm/Al con un resultado de 8mm.

*Palabras clave: Radiopacidad, cementos endodónticos, endodoncia*

## Abstract:

Radiopacity is the property of endodontic sealer materials to be able to distinguish between a contiguous tissue or structure. For this investigation several test was carried out that were based on the ISO and ADA norms. The radiopacity was determinated to all the sealers thats why were made tablets of 5mm diameter with 2mm: ZnO, Roth®, Sealapex®, Silco®, Ca (OH)<sub>2</sub>, White Cement, Gray Cement (Portland®), Endodontic Cement Viarden® ; later, they were put in on radiography No.2 an adequate distance and place the aluminum bar 99.9% purity was used, which was elaborated making a 1mm thick increase in each step. With the Memor-ease™ (Pacific Image Electronics®, USA) program, each radiograph was scanned and the tablets were measured, comparing with the aluminum stepwedge, together with the ImageJ® program, which allowed us to exact measure radiopacity of each tablet. Silco. The Silco® cement showest the lowest equivalence un mm/Al with a result of 1mm. The Roth® cement showest the highest equivalence in mm/Al with a result of 8mm.

*Keywords: Radiopacity, sealers, endodontic, cement*

## Antecedentes

La radiopacidad es una propiedad que está determinada por la absorción de rayos-X en la estructura de los materiales y permite distinguir los tejidos de acuerdo a la densidad en una imagen radiográfica.<sup>1</sup> Entre las características descritas por Grossman, menciona que los cementos selladores endodónticos deberán tener radiopacidad para poder distinguir los diferentes tejidos, así como la densidad de cada cemento. Las especificaciones ISO 6876 y ADA 57 contienen las regulaciones aplicables a los cementos selladores endodónticos.<sup>2</sup>

La radiopacidad es una propiedad deseable en los materiales que se utilizan como medio de contraste en procedimientos diagnósticos o terapéuticos en medicina, o en el ámbito intraoral.<sup>3</sup> Los materiales restaurativos deben tener radiopacidad para distinguirse entre las estructuras contiguas y en algunos casos, la radiopacidad puede ayudar a la localización de objetos externos.<sup>4</sup>

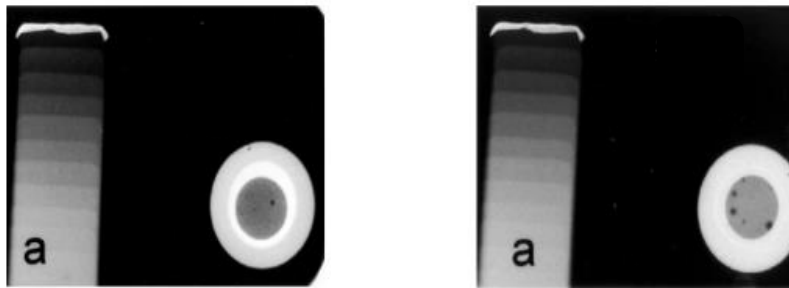
En el ámbito clínico se acepta la radiopacidad como una propiedad indispensable de los cementos selladores de conductos, los cementos y las pastas. Esto facilita la evaluación de la obturación de los conductos incluyendo la infiltración en los conductos accesorios.<sup>5</sup>

Un aspecto adicional se relaciona con que el destino de los materiales reabsorbibles solo pueden encontrarse radiográficamente y un diagnóstico dañino puede lograrse por el contraste del material. Los estudios de la radiopacidad de los cementos selladores endodónticos han involucrado el tiempo de exposición<sup>6</sup>, los materiales<sup>7</sup>, la composición que lo demuestran<sup>5</sup> y hasta la técnica de cómo es evaluada.<sup>5,8,9</sup>

La radiopacidad es importante para el reconocimiento de fallas en zonas proximales, detección de caries secundaria, adaptación marginal y vacíos interfaciales en la radiografía.<sup>10</sup>

La radiología es un recurso auxiliar del diagnóstico, que en endodoncia sirve para identificar y distinguir un material intraoral de las estructuras anatómicas circundantes.<sup>11</sup> La Organización Internacional de Estandarización (ISO, por sus

siglas en inglés), así como la Asociación Dental Americana (ADA, por sus siglas en inglés) publicaron el procedimiento estándar para cuantificar la radiopacidad de los diferentes tipos de materiales mediante el uso de una aleación de aluminio 1100 como referencia.<sup>12,13,14</sup> Con base a eso, varias investigaciones tienen como desarrollo versiones modificadas de los procedimientos estándar de la ISO y ANSI/ADA.<sup>15</sup>



*Figura 1.- Radiopacidad de selladores endodónticos.: Development of a new method for direct measurements.(M. Tagger, A. Katz)*

## Aleaciones de aluminio

Existen dos tipos de aleaciones de aluminio: las que pueden recibir tratamiento térmico y las que no. Las aleaciones que no pueden recibir tratamiento térmico obtienen su dureza de los elementos de la aleación que se usan durante la fundición.<sup>16</sup>

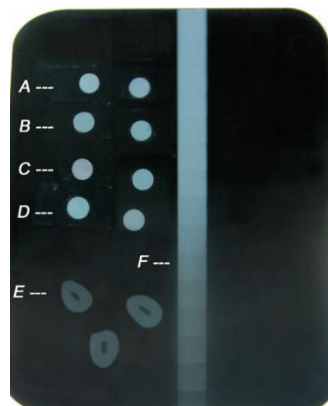
Además de obtener su dureza de los elementos de la aleación, las aleaciones que pueden recibir tratamiento térmico también tienen propiedades especiales que les permiten obtener dureza a través de un proceso de calentamiento y revenido con agua.<sup>16</sup>

- Aleaciones que no pueden recibir tratamiento térmico

De acuerdo con la ASTM (American Society of Testing Materials) las aleaciones de aluminio que pueden mejorar sus características de dureza comprenden las series 1050-1090, 1100, 1200. Estas aleaciones son consideradas comercialmente como

aluminio puro, son blandas, muy dúctiles y ofrecen características excelentes de elaboración, moldeado y soldado, además de poseer una alta resistencia a la corrosión y una buena conductividad eléctrica. Entre sus usos que tienen estas series se incluyen los reflectores de luz, los recipientes químicos y de procesamiento de comida, además de material de embalaje, cableado eléctrico, bobinas conductoras de transformadores y aplicaciones decorativas.<sup>16</sup>

Una de las técnicas más comunes en los estudios de radiopacidad es el uso de una barra de aluminio como una referencia estándar. Las normas ISO 6876 y ADA 57 requieren que la barra de aluminio sea fabricada con una exactitud de hasta 10µm. La elaboración es costosa, por esto mismo varias investigaciones intentan reducir los costos de elaboración mediante el uso de aleaciones con alto contenido de aluminio, y como ya se mencionó la serie 1100 cubre con los requerimientos de la normas ISO y ADA.<sup>17</sup>



*Figura 2.- Radiopacidad de un nuevo sellador endodóntico, Epiphany (E. Bodrumlu, A.Sumer, K. Gungor)<sup>4</sup>*

## Generación de los Rayos-X.

Hace más de un siglo, en 1895, Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), científico alemán de la Universidad de Würzburg, descubrió una radiación (de origen desconocido en aquel momento, y de ahí su nombre de rayos-X) que tenía la propiedad de penetrar los cuerpos opacos. En el primer párrafo de su comunicado

a la Sociedad de Física y Medicina de Würzburg (1985) relata su descubrimiento del siguiente modo:<sup>18</sup>

“Cuando se deja pasar la descarga de una bobina de Ruhmkorff a través de un tubo de vacío Hittorf o de un Lenard suficientemente evacuado, Crooks o cualquier otro tubo parecido; cubierto con una camisa ceñida de cartón negro y fino, y en la habitación totalmente a oscuras se deja una placa de papel previamente recubierta de una capa de cianuro de bario y platino, ésta se ilumina cada vez que se produce una descarga, independientemente de que la superficie recubierta esté apuntando o no hacia el tubo. Dicha fluorescencia se produce hasta 2 metros de distancia del aparato. Es fácil convencerse de que la fluorescencia proviene del aparato de descarga eléctrica y no de cualquier otra parte de la línea”.<sup>19</sup>

Los rayos-X son invisibles a nuestros ojos, pero producen imágenes visibles cuando usamos placas fotográficas o detectores especiales para ello.<sup>20</sup>

En Medicina, los rayos-X tiene aplicación ampliamente reconocidas en la realización de radiografías, angiografías (estudio de los vasos sanguíneos) o las llamadas tomografías computarizadas. Y el uso de los rayos-X se ha extendido también a la detección de fallos en metales o análisis de pinturas.<sup>18</sup>

Históricamente hablando, pasaron muchos años desde el descubrimiento de los rayos-X, hasta que en 1895, la aplicación de esta radiación revolucionó los campos de la Física, la Química y la Biología. La potencialidad de su aplicación en estos campos vino indirectamente de la mano de Max von Laue (1879-1960), que en 1912 pretendiendo demostrar la naturaleza ondulatoria de esta nueva radiación colocó cristales de sulfatos de cobre y de blenda frente a los rayos-X, obteniendo la confirmación de su hipótesis y demostrando al mismo tiempo la naturaleza periódica de los cristales.<sup>20</sup>

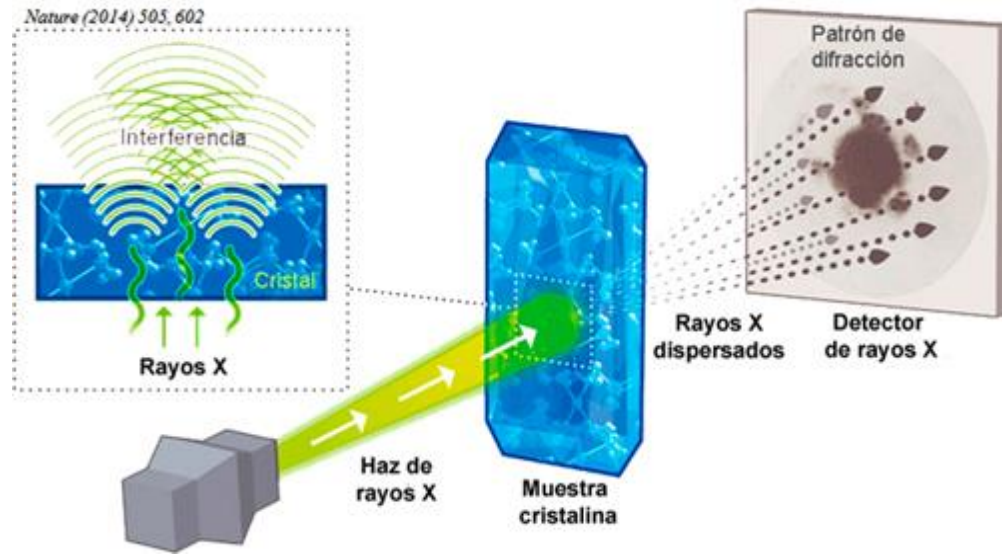


Figura 3.- Cristalografía de los rayos X.

von Laue recibió por ello el premio Nobel de Física de 1914. El experimento de Laue estuvo muy mediatizado por las ideas previas que le inculcó Ewald (1888- 1985).<sup>18</sup>

Pero quienes realmente sacaron provecho del descubrimiento de los alemanes fueron los británicos (padre e hijo), William H. Bragg (1862-1942) y William Bragg (1890-1971), quienes en 1915 recibieron el premio Nobel de Física al demostrar la utilidad del fenómeno que había descubierto von Laue para obtener la estructura interna de los cristales.<sup>18</sup>

Los rayos-X son radiaciones electromagnéticas, como lo es la luz visible, o las radiaciones ultravioleta e infrarroja, y lo único que los distingue de las demás radiaciones electromagnéticas es su llamada longitud de onda, que es del orden de  $10^{-10}$  m (equivalente a la unidad de longitud que conocemos como Angstrom).<sup>21</sup>

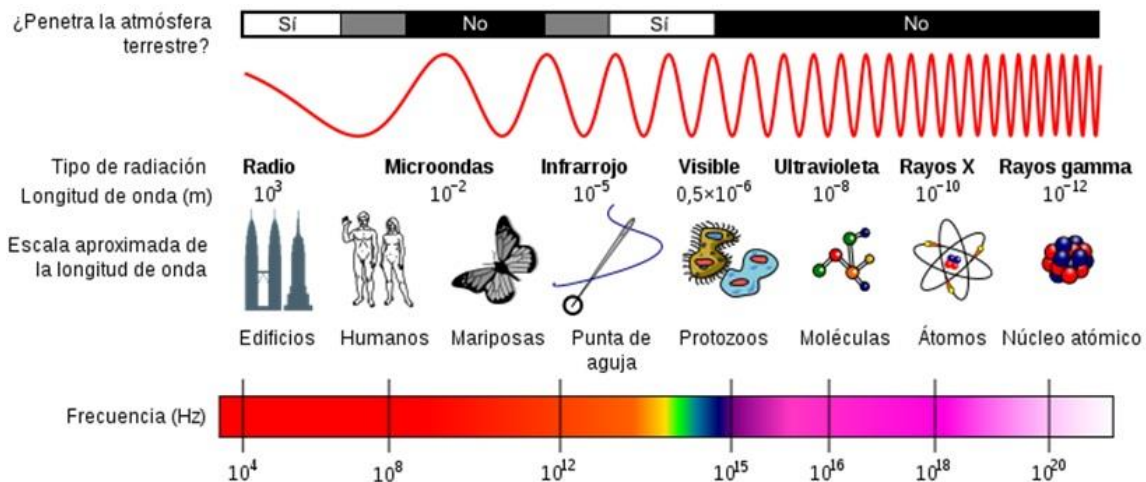


Figura 4.- El espectro electromagnético. Cristalografía. Los rayos X.

Los rayos-X que más interesan en el campo de la Cristalografía son aquellos que disponen de una longitud de onda alrededor de  $1\text{\AA}$ , pues esa longitud de onda es muy próxima a las distancias entre los átomos y por lo tanto resulta razonable pensar que es capaz de interactuar con éstos y dar así información sobre los mismos. Estos rayos-X corresponden a una frecuencia de aproximadamente 3 millones de THz (tera-hertzios) y a una energía de 12.4keV (kilo-electrón-voltios), que a su vez equivaldría a una temperatura de unos 144 millones de grados. Este tipo de radiación X se produce en los laboratorios de Cristalografía o en las llamadas instalaciones de sincrotrón.<sup>18</sup>

Los equipos que se utilizan en los laboratorios de Cristalografía para producir estos rayos-X son relativamente sencillos. Disponen de un generador de alta tensión (unos 50.000 voltios), que se suministra al llamado tubo de rayos-X, que es realmente donde se produce la radiación.<sup>18</sup>

Esos 50kV se suministran como diferencia de potencial (alto voltaje) entre un filamento incandescente (por el que se hace pasar una corriente de bajo voltaje, unos 5 a unos 12 V) y un metal puro (normalmente cobre o molibdeno), estableciéndose entre ambos una corriente de unos 30mA de electrones libres.



Desde el filamento incandescente (cargado negativamente) saltan electrones hacia el ánodo (cargado positivamente) provocando, en los átomos de este último, una reorganización electrónica en sus niveles de energía.<sup>20</sup>

Este es un proceso en el que se genera mucho calor, por lo que los tubos de rayos-X deben de estar muy refrigerados.<sup>20</sup>

Una alternativa a los tubos convencionales son los llamados generadores de ánodo rotatorio, en los cuales el ánodo, en forma de cilindro, se mantiene con un giro continuo, consiguiendo con ello que la incidencia de los electrones se reparta por la superficie del cilindro y así se puedan obtener potencias mayores de rayos-X.<sup>20</sup>

El restablecimiento energético del electrón anódico que se excitó, se lleva a cabo con emisión de rayos-X con una frecuencia que corresponde exactamente al salto de energía concreto (cuántico) que necesita ese electrón para volver a su estado inicial. Estos rayos-X tienen como por tanto una longitud de onda concreta y se conocen con el nombre de radiación característica. Las radiaciones características más importantes en cristalografía de rayos-X son las llamadas Líneas K-alpha ( $K\alpha$ ), donde los electrones caen a la capa más interior del átomo (mayor energía de ligadura). Sin embargo, además de estas longitudes de onda concretas, se produce también todo un espectro de longitudes de onda, muy próximas entre sí, y que se denomina radiación continua, debido al frenado por el material de los electrones incidentes.<sup>20</sup>

Los rayos-X interactúan con la materia a través de los electrones que la forman. Un haz monocromático (es decir de una longitud de onda) sufre una atenuación de carácter excepcional, proporcional al espesor que atraviesa. La atenuación procede de varios factores:

- a) El cuerpo se calienta
- b) Se produce radiación fluorescente de longitud de onda distinta y acompañada de fotoelectrones, ambos característicos del material
- c) Rayos X dispersados de igual o ligeramente superior longitudes de onda, más los correspondientes electrones dispersados. De todos los efectos, pero

presenta discontinuidades (dispersión anómala) para aquellas energías que corresponden a transiciones electrónicas entre los niveles del material.<sup>21</sup>

Para generar los flashes de rayos-X, en primer lugar los haces de electrones se aceleran hasta altas energías, y entonces se dirigen a través de una distribución especial de imanes (onduladores). Durante este proceso, las partículas (los electrones) emiten radiación que se amplifica cada vez más, hasta que se crea un destello de rayos X muy corto en el tiempo, pero muy intenso.<sup>21</sup>

## Interpretación Radiológica

La interpretación de la información obtenida mediante modalidades para la obtención de imágenes radiológicas es fundamental en el proceso de diagnóstico. Resulta muy importante conseguir una imagen útil en términos diagnósticos mediante el empleo de parámetros de exposición adecuados, y visualizarla con una manipulación interactiva del brillo y el contraste o de la ventana.<sup>22</sup>

En todas las imágenes deben aplicarse procesos de interpretación metódicos y sistemáticos. En radiología existen varias modalidades de estudios de imagen. Algunas utilizan radiación ionizante, mientras que otras hacen uso de ondas ultrasónicas (ecografía) o de potentes campos magnéticos externos (resonancia magnética [RM]). Las modalidades de estudios de imagen que utilizan radiación ionizante se emplean con la máxima frecuencia en los diagnósticos de endodoncia.<sup>22</sup>

- Modalidades de estudios de imagen

En endodoncia se utilizan comúnmente formas de radiología digital que usan detectores electrónicos o placas de fósforo fotoestimulable (PSP, photoestimulable phosphor). Las ventajas del empleo de detectores digitales con respecto a las películas son numerosas. Entre las más importantes destaca una notable reducción de la dosis; una generación casi instantánea de imágenes digitales de alta resolución, cercana o igual a la de la película para fines diagnósticos específicos; la

capacidad de postratamiento de las imágenes para mejorar los resultados del diagnóstico; la eliminación de variables asociadas con el revelado en húmedo de la película convencional; la facilidad de transmisión y de archivo y recuperación de las imágenes en bases de datos o en sistemas de archivo y comunicación de imágenes (PACS, Picture Archiving and Communication Systems); la facilidad de uso de las historias electrónicas de los pacientes; la menor exposición del personal a sustancias químicas peligrosas, y la reducción del impacto ambiental.<sup>22</sup>

Las modalidades de estudios de imagen digitales en endodoncia hacen uso de diferentes tecnologías de captura de imágenes, que comprenden los dispositivos de acoplamiento de carga (CCD, Charge-Coupled Devices), los semiconductores de óxido metálico complementario (CMOS, Complementary Metal Oxide Semiconductor) o una PSP (referida también en ocasiones como modalidad de adquisición indirecta). También es posible digitalizar las imágenes en película con la ayuda de un escáner plano o de cámaras de tipo CCD/CMOS montadas en un soporte, de una manera que las imágenes se recogen con un digitalizador de video en una plataforma montada e iluminada.<sup>22</sup>

En un principio, en endodoncia se utilizaron ampliamente los detectores de estado sólido de tipo CCD. Sin embargo, los aparatos de primera generación tenían un área activa más reducida y una limitada eficacia de absorción y conversión de los rayos-X; además eran muy voluminosos. Los detectores usan una matriz de elementos sensibles a la radiación que generan cargas eléctricas proporcionales a la magnitud de la radiación incidente.<sup>22</sup>

## Fundamentos de la radiopacidad

En 1967 Higginbotham evaluó la radiopacidad de varios materiales y conos endodónticos, mientras McComb y Smith (1967) midieron la radiopacidad de varios cementos endodónticos. La estandarización en la evaluación de los materiales fue aportada por Eliasson y Haasken (1969) empleando una barra de aluminio<sup>7</sup>. Beyer-Olsen y Orstavik (1981) usaron la barra de aluminio bajo ciertas condiciones para errores y para el proceso de la película que se usó para la medición de radiopacidad

de 40 cementos endodónticos; éstos muestran que los diferentes materiales tienen una amplia variación en medidas y que la examinación visual puede no proporcionar una medida reproducible de materiales radiopacos<sup>4</sup>.

McComb y Smith (1976) midieron la radiopacidad de 9 selladores de conductos comerciales y dos materiales con policarboxilato. Estudios similares compararon 5 selladores, puntas de gutapercha y puntas de plata<sup>2,23,24</sup>. En ambos aspectos se leyó la densitometría, y fueron mostradas sin referencia de algún material que tuviera alguna composición para la producción de radiopacidad<sup>25</sup>.

La radiopacidad de los cementos selladores endodónticos fue establecida en varios estudios utilizando la densitometría radiográfica. Otros estudios han investigado la radiodensidad de los materiales selladores endodónticos por radiografías que son digitalizadas o usando radiografía digital. Los estándares ANSI/ADA para la radiodensidad de los materiales selladores endodónticos fueron determinados usando una película convencional donde la imagen radiográfica puede obtenerse por un proceso químico en la película radiográfica, realizando soluciones fijadoras, enjuague, secado<sup>12</sup>. Sin embargo, la radiografía digital se está convirtiendo en uso común de una manera considerable. Las ventajas de la radiografía digital son numerosas, incluyendo las ventajas ofrecidas por muchos paquetes de software para el análisis cuantitativo de las radiografías habilitando la mejora del diagnóstico y la decisión de tratamiento.<sup>5</sup>

Tagger y Katz recientemente sugirieron que la existencia de protocolos para determinar la radiopacidad puede ser probada incorporando radiografía digital. En adición para la reducción de la exposición de radiación del operador y eliminar la necesidad del desarrollo de las películas químicas, la radiografía digital también proporciona un desarrollo consistente en la radiografía. El desarrollo de una película tradicional, aunque se realice cuidadosamente, puede producir variaciones significativas en la radiografía final. Por lo tanto, un método digital puede probar más resultados consistentes.<sup>9</sup>

Tanomaru-Filho y cols. en 2006 evaluaron la radiopacidad de 5 materiales selladores endodónticos (AH Plus®, Intrafill®, Roeko Seal®, Epiphany® y EndoRez®)

usando una barra de aluminio graduada que varía de 2 a 16 mm de grosor. AH Plus® y Epiphany® fueron los materiales más radiopacos. En la búsqueda de los materiales con una biocompatibilidad adecuada, la adición del hidróxido de calcio para la formulación de los cementos selladores de conductos endodónticos fueron investigados. Sin embargo, la presencia de hidróxido de calcio tiende a rebajar la radiopacidad de esos materiales.<sup>23</sup>

### Fundamentos de la Radiopacidad en barras de aluminio.

La ley Beer-Lambert es un concepto usado en espectroscopía, sugiere que la correlación entre la absorción y el grosor de una aleación de aluminio 1100 puede ser lineal para los rayos-X monocromáticos.<sup>9</sup> Una correlación teórica entre la absorbancia y grosor de aluminio puro (0-9 mm) para la radiación policromática puede ser calculado utilizando la atenuación de dato de rayos X proporcionados por el Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (National Institute of Standards and Technology, NIST por sus siglas en inglés) mediante varios supuestos. Primero, asumir que la intensidad de los rayos-X son emitidos por medio de un ánodo que su función de energía es una línea con una pendiente negativa. Esto ha sido reportado en la literatura.<sup>9</sup> Posteriormente, asume que la producción fotónica del sensor destellante de los rayos-X es directamente proporcional a la energía de la incidencia de los rayos-X y del CCD (Charge Coupled Device o Dispositivo de Carga Acoplada) o CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor o Semiconductor Complementario de Óxido Metálico) que captura todos los fotones producidos por centelleo de cristal de manera adecuada. Esta es una buena suposición porque la luz que sale de la mayoría del cristal es reportado como un constante número de fotones por kiloelectrovolt de incidencia fotónica que sale de la longitud de onda del centelleo y es elegido como coincidencia a la detección del rango del fotosensor. Porque la intensidad de la incidencia de radiación es igual al número de fotones multiplicado por su energía, el fotón que sale de los cristales de centelleo es directamente proporcional a la intensidad.<sup>9</sup>

Cualquiera de los errores creados usando una regresión simplificada, es especialmente insignificante en vista del hecho de que la barra de aluminio se verá influenciada por la poca radiopacidad.<sup>9</sup>

La norma de la ISO (International Organization for Standardization) dental requiere aluminio de al menos 98.0% de pureza con no más de 1% de hierro y 1% de cobre.<sup>26</sup> En el reporte de una investigación que comparó la utilización de 12 barras en la industria y la academia encontró que solo el 60% de ellos conocen estos requisitos.<sup>27</sup> La variación en las mediciones a partir de las distintas composiciones de las barras es evidente cuando lo que cambia es el porcentaje de alguno de los elementos, por ejemplo con el uso de las barras de aleación de aluminio con 4% de cobre la medición de radiopacidad es de 50% menor que los que se obtienen con 99.5% de aluminio; el 0.1% de cobre puede, por lo tanto crear un 1.25% de error.<sup>9</sup> Como el cobre, el hierro también atenúa los rayos X más fuertemente que el aluminio y ésta presencia en la barra puede causar niveles más bajos en la lectura de la radiopacidad.<sup>17</sup> Así, en orden de comparación, en la medición de la radiopacidad reportada por varios investigadores, es imperativo de que toda la medición de la radiopacidad sea realizada con aleaciones con máximo contenido de aluminio.<sup>9</sup>

De la misma manera, se pueden realizar cálculos teóricos similares con varios radiopacificadores usados comúnmente en productos dentales, tal es el caso del Ba (Bario), Bi (Bismuto), W (Tungsteno) y Zr (Zirconio). La correlación de estos materiales es aproximadamente lineal, para los radiopacificantes menores que 9mm de aleación de aluminio 1100 por mm de material.<sup>20</sup> Estos sugieren que el contenido radiopacificante de los materiales dentales, así como la medición de la radiopacidad por milímetro del material puede no ser apreciable, afectando así el grosor de la muestra.<sup>21</sup> La radiología digital no incluye el revelado de la película, ya que es un proceso que introduce una variación en la radiografía final.<sup>6,17</sup> Así, la absorción de aluminio 1100 en la barra cambia un poco entre radiografías digitales tomando el mismo tiempo de exposición y la distancia.<sup>9</sup> Como resultado, si una técnica digital es usada, no es necesario la medición de absorción de la barra en cada radiografía

ya que la distancia y el tiempo de exposición permanecen inalterables. A pesar de que la elección inicial del tiempo de exposición y la distancia del objetivo no tiene efecto en la medición de radiopacidad cambiando los valores durante el experimento. Así, el objetivo elegido a distancia y el tiempo de exposición puede ser analizado. La manera conveniente para asegurar esto es el uso del cono de rayos-X como guía y el lugar de la muestra para ser analizado correctamente <sup>9</sup>.

Desde un punto de vista teórico, es importante que la distancia al objetivo permita que el sensor de los rayos-X o la película sea radiado uniformemente.<sup>30</sup> Cuando los filamentos están muy lejos del sensor de rayos-X éstos pueden ser localizados mediante puntos del sensor y también verificando que la distancia no sea igual para el filamento. Cuando la distancia-objetivo da enfoques 0, ésta suposición se rompe. Un objetivo con distancia corta se puede nombrar “efecto de talón”, que es un fenómeno por el cuál más rayos-X son producidos en dirección del cátodo y del ánodo, con lo que el resultado tiene mayor efecto en las radiografías. Finalmente, si el objetivo-distancia decrece, los rayos-X y el sensor de haz de luz es menos paralelo de los otros.<sup>7</sup> Éste puede causar una radiografía borrosa. Así que las estipulaciones de la distancia-objetivo (40cm) en varios protocolos que proporciona la ISO 4049 para productos dentales parecen relevantes. El alto voltaje usado para acelerar los electrones, el cual produce los rayos-X, puede variar bajo los primeros momentos de la producción de rayos-X. El alto voltaje no puede ser aplicado instantáneamente, por eso los generadores de los rayos-X tienen un estricto cuidado para minimizar el tiempo requerido para estabilizar a voltaje. Sin embargo, si el tiempo no es significativo, comparado con el corto tiempo de exposición usado en radiografía digital, los momentos iniciales de la exposición pueden estar compuestos por una baja energía de fotones que atenúan la energía del haz. El tiempo óptimo de exposición puede maximizarse en el rango de la escala de grises por los objetos de interés en la radiografía.<sup>9</sup>

Para resumir, la observación de absorción en la aleación de una barra de aluminio, puede ser utilizado con base en las siguientes ideas: son simples para elaborar, su uso es conveniente y la radiología digital puede producir exposición consistente, por

lo tanto, la absorción de rayos-X en la barra no tiene que ser medida en cada radiografía, siempre y cuando el tiempo de exposición y la distancia del objetivo se mantenga constante. La teoría de la absorción de los agentes radiopacificantes en función a la barra de aluminio sugiere que la medición de radiopacidad por mm del material puede ser afectado por el grosor y que la medida de radiopacidad depende del tiempo de exposición con la distancia objetivo, sin embargo, el tiempo de exposición puede reducir la desviación estándar de las mediciones.<sup>9</sup>



## Fundamentos de los selladores endodónticos

Los cementos selladores del conducto radicular son necesarios para sellar el espacio entre la pared dentinaria y el material obturador. Los cementos selladores también llenan los huecos y las irregularidades del conducto radicular, los conductos laterales y accesorios, y los espacios que quedan entre las puntas de gutapercha usadas en la compactación lateral. Los cementos selladores actúan además como lubricantes durante el proceso de obturación. Grossman describió las propiedades del cemento sellador ideal. En la actualidad ningún cemento sellador satisface todos los criterios.<sup>22</sup>

Propiedades del cemento sellador ideal	
✓	Ser pegajoso durante la mezcla para proporcionar buena adherencia con la pared del conducto una vez fraguado
✓	Proporcionar un sellado hermético
✓	Ser radiopaco, para poder verlo en las radiografías
✓	Ser polvo muy fino, para poder mezclarlo fácilmente con el líquido
✓	No contraerse al fraguar
✓	No teñir la estructura dental
✓	Ser bacteriostático, o por lo menos no favorecer la proliferación bacteriana
✓	Fraguarse lentamente
✓	Ser insoluble en los fluidos tisulares
✓	Ser tolerado por los tejidos; es decir, no producir irritación del tejido perirradicular
✓	Ser soluble en un disolvente común, si se precisa eliminar la obturación del conducto radicular

*Figura 5.- Tabla de las propiedades del cemento sellador ideal<sup>81</sup>.*

Se puede agregar los siguientes requisitos básicos de Grossman<sup>32</sup>:

- ✓ No debe provocar una reacción inmunológica en los tejidos periapicales
- ✓ No debe ser mutagénico ni carcinógeno

Desafortunadamente, la pasta de óxido de zinc y eugenol y la pasta ZOE modificada con paraformaldehído han sido capaces de alterar los tejidos, en pruebas que fueron realizadas en dientes de perro, la pulpa tuvo alteración, haciéndola antigénicamente activa. El sellador de resina epóxica (AH-26<sup>®</sup>), por el contrario, “no produce reacción general de anticuerpos o reacción de hipersensibilidad”<sup>31,32</sup>.

En cuanto a la capacidad de ser mutágeno o carcinógeno, Harden informa que el eugenol y sus metabolitos, aunque eran sospechosos, fueron negativos en una prueba de mutagenicidad bacteriana, por lo que la probabilidad de que el eugenol sea un carcinógeno es muy baja.<sup>32</sup>

Con respecto a algunos de los otros 11 requisitos formulados originalmente por Grossman, puede decirse que sólo los policarboxilatos (rara vez utilizados como selladores) y los ionómeros de vidrio satisfacen el requisito número 1: Buena adhesión a la dentina.<sup>32</sup>

Con respecto al requisito número 2, sellado hermético, la literatura está repleta de evaluaciones de eficacia selladora, muchas de ellas contradictorias, y casi todas dudosas en cuanto a su validez.<sup>32-34</sup>

La radiopacidad, el requisito número 3 es proporcionada por sales de un halógeno y metales pesados (plata (Ag), plomo (Pb), bario (Ba), bismuto (Bi) o yodo (I)). Beyer-Olsen y Orstavik midieron la radiopacidad de 409 selladores de conductos radiculares y concluyeron que sería difícil comparar radiográficamente la calidad de las obturaciones radiculares dada la variación entre los radiopacificadores, Como han señalado, “el material es más radiopaco podría dar la impresión de que existe una obturación compacta no obstante la presencia de huecos menores y falta de homogeneidad en la obturación”. Por otro lado, un material menos radiopaco podría ser juzgado como faltante en áreas en las que existe en pequeñas cantidades. El requisito número 4 sobre el tamaño de la partícula también fue investigado por Orstavik, quién encontró una variación de 49 a 180µm en el grosor de la película de sellador después de hecha la mezcla. No hubo al parecer correlación entre el tamaño de la película y el grosor de la película. Orstavik señaló los problemas encontrados con una película gruesa (Biocallex 6-9, Mynol, N2-Normal, Roth-811) y el sellado adecuado de la punta gutapercha primaria. Descubrió este investigador que tales selladores “pueden impedir la reinsertión de una punta de gutapercha hasta su posición preajustada correcta”.<sup>32</sup>

Grossman mismo investigó la importancia del requisito número 7, efecto bacteriostático de los selladores. Después de probar 11 cementos para el conducto

radicular, concluyó que todos “ejercían actividad antimicrobiana en grados diversos”, y aquellos que contenían paraformaldehído presentan mayor actividad inicial. Sin embargo, con el tiempo esta actividad disminuía, de tal forma que de siete a 10 días después de aplicados los cementos de formaldehído no resultaron más bactericidas que los otros cementos.<sup>32</sup>

El requisito número 10, tolerancia tisular. Los selladores que contienen paraformaldehído parecen ser los más tóxicos e irritantes para los tejidos.<sup>32</sup>

- Óxido de zinc y eugenol

Los cementos selladores de óxido de zinc-eugenol se han usado con éxito durante mucho tiempo. Estos cementos selladores experimentan reabsorción si pasan a los tejidos perirradiculares. Tienen un tiempo de fraguado largo, se contraen al fraguar, se pueden disolver y pueden teñir la estructura dental.<sup>22</sup>

Una ventaja de los cementos selladores de este grupo es su actividad antimicrobiana.<sup>22</sup>

Rickert y Dixon introdujeron uno de los primeros cementos selladores a base de óxido de zinc-eugenol. Este producto en forma de polvo y de líquido contenía partículas de plata para aportar radiopacidad. Aunque podía demostrar la presencia de conductos laterales y accesorios, el cemento sellador tenía el inconveniente claro de teñir la estructura dental si no se eliminaba por completo. Comercializado como Pulp Canal Sealer® y Pulp Canal Sealer EWT® (extended working time, tiempo de trabajo prolongado), este sellador es popular entre clínicos que utilizan técnicas termoplásticas. Procosol es una modificación de la fórmula de Rickert en la que se han eliminado las partículas de plata (Óxido de zinc, resina hidrogenada, subcarbonato de bismuto y sulfato de bario, eugenol líquido).<sup>22</sup>

Grossman modificó en 1958 la composición e introdujo una formulación que no producía tinción. Es el cemento sellador de Roth®. Tubli-Seal® es un cemento sellador de óxido de zinc y eugenol con un catalizador, que se mezcla sin dificultad pero que tiene un tiempo de fraguado más corto que los cementos selladores en

forma de polvo/líquido. Tubi-Seal® EWT ofrece un tiempo de trabajo prolongado. El cemento sellador de Wach® contiene bálsamo de Canadá, que proporciona al material una calidad pegajosa o adhesiva y contribuye a reblandecer la gutapercha para convertirla en una masa más homogénea cuando se emplea en la técnica de compactación lateral.<sup>22</sup>



*Figura 6.- Presentación Óxido de Zinc y eugenol. Fuente: Directa*

- Sealapex®

El Sealapex® (SybronEndo, Orange, CA, USA) fue el primer cemento sellador de conductos endodónticos compuesto de hidróxido de calcio que fue introducido al mercado que mostró buenas propiedades biológicas. La fabricación de Sealapex® fue recientemente modificada añadiendo trióxido de bismuto para mejorar las propiedades en cuanto a radiopacidad y el incremento de su vida útil.<sup>4</sup>

Posterior a la aparición del Sealapex®, se han desarrollado otros cementos que contienen hidróxido de calcio, tal como el Sealer 26® y más reciente el Acroseal®. Esos selladores presentan resina epóxica en su composición, siendo derivado del sellador AH 26®. El reciente lanzamiento del sellador Epiphany® es parte del sistema Epiphany® /Resilon®. Tiene una característica resinosa y su formulación está

basada en metacrilato en adición de hidróxido de calcio. Este material fue presentado con un buen comportamiento biológico.<sup>4</sup>



Figura 7.- Presentación de Sealapex®. Fuente: Directa

- **Cemento Gris tipo Portland**

El MTA® (Agregado Trióxido Mineral) ha sido utilizado en endodoncia para sellar perforaciones radiculares, como agente sellador en obturación de conductos, en las pulpotomías, apexificación y en la obturación retrógrada<sup>35,36</sup>. El MTA es básicamente un cemento tipo Portland, cuyo principal componente es el silicato tricalcico, silicato dicalcico, aluminio tricálcico, aluminoferrato tetracalcico y sulfato de calcio hidratado. El MTA también presenta óxido de bismuto, el cual es el responsable de la radiopacidad. De acuerdo con Holland (1999, 2001), el MTA® y el hidróxido de calcio comparten el mismo mecanismo de acción.<sup>6</sup>

En la composición del MTA® la radiopacidad es determinada por la adición de óxido de bismuto. Hay una similitud significativa entre el MTA® y el cemento Portland con respecto a su composición de elementos básicos, acción antimicrobiana, y propiedades biológicas, pero lo más preocupante tiene que ver

con la presencia de arsénico en el cemento tipo Portland por la toxicidad de este metaloide en los tejidos.<sup>1</sup>

Duarte y cols. (2005) Sin embargo evaluaron la liberación de arsénico en el cemento tipo Portland y en el MTA<sup>®</sup> encontrando una liberación mínima. Como lo mencionan, en un artículo indicaron que el cemento tipo Portland es una alternativa viable para el MTA<sup>®</sup> en aplicaciones endodónticas.<sup>1</sup>

Saidon y cols, (2003) evaluaron la reacción del MTA<sup>®</sup> y del cemento tipo Portland del tejido conectivo en ratas, observando una reacción biológica positiva en ambas. Menezes y cols.(2004) Investigaron la respuesta pulpar en dientes de perros después de pulpotomías con MTA<sup>®</sup> y cemento tipo Portland, y encontraron resultados histológicos similares en ambos materiales. Entre las propiedades ideales de un material sellador, la radiopacidad puede ser suficiente para permitir la distinción entre dentina y las estructuras anatómicas adyacentes. El cemento tipo Portland como tal, no tiene una radiopacidad suficiente para ser visualizado radiográficamente y así los agentes radiopacificadores son adheridos a su composición. El óxido de Bismuto es el radiopacificador presente en el MTA.<sup>1</sup>



Figura 8.- Cemento tipo Portland. Fuente: Directa

- Hidróxido de Calcio

Los cementos selladores de hidróxido de calcio se diseñaron para ofrecer actividad terapéutica. Se creía que esos cementos selladores podrían tener actividad antimicrobiana y quizá tuvieran un potencial osteógeno-cementógeno, pero no se ha comprobado. La solubilidad es necesaria para la liberación de hidróxido de calcio y para mantener su actividad.

El hidróxido de calcio  $[\text{Ca}(\text{OH})_2]$  es un medicamento intraconducto utilizado ampliamente, usado por sus propiedades inhibitorias de la actividad clástica (Fragmentos de rocas que se unen de otras rocas preexistentes), a través de la formación de un ambiente alcalino, en adición con estas actividades biológicas como mineralizador, antiinflamatorio, disolución de tejido, y agente antimicrobiano. La actividad antimicrobiana del  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  se ha logrado a través de la liberación de los iones hidroxilo en un ambiente acuoso, el cual primeramente afecta las membranas citoplasmáticas, proteínas y el ADN. Además, la preparación efectiva quimomecánica contra las endotoxinas clínicamente mejora con el uso de la medicación intraconducto. En un retratamiento endodóntico, su uso dió como resultado un alivio en el dolor postoperatorio en pacientes con sintomatología previa en dientes, así como la reducción de brotes de dolor.<sup>37</sup>

La colocación de pasta de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  puede estar limitada dentro del conducto radicular, pero una sobreextensión del  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  a los tejidos perirradiculares ocurre más en conductos con ápices largos y abiertos. Una sobreextensión de la base medicada de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  es aceptada ya que tiene una propiedad benéfica de saneamiento. Una vez en contacto con tejidos, el hidróxido de Calcio desencadena una necrosis superficial y una inflamación subsecuente, el cual cubre la reparación y activa la calcificación. A pesar de que la pasta de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  es considerado un agente seguro, los efectos adversos como las lesiones de tejido y nervios han sido reportados como resultado de una extrusión. El efecto de la pasta de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  en el tejido periodontal es un problema controversial.<sup>37</sup>

La pasta  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  es una mezcla compuesta de polvo y un vehículo (Acuoso, Viscoso o aceitoso). Los radiopacificadores pueden ser incluidos para ayudar en la

evaluación radiológica. Las formulaciones comerciales de Hidróxido de Calcio son productos que están listos para usarse y también puede incluir radiopacificadores (por ejemplo, Vitapex®, Pulpdent®; y Ultracal XS®, Ultradental Products®).<sup>37</sup>

La formulación de Hidróxido de Calcio es usada en endodoncia como medicamento intrapulpar y en el tratamiento de conductos haciendo que el tratamiento sea efectivo en perforaciones de conductos y en resorciones porque la respuesta biológica responde como mineralización y agentes antimicrobianos.<sup>37</sup>



*Figura 9.- Hidróxido de Calcio. Fuente: Directa*

Las principales funciones de los cementos selladores endodónticos son la obturación de zonas vacías, conductos accesorios y múltiples forámenes, formando un enlace entre la adhesión del material y la pared del conducto radicular, actuando como lubricante, dando la facilidad en la colocación del relleno en el núcleo y eliminar algún remanente bacteriano. Debido a su importancia biológica y técnica de los selladores, sus propiedades físicas y químicas tienen una consideración importante desde su desarrollo inicial a principios del siglo XX. Los selladores se clasifican de acuerdo a su composición química: Óxido de zinc y eugenol, hidróxido de calcio, ionómero de vidrio, silicona, resina y selladores biocerámicos. Los



materiales han sido probados en muchos estudios, ya sea colectivamente o basada en su composición mencionados anteriormente. Sin embargo, una revisión extensa de los materiales biocerámicos no ha sido realizada. Los materiales selladores endodónticos biocerámicos han sido exclusivamente para uso endodóntico por los últimos 30 años, correspondiente al aumento del uso de la tecnología de biocerámicos en el campo de la medicina y odontología. Los materiales biocerámicos y cerámicos han sido diseñados específicamente para uso médico y dental. Éstos incluyen alúmina, zirconia, vidrio bioactivo, vidrio cerámico, hidroxiapatita y fosfato de calcio. La diferenciación de materiales entre bioactivos y bioinertes es la interacción que tienen con el entorno del tejido vivo. El material bioactivo como el vidrio y el fosfato de calcio, interactúa con el tejido circundante para fomentar el crecimiento de tejidos más duraderos. Los materiales bioinertes, como la zirconia y la alúmina, produce una respuesta no apreciable por el tejido circundante, teniendo un efecto no biológico o fisiológico. Por eso, los materiales bioactivos son clasificados principalmente por su estabilidad o sea, si es degradable o no-degradable. Los biocerámicos son comúnmente usados para tratamientos ortopédicos, como reemplazo de articulaciones o tejidos y para recubrimiento de implantes metálicos para mejorar la biocompatibilidad.<sup>38</sup> Además, los cerámicos porosos, como los materiales a base de fosfato de calcio, son usados como sustitutos del injerto óseo. LeGeros propuso al fosfato de calcio como cemento restaurativo biocerámico, posteriormente fue propuesto como cemento sellador endodóntico cuando Krell y Wefel compararon la eficacia con el sellador Grossman en un diente extraído, encontrando poca diferencia entre ambos selladores en oclusión y zona apical. Sin embargo, el estudio experimental del sellador de fosfato de calcio falló en la prueba del sellado apical en comparación con el sellador Grossman. Chohayeb y cols. Después, evaluaron el material sellador endodóntico de fosfato de calcio en dientes de perro adulto, reportando que el material a base de fosfato de calcio tiene mayor facilidad de adherencia a las paredes en comparación con la gutapercha. El cemento de fosfato de calcio es usado exitosamente en tratamientos endodónticos incluyendo el recubrimiento pulpar, la formación de la barrera apical, la reparación de defecto periapical y en la reparación

de perforaciones en bifurcación. Hay dos buenas ventajas asociadas con el uso de materiales biocerámicos como material sellador endodóntico. Primero, su compatibilidad que previene el rechazo del tejido circundante. Segundo, los materiales biocerámicos contienen fosfato de calcio el cual mejora las propiedades de configuración de los biocerámicos y los resultados en una composición química y una estructura cristalina similar para el diente y materiales de apatita de hueso, de este modo, probando el sellador en los túbulos dentinarios. Sin embargo, una de las principales desventajas de estos materiales es la dificultad de removerlos en casos de retratamiento o una preparación posterior.<sup>39</sup>

El mecanismo de acción de los cementos selladores endodónticos biocerámicos es desconocido, sin embargo, siguiendo el comportamiento han sido sugeridos para el sellador de silicato de calcio:

- La difusión de las partículas entre los túbulos dentinarios que produce un enlace mecánico
- Infiltración del mineral sellador entre la dentina intertubular, esto da como resultado la infiltración mineral en la zona producida después de desnaturalizar las fibras de colágeno con un sellador fuertemente alcalino
- Reacción parcial del fosfato con hidrogel de silicato de calcio, producida mediante la reacción del silicato de calcio en la presencia de dentina húmeda, dando como resultado la formación de hidroxiapatita a lo largo de la zona mineral infiltrada.<sup>39</sup>

## Norma ISO 6876:2012

### Materiales para el sellado de conductos radiculares

Esta norma internacional especifica los requisitos y métodos de ensayo de los materiales para el sellado de conductos radiculares (endodoncia) que fraguan con o sin presencia de humedad y se utilizan para obturaciones permanentes de los conductos radiculares, con o sin la ayuda de conos/puntos de obturación. Se aplica solamente a los selladores para uso coronario, es decir, un relleno que se coloca en la parte de la corona de un diente.<sup>12</sup>

De acuerdo a la norma ISO 6876:2012, los cementos selladores endodónticos deben presentar ciertas propiedades físicas y mecánicas, esto es; presentar fluidez: El tiempo de trabajo declarado por el fabricante de hasta 30 min, el diámetro para el ensayo de fluidez, no debe ser menor de 17mm, 15 s antes del final del tiempo de trabajo declarado, así como el tiempo de fraguado declarado por el fabricante de hasta 30 min, no debe exceder en más del 10% al tiempo declarado por el fabricante. Para los selladores que tengan un tiempo de fraguado declarado por el fabricante superior a 30min de hasta 72h, para los cuales el fabricante indica un intervalo de tiempo. Los selladores deben tener un espesor de película no mayor de 50µm, la solubilidad del sellador fraguado cuando se determine, no debe exceder 3.0% en masa. Las probetas no deben mostrar evidencias de desintegración, cuando se examinen visualmente. Para la toma de muestras se utiliza uno o más envases para venta tomado del mismo lote, que contenga suficiente cantidad de sellador para realizar los ensayos especificados, así como para permitir repeticiones, si fuera necesario. Las condiciones de ensayo especifican que las muestras a realizar deben tener una temperatura de  $23\pm 2^{\circ}\text{C}$  y una humedad relativa del  $50\pm 5\%$  durante al menos 24hs antes del ensayo, para la preparación del material del ensayo los componentes del sellador se deben manipular de acuerdo con las instrucciones de utilización establecidas por el fabricante, y donde menciona la radiopacidad, que debe de tener una radiopacidad equivalente a no menos de 3mm de aluminio.<sup>12</sup>

## **Planteamiento del problema**

Los cementos selladores endodónticos empleados en el tratamiento de conductos deben cumplir con diferentes características físicas y químicas. La composición química difiere en relación a los componentes principales que constituyen el material, los hay de origen cerámico, polimérico y la mezcla de ambos, sin embargo, como requisito deben tener un elemento radiopacificante, el cual generalmente es el  $\text{SO}_4\text{Ba}$ , con lo cual cubren con los requerimientos especificados en la norma ISO 6876-2012. La función del radiopacificante es de gran importancia para que en las radiografías se tenga una constancia de la calidad del tratamiento de conductos. Ante la gran disponibilidad de materiales en el mercado nacional, es importante determinar si cumplen con los requisitos físicos y mecánicos establecidos en la referida norma, es por ello que surge la siguiente pregunta:

**¿Cuál es la diferencia de radiopacidad en los diferentes materiales selladores endodónticos?**

## **Justificación**

La radiopacidad es una propiedad en los cementos selladores endodónticos. Entre las propiedades químicas y físicas, un material sellador endodóntico ideal puede tener un cierto grado de radiopacidad para que sea claramente visible en las radiografías e incrementa la radiopacidad del relleno del conducto radicular, a pesar de la superposición del hueso, la densidad del hueso, el tamaño de la cavidad del conducto y la variabilidad en los minerales del conducto dentinario. Los materiales con una radiopacidad equivalente a 3mm de espesor de aluminio son fácilmente detectables en las radiografías. Por esta razón, existe una alta radiopacidad en los conos de gutapercha y los cementos selladores endodónticos son ideales ya que ayuda a incrementar el sellado alrededor del conducto. Sin embargo, un material sellador que es también muy radiopaco puede ocultar imperfecciones en el relleno, especialmente cuando es usado en conjunto con gutapercha.

## Objetivos

### General

Determinar la radiopacidad de diferentes cemento selladores de conductos radiculares de diferentes materiales (ROTH®, SEALAPEX®, PORTLAND® GRIS, CEMENTO BLANCO, SILCO®, HIDRÓXIDO DE CALCIO [Ca (OH)<sub>2</sub>], ÓXIDO DE ZINC (ZnO).)

### Específicos

- Determinar la variabilidad en la radiopacidad radiográfica de los selladores endodónticos de 2mm de ancho y 5mm de diámetro
- Comparar la radiopacidad de los diferentes selladores endodónticos con relación a una barra de aluminio de 99.99% de pureza.
- Determinar la densidad radiográfica relacionada con la radiopacidad en los diferentes grosores de la barra de aluminio.
- Determinar la radiopacidad de los selladores endodónticos mediante el análisis de imágenes en el programa ImageJ™.
- Identificar cuál material es más radiopaco

## Hipótesis

### Hipótesis de trabajo

Existen diferencias en la radiopacidad de los selladores endodónticos utilizados en el tratamiento de conductos.

### Hipótesis Nula

No existen diferencias en la radiopacidad de los selladores endodónticos utilizados en el tratamiento de conductos.

<b>Variable</b>	<b>Tipo de Variable</b>	<b>Identificación</b>	<b>Operacionalización</b>	<b>Escala de medición</b>
Radiopacidad	Dependiente	Cuantitativa discontinua	Variabilidad en tonos de gris que tiene un material en el rango de blanco a negro y en éste estudio se determina por la comparación de los materiales selladores y una escala de aluminio de 99.9% pureza en una imagen radiográfica con exposición determinada.	Razón
Selladores endodónticos	Independiente	Cualitativa nominal	Son materiales utilizados en la obturación de conductos. En éste estudio se utilizaron materiales cerámicos y poliméricos	Nominal

# Material y Métodos

## Recursos

- Materiales

- Selladores Roth® (Roth Drug Co. Chicago, IL. EEUU) Sealapex® (SybronEndo, Orange, CA, USA), Silco® (Zeyco, México), Hidróxido de Calcio (Baker, México), Cemento Blanco, Cemento Gris (PORTLAND), ZOE® (ZnO)
- Barra de aluminio serie ASTM-1100 (Metales Návalos, México)
- Radiografías periapicales (Tipo F) (Kodak®, USA)
- Moldes para pastillas de acero inoxidable de norma ISO 6876:2012
- Espátula para cementos y polvo (Star Dental®, USA)
- Moldes de silicona por condensación
- Posicionadores XCP®. (Dentsply, México)

- Físicos

- Rayos X (Satelec®, Germany)
- Mesa para la colocación de radiografías
- Software ImageJ® (NIH, USA)
- Digitalizador de imágenes (Memoreasy®, USA)
- Computadora (Acer®, México)

- Infraestructura

Laboratorio de Materiales Dentales

- Humanos

Erika López Hinojosa (tesista).

Dr. Miguel Ángel Araiza Téllez (director de Tesis)



## Método

Se prepararon especímenes en moldes cilíndricos metálicos de 10mm de diámetro y 2mm de alto para los materiales Roth Sealer<sup>®</sup>, Seal Apex<sup>®</sup>, Silco<sup>®</sup>, Óxido de Zinc (ZnO), Hidróxido de Calcio [Ca(OH)<sub>2</sub>]<sup>®</sup> Cemento Viarden<sup>®</sup>, Cemento Portland gris y Cemento Blanco, siguiendo las instrucciones del fabricante. Se tomaron radiografías periapicales con un equipo de rayos-X (Satelec<sup>™</sup>, Francia), en condiciones de trabajo de 60 kV, distancia de trabajo de 40 cm y tiempo de exposición de 0.400seg. También se realizaron moldes de metal de 5mm de diámetro para los materiales que solo tienen relación de polvos (con sulfato de bario), así como la utilización de silicona para los moldes que contiene relación polvo-líquido, para obtener especímenes de 2mm de altura en todos los casos

Cuando se colocaron los moldes de silicona se utilizó la prensa para que todos los materiales se compactaran y que los especímenes quedaran en la medida que se requirió.



Figura 10.- Moldes de Silicona. Fuente Directa



Figura 11.- Moldes metálicos. Fuente: Directa

Después de obtener los moldes y ser cortados por la mitad, la cajita se pulió con una lija de grano de 180 en la parte inferior, quedando únicamente con el marco de las cajas y así poder liberar los moldes, de tal forma que éstos se dividieron y pudo ser liberado el material sin ninguna deformación.

Los materiales que se utilizaron: Roth Sealer® (Roth Drug Co., Chicago, IL, EEUU), Sealapex® (SybronEndo, Orange, CA, USA), Silco® (Zeyco, México), Acroseal Evolution III® (Septodont, Francia), Cemento Portland® gris y Cemento Blanco, ZnO, Cemento de Viarden (Viarden Dental, México) siguiendo las instrucciones del fabricante, se elaboraron y se colocó el material en los moldes de silicona quedando en forma de pastillas convencionales, las cuales al terminar su elaboración, fueron colocados en la estufa de envejecimiento (baño de estabilidad) por 24 horas. Cuando se colocaron los moldes de silicona se utilizó la prensa hidráulica (MANDFREDI®, Italy) para que todos los materiales se compactaran y que los especímenes quedaran en la medida que se requiere.



Figura 12.- Presentación de materiales utilizados. Fuente: Directa

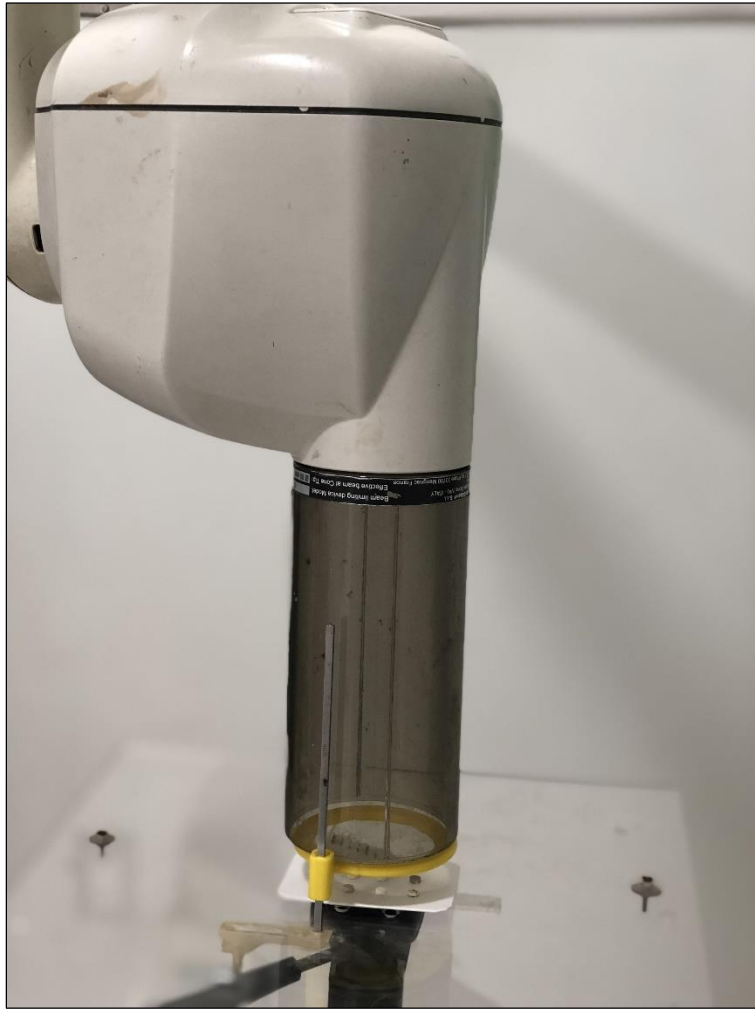
Después de las 24 horas, se retiraron las pastillas de los moldes y se colocaron en las radiografías en un solo orden, de tal forma que todas las radiografías tuvieran la misma secuencia, dejando en el otro extremo de la radiografía un espacio donde se pudo colocar la barra de aluminio.



*Figura 13.- Muestras y escala de aluminio. Fuente: Directa*

Se tomaron radiografías oclusales con un equipo de rayos-X (Satelec™, Francia), en condiciones de trabajo de 60 kV, distancia de trabajo de 40 cm y tiempo de exposición de 0.400seg en una mesa que se fabricó anteriormente y que pudo utilizarse como un soporte para las radiografías.

Con los moldes de metal de 5mm de diámetro se realizaron pastillas con materiales que solo tienen relación de polvos (con sulfato de bario), así como la utilización de silicona para realizar moldes que contiene relación polvo-líquido. En todos los casos, las medidas de cada pastilla tuvieron una altura de 2mm.



*Figura 14.- Radiografía lista para tomarse los rayos-x con la distancia requerida (mínimo 30 cm). Fuente: Directa*

Las imágenes se revelaron con líquidos (Carestream®, USA) dejando cada uno en revelador 60s y en fijador otros 60s, se dejó secar por 24 horas para posteriormente, colocar cada uno en un portaradiografías y para que se escanearan en un digitalizador Memor-ease® (Pacific Image Electronics®, USA), y mediante contraste de grises se determinaron las diferencias entre los materiales probados contra el patrón de la escala de aluminio de pureza >99.9% (Aleación serie 1110-ASTM).



La cuña de aluminio (Figura 15) con la que se hizo la medición tuvo las siguientes características: al menos un 98% de pureza de aluminio con un contenido máximo de cobre del 0.1% y un contenido máximo de hierro del 1% de 50mm de largo x 20mm de ancho, un espesor comprendido entre 0.5mm y 9.0mm en etapas igualmente situadas de 0.5mm o de 1mm, medidas con una precisión de 10µm.

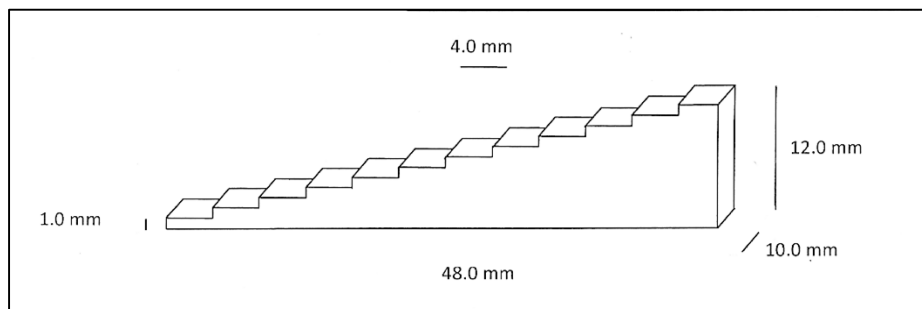


Figura 16 Representación de escala de aluminio utilizada para determinar la radiopacidad de materiales endodónticos. Fuente: Directa

Las imágenes se analizaron con el programa ImageJ® (National Institutes of Health, USA) y se determinaron los valores de densidad en cada uno de los materiales.

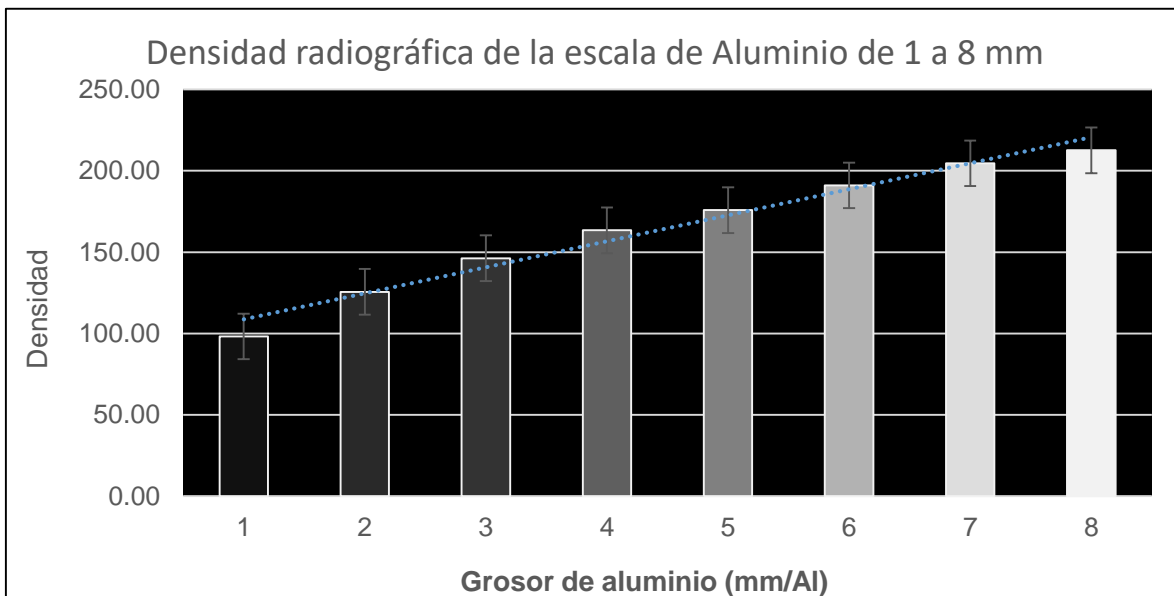
#### Especificación ISO 68-76: 2012

Este procedimiento se realizó conforme a la Norma ISO 68-76:2012 donde menciona que la radiopacidad debe ser equivalente a no menos de 3mm de aluminio, utilizando un molde anular de acero inoxidable, de 10mm de diámetro interior y  $(1.00 \pm 0.01\text{mm})$  de altura. Así como utilizar una película intraoral para rayos X, de velocidad F (como se especifica en la Norma ISO 3665), solución reveladora y fijador (Carestream®, USA).

## Resultados y Análisis Estadístico.

Se realizaron 12 películas radiográficas donde se colocaron los 8 materiales selladores, en total se obtuvieron 12 imágenes de cada material. Los datos fueron organizados en una hoja de Excel (Microsoft™, USA). Se organizaron por grupos y se trasladaron al programa SPSS (IBM®, USA), donde se determinaron las asociaciones estadísticas mediante las medidas de dispersión central que permitió elegir la prueba paramétrica, así también como los gráficos de tendencia central.

En la gráfica 1, se observan las diferentes densidades radiográficas obtenidas de la exposición de la barra de aluminio a los rayos X, Las barras representan la densidad en cada uno de los escalones que tuvieron incrementos de 1mm de grosor.



Gráfica 1.- Densidad radiográfica de la escala de Aluminio de 1 a 8 mm. Fuente: Directa

A partir de la organización de los datos se procedió a la determinación de la densidad radiográfica de todos los cementos selladores endodónticos y a partir de esos datos hacer una comparativa con la densidad de la barra de aluminio, para con

esos datos elaborar la equivalencia densitométrica de mm/Al y el obtenido en los cementos selladores endodónticos, así como la absorción de rayos-X. Los resultados de distribución de las densidades se encuentran en la tabla 1.

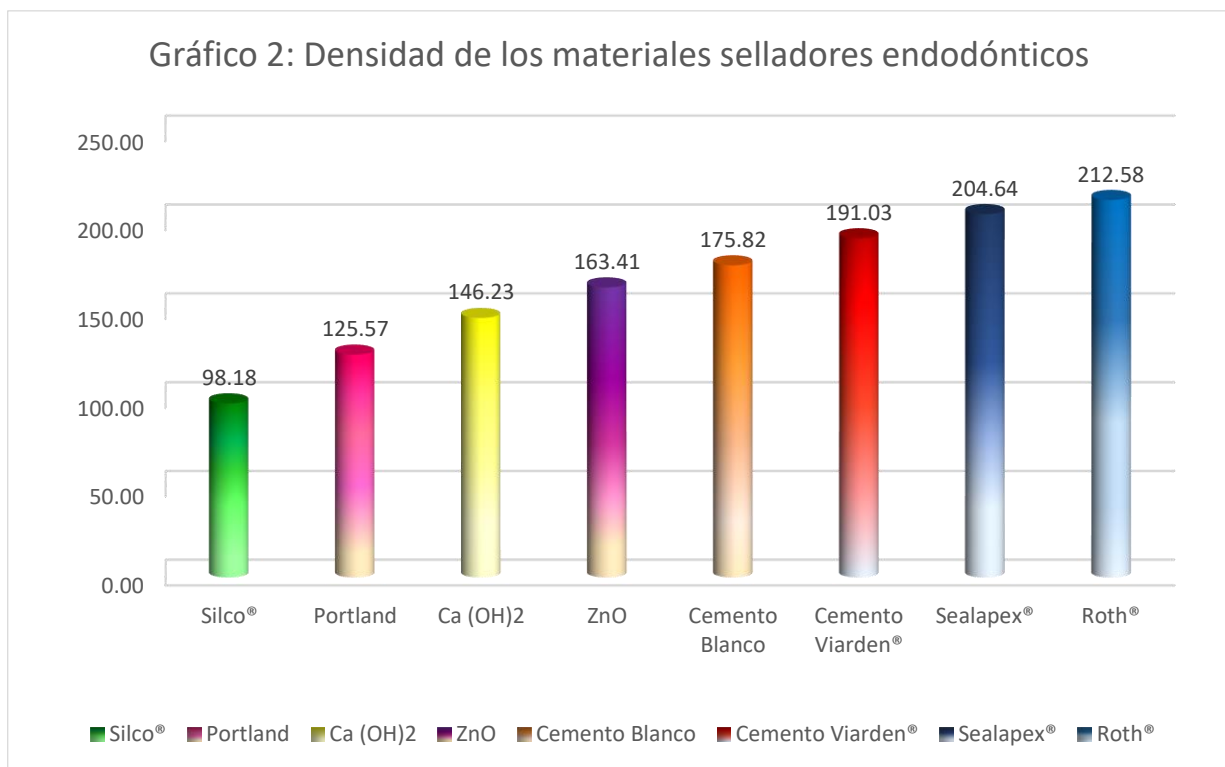
<b>Materiales</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>Desviación estándar</b>
Hidróxido de Calcio	12	134.00	12.44
Óxido de Zinc	12	146.82	6.56
Cemento Blanco Portland	12	140.18	9.59
Cemento Viarden®	12	172.41	14.68
Sealapex®	12	192.54	7.76
Roth®	12	225.43	3.40
Silco®	12	72.26	8.10
Total	96	152.32	43.89

*Tabla 1.- Resultados estadísticos de los materiales selladores endodónticos. Fuente: Directa*

Con el programa SPSS® (IBM, USA) se realizó el análisis estadístico para determinar la estadística descriptiva e inferencias relacionada con las asociaciones entre los grupos.

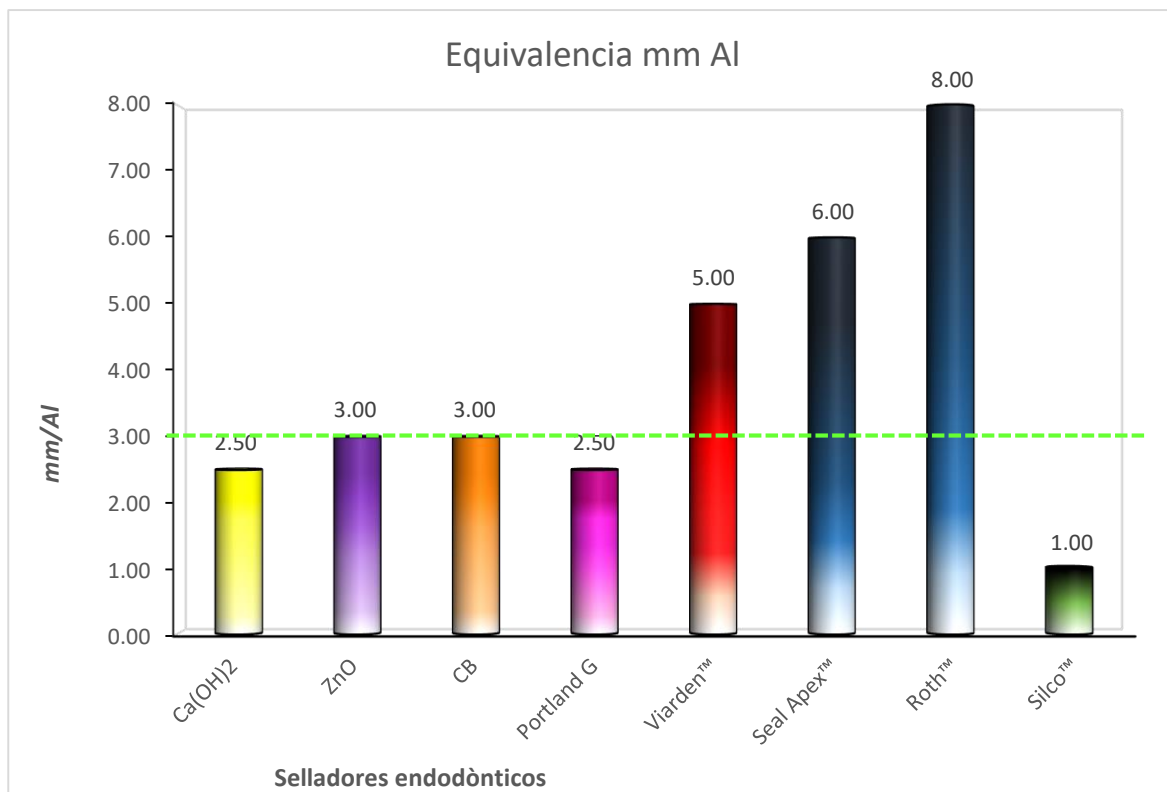


En la gráfica 2, se presentan los resultados de las densidades obtenidas de cada material por medio del programa ImageJ®. Las barras representan las medias de las densidades de cada material (n=12) y están organizadas de acuerdo al grosor del incremento de los milímetros de aluminio, siendo el origen o valor 0 la intersección del eje X (Tamaño en mm/Al) y el eje Y (densidad radiográfica), y hacia la derecha los valores incrementales de la barra de aluminio (1mm) de menor a mayor densidad. Dando como resultado, que el que presenta menor densidad es el material Silco® y quedando el cemento Roth® como el que presenta mayor densidad. Esto quiere decir que entre menor densidad menor radiopacidad.



*Gráfica 2.- Densidad de los materiales selladores endodónticos. Fuente: Directa*

En la gráfica 3 se presentan las equivalencias en mm/Al de las densidades de cada uno de los materiales estudiados. En la gráfica se observa que tanto el Silco<sup>®</sup>, Portland y el Ca(OH)<sub>2</sub>, de acuerdo a la norma ISO 6876-2012, no alcanzan el nivel mínimo de radiopacidad en mm/Al requerido en la citada norma. Por otra parte, los materiales ZnO, Cemento Blanco, cumplieron con el valor mínimo requerido y en el caso del Viarden<sup>®</sup>, Sealapex<sup>®</sup> y Roth<sup>®</sup>, alcanzaron los mayores valores en este estudio. Resumiendo así que, el Silco<sup>®</sup> tuvo el menor valor con 1.00 mm/Al de densidad y el cemento Roth<sup>®</sup> con mayor densidad de rayos X, con un total de 8.00 mm/Al.



*Gráfica 3.- Equivalencia mm/Al de densidad de materiales selladores endodònticos. Fuente: Directa*

Con los datos obtenidos en el análisis de las imágenes en el ImageJ<sup>®</sup> se procesaron en el programa IBM SPSS<sup>®</sup> para determinar las asociaciones estadísticas de la radiopacidad de cada uno de los materiales mediante la aplicación del análisis de varianza.

En la tabla 2 se encuentran los resultados de la prueba y se determinó que a una  $F_c$  de 278.478 y 7 grados de libertad ( $p < 0.05$ ), rechazar la hipótesis nula y aceptar que existe diferencia estadísticamente significativa en la radiopacidad de los materiales endodónticos probados.

	Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	175087.284	7	25012.469	278.478	.000
Dentro de grupos	7904.028	88	89.818		
Total	182991.312	95			

Tabla 2.- Tabla de análisis de varianza. Fuente: Directa

Al conocer que existen diferencia entre los grupos, se procedió a determinar las asociaciones específicas que ocurrían entre ellos, con este propósito se aplicó la prueba Significativa de Tukey ( $p < 0.05$ ). A continuación se describen los resultados de la prueba *poshoc*. La radiopacidad del Cemento Viarden® fue diferente estadísticamente cuando se le comparó con los otros grupos, esto ocurre porque es el que tiene una equivalencia mayor en densidad de mm/ Al en comparación con el Hidróxido de Calcio, el Óxido de Zinc, Cemento Blanco, Portland, Sealapex®, Roth®, Silco®. La radiopacidad del Sealapex fue diferente estadísticamente cuando se le comparó con los otros grupos, esto ocurre porque es el que tiene una equivalencia mayor en densidad de mm/Al en comparación con el Hidróxido de Calcio, el Óxido de Zinc, Cemento Blanco, Portland, Cemento Viarden®, Roth®, Silco®.

En la tabla 3, muestra el cemento Viarden®, el cual demuestra que la radiopacidad fue estadísticamente diferente con todos los demás cementos selladores endodónticos, así como el cemento Sealapex®. Esto se debió a que los dos fueron los que presentaron una equivalencia mayor a los demás cementos selladores endodónticos.

#### Análisis de Tukey

Variable dependiente: Densidad en mm Al

(I) Cementos selladores endodónticos	(J) Cementos selladores endodónticos	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar
Cemento Viarden®	Hidróxido de Calcio	38.403500*	3.869076
	Óxido de Zinc	25.588000*	3.869076
	Cemento Blanco	32.224500*	3.869076
	Portland	37.479667*	3.869076
	Sealapex®	-20.134417*	3.869076
	Roth®	-53.019417*	3.869076
	Silco®	100.144667*	3.869076
Sealapex®	Hidróxido de Calcio	58.537917*	3.869076
	Óxido de Zinc	45.722417*	3.869076
	Cemento Blanco	52.358917*	3.869076
	Portland	57.614083*	3.869076
	Cemento Viarden®	20.134417*	3.869076
	Roth®	-32.885000*	3.869076
	Silco®	120.279083*	3.869076

\*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

*Tabla 3.- Tabla de Tukey de cemento Viarden® y Sealapex®. Fuente: Directa*

En la tabla 4 muestra el cemento sellador endodóntico Hidróxido de Calcio, el cual muestra que la radiopacidad fue estadísticamente diferente con el Óxido de Zinc, Cemento Viarden®, Sealapex®, Roth® y Silco® ya que fue uno de los que tiene una equivalencia menor de densidad en mm/Al y en cuanto al Cemento Blanco y Portland, no hubo una diferencia significativa estadísticamente. El Óxido de Zinc muestra que la radiopacidad fue estadísticamente significativa en los materiales como el Hidróxido de Calcio, Cemento Viarden®, Sealapex®, Roth®, Silco®, ya que muestra que tiene una equivalencia menor en los materiales, mientras que el Cemento Blanco y el Portland no presentaron diferencia significativa.

#### Analisis de Tukey

Variable dependiente: Densidad en mm Al

(I) Cementos selladores endodónticos	(J) Cementos selladores endodónticos	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar
Hidróxido de Calcio	Óxido de Zinc	-12.815500*	3.869076
	Cemento Blanco	-6.179	3.869076
	Portland	-0.923833	3.869076
	Cemento Viarden®	-38.403500*	3.869076
	Sealapex®	-58.537917*	3.869076
	Roth®	-91.422917*	3.869076
	Silco®	61.741167*	3.869076
Óxido de Zinc	Hidróxido de Calcio	12.815500*	3.869076
	Cemento Blanco	6.6365	3.869076
	Portland	11.891667	3.869076
	Cemento Viarden®	-25.588000*	3.869076
	Sealapex®	-45.722417*	3.869076
	Roth®	-78.607417*	3.869076
	Silco®	74.556667*	3.869076

\*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Tabla 4.- Tabla de Tukey de Hidróxido de Calcio y Óxido de Zinc. Fuente: Directa

En la tabla 5 se observa que la radiopacidad del Cemento Blanco tuvo un comportamiento dividido, por un lado, aunque su valor máximo (3.0) cumplió con el mínimo requerido (3.0) en equivalencia en mm/ Al, al compararlo con los que tampoco cumplieron con los valores mínimos (Hidróxido de calcio y Portland) o que tuvo su mismo valor densitométrico (Óxido de Zinc) no se apreciaron diferencias estadísticamente significativas, es decir, el comportamiento es el mismo. De manera distinta ocurrió cuando se le comparó con los materiales que obtuvieron valores por encima del mínimo requerido (Cemento Viarden®, Sealapex®, Roth®, Silco®), en ellos se establecieron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ). Para el cemento Portland las diferencias estadísticas fue igual que el ocurrido con el cemento Blanco.

#### Análisis de Tukey

Variable dependiente: Densidad en mm Al

(I) Cementos selladores endodónticos	(J) Cementos selladores endodónticos	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar
Cemento Blanco	Hidróxido de Calcio	6.179	3.869076
	Óxido de Zinc	-6.6365	3.869076
	Portland	5.255167	3.869076
	Cemento Viarden®	-32.224500*	3.869076
	Sealapex®	-52.358917*	3.869076
	Roth®	-85.243917*	3.869076
	Silco®	67.920167*	3.869076
Portland	Hidróxido de Calcio	0.923833	3.869076
	Óxido de Zinc	-11.891667	3.869076
	Cemento Blanco	-5.255167	3.869076
	Cemento Viarden®	-37.479667*	3.869076
	Sealapex®	-57.614083*	3.869076
	Roth®	-90.499083*	3.869076
	Silco®	62.665000*	3.869076

\*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Tabla 5.- Tabla de Tukey de Cemento Blanco y Tipo Portland. Fuente: Directa

En la tabla 6 la diferencia que existe entre estos dos últimos grupos, Cemento Roth® y Silco® es estadísticamente significativa ya que, el cemento Roth® tiene la equivalencia mayor de todos los grupos (8 mm/Al), quedado así, que el Hidróxido de Calcio, el Óxido de Zinc, el Cemento Blanco, Portland, Cemento Viarden®, Sealapex®, Silco®, presentan una diferencia significativa. Así como el Cemento Sellador Endodóntico Silco®, siendo el que presenta, de todos, una equivalencia menor en mm/Al (1 mm/Al) en comparación con los demás grupos, presenta, tanto en el Hidróxido de Calcio, Óxido de Zinc, Cemento Blanco, Portland®, Cemento Viarden®, Sealapex® y cemento Roth® una diferencia estadísticamente significativa.

#### Análisis de Tukey

Variable dependiente: Densidad en mm Al

(I) Cementos selladores endodónticos	(J) Cementos selladores endodónticos	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar
Roth®	Hidróxido de Calcio	91.422917*	3.869076
	Óxido de Zinc	78.607417*	3.869076
	Cemento Blanco	85.243917*	3.869076
	Portland	90.499083*	3.869076
	Cemento Viarden®	53.019417*	3.869076
	Sealapex®	32.885000*	3.869076
	Silco®	153.164083*	3.869076
Silco®	Hidróxido de Calcio	-61.741167*	3.869076
	Óxido de Zinc	-74.556667*	3.869076
	Cemento Blanco	-67.920167*	3.869076
	Portland	-62.665000*	3.869076
	Cemento Viarden®	-100.144667*	3.869076
	Sealapex®	-120.279083*	3.869076
	Roth®	-153.164083*	3.869076

\*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Tabla 6.- Tabla de Tukey en Cemento Roth® y Silco®. Fuente: Directa

## Discusión

La radiopacidad es una propiedad requerida en los cementos dentales ya que ayuda a mejorar el diagnóstico, estado y condición de los materiales colocados en los dientes siendo vistos por medio de una radiografía<sup>40</sup>, tal como menciona Tagger y Katz en 2003. Para la realización de este estudio se analizaron 8 materiales que son utilizados como cemento selladores endodónticos: Cemento Viarden<sup>®</sup>, Roth<sup>®</sup>, Silco<sup>®</sup>, Sealapex<sup>®</sup>, Cemento Blanco, Portland, Hidróxido de Calcio, Óxido de Zinc (ZOE), cada uno con características físicas diferentes, ya que los había en forma de polvo, pasta o sólido. Estos materiales fueron vistos en la radiografía pero con distinta radiopacidad, la cual se apreció de manera diferente de acuerdo al tipo de material; en los materiales comerciales fue evidente la presencia de elementos de contraste, mientras que en el caso de algunos no fue evidente su presencia (Cemento Silco<sup>®</sup>, el Hidróxido de Calcio, cemento tipo Portland).

Hay una variedad de sustancias que son agregadas para los materiales selladores endodónticos para asegurar el contraste radiográfico y es proporcionada por sales de un halógeno y metales pesados como son: Plata (Ag), Plomo (Pb), Bario (Ba), Bismuto (Bi) o Yodo (I). La radiopacidad puede tener diferente contraste en cada radiografía por la calidad de los rayos-X, estos pueden ser afectados por la variación en el voltaje y la posibilidad de una variación en el tiempo de exposición tal como lo explica Beyer-Olsen y colaboradores en 1981<sup>29</sup>. Por lo que en esta investigación, tanto el cemento Portland, como el Hidróxido de Calcio, se agregó 15% de Sulfato de Bario ya que, por sí solos no son radiopacos.

Las muestras se realizaron de acuerdo a la norma ISO 6876:2012, con las condiciones establecidas en dicha especificación, es decir, a temperatura controlada de  $23\pm 2^{\circ}\text{C}$  y humedad relativa del  $50\pm 5\%$  durante 24hs antes del ensayo.<sup>12</sup> Los componentes del sellador se deben manipular de acuerdo con las instrucciones de utilización establecidas por el fabricante.<sup>41-43</sup>

Existen diversas aleaciones de aluminio, la diferencia radica en la composición y el tratamiento térmico que pueden recibir, tal como se describe en la norma ASTM.<sup>44</sup> En varios artículos como el de Dukic y colaboradores en 2012, Tagger y Katz en



2003, mencionan que las pruebas de radiopacidad se realizaron con una aleación de la serie 1100<sup>15,45</sup>, la cual contiene 99.9% de pureza. En ésta investigación, se utilizó una escala de aleación de aluminio 1100, en escalones de 1mm/Al como lo menciona la norma ISO 6876:2012<sup>12</sup>.

Varias investigaciones mencionan la digitalización de radiografías como un método para determinar la densidad, las de Orucoglu y colaboradores en 2005<sup>46</sup>, Nomoto y colaboradores<sup>17</sup> en 2008, Dukic y colaboradores<sup>15</sup> en 2012, Önem y colaboradores<sup>47</sup> en 2013 donde se puede hacer el análisis de radiopacidad, así como el análisis de algún objeto extraño, precisión de obturaciones de algún material en específico. En 2017 Vertuan y colaboradores utilizaron el programa ImageJ<sup>®</sup> (National Institutes of Health, USA) para la medición de radiopacidad, utilizando la escala de aluminio en el escaneo de radiografías y se realizó el análisis de cada material. En este trabajo utilizo el programa ImageJ<sup>®</sup> por ser acreditado y aceptado para el tratamiento y análisis de imágenes digitalizadas, además de ser desarrollado y apoyado por el organismo regulados de los Instituto Nacional de salud de los Estados Unidos (NHI, por sus siglas en inglés).<sup>48</sup>

El hidróxido de Calcio puro no es radiopaco, por lo que algunos autores, como Desai, Chandler y Tanomaru en 2009 recomendaron añadir a la mezcla de hidróxido de calcio una pequeña cantidad de yodoformo<sup>6,49</sup>, con lo que aumenta considerablemente su radiopacidad. También existen preparados comerciales de hidróxido de calcio con yodoformo (Vitapex<sup>®</sup>) u otros que incorporan sulfato de bario para darle radiopacidad (Metapaste<sup>®</sup>, Metadental<sup>®</sup>).<sup>50</sup> En ésta investigación se utilizó hidróxido de Calcio puro con un agregado de 17% de SO<sub>4</sub>, por lo que en el análisis estadístico y radiográfico, no presentó la radiopacidad mínima, requerida por la norma.

Así como lo describe Morales Wer, en 2004, el Óxido de Zinc y eugenol contiene otros componentes como algunas sales metálicas para crear una imagen radiopaca, resina blanca para mejorar la adherencia y plasticidad. Se han agregado sustancias para modificar sus propiedades, pero siempre sobre la base de óxido de zinc y eugenol, esto es que contiene Óxido de Zinc, Estabelita, Subcarbonato de Bismuto

Sulfato de Bario y Borato de Sodio anhídrido. El análisis estadístico arrojó que, a pesar de los agregados que contenía el material para aumentar la radiopacidad, únicamente logró obtener la equivalencia mínima según la norma. <sup>51</sup>

En 1995, Begoña Y Góngora explica que el cemento Portland no es un compuesto químico simple, sino una mezcla de muchos compuestos. Cuatro de ellos conforman el 90% o más del peso del cemento Portland y son: el silicato tricálcico, el silicato dicálcico, el aluminato tricálcico y el aluminio ferrito tetracálcico.<sup>52</sup> Dentro de la investigación realizada, el cemento Portland estudiado fue puro, por lo tanto solo hubo un único agregado que fue el sulfato de Bario, así que dio como resultado, una radiopacidad apenas notoria, dando como resultado 2.5 mm/Al, esto quiere que decir que no presentó la equivalencia mínima de radiopacidad.

Baquiano en 2009, describe la clasificación según Lasala y Soares donde menciona que el cemento Sealapex<sup>®</sup>, es un cemento pasta-pasta con un tiempo de trabajo y endurecimiento muy prolongado, que se endurece en el conducto con presencia de humedad. Su composición está basada en, hidróxido de calcio, sulfato de bario, óxido de zinc, dióxido de titanio, esterato de zinc, mezcla de etil-tolueno-sulfonamida, metilen-metil-salicilato, isobutil-salicilato y pigmento.<sup>42</sup> Por lo que estos componentes dieron como resultado en la radiografía un buen material para la radiopacidad suficiente de éste material, que además de obtener la radiopacidad mínima, se alcanzó, en el análisis estadístico una equivalencia de 6 mm/Al.

En 2011, Rivas describe el cemento Roth<sup>®</sup>, el cual menciona que posee un tiempo de trabajo adecuado, buen corrimiento, buena adhesividad a las paredes y su radiopacidad es aceptable ya que su composición de polvo contiene, óxido de zinc, resina hidrogenada, subcarbonato de bismuto, sulfato de bario, borato de sodio anhidro y en líquido únicamente eugenol.<sup>53</sup> Todos los materiales agregados a éste sellador son efectivos en cuanto a su radiopacidad ya que dio como resultado, ser el material contiene mayor radiopacidad de todos los demás cementos, quedando una equivalencia de 8 mm/Al como resultado en el análisis estadístico.

Rodríguez en 2014, hace la descripción del cemento Silco<sup>®</sup> y donde hace mención al polvo del cemento sellador que contiene óxido de zinc en finas partículas para

incrementar la fluidez del cemento según el fabricante y el tiempo de manipulación se ajusta para permitir un adecuado tiempo de trabajo y pueda ser radiopaco <sup>41</sup> pero en ésta investigación, fue el material con menor radiopacidad, quedando con una equivalencia de 1mm/Al.

Rodríguez describe el cemento Viarden<sup>®</sup>, el cual menciona los componentes: contiene una base de óxido de Zinc, sulfato de bario, borato de sodio y resina natural, acelerador y eugenol (fórmula de Grossman). Por su composición libre de sales de plata, no pigmenta el tejido dentario, por lo que puede ser utilizado en dientes anteriores. Con la resina natural la fórmula adquiere adhesividad a las paredes del conducto, facilitando el sellado correcto del mismo.<sup>43</sup> Y esto hace que presente, en el análisis estadístico, una radiopacidad mayor al límite mínimo.

## Conclusiones

- El cemento Portland y el cemento Silco® no tienen el nivel mínimo de radiopacidad que la Norma exige. Siendo el cemento Silco® el que tuvo una menor equivalencia con un resultado de 1 mm/Al.
- El Óxido de Zinc y el Cemento Blanco demostraron estar al nivel mínimo de radiopacidad y el cemento Viarden®, Sealapex® y Roth® demostraron estar a un nivel mucho mayor que el valor mínimo. El cemento Roth®, en comparación con los demás selladores, fue el de mayor radiopacidad ya que presentó una equivalencia de 8 mm/Al.
- Esto quiere decir que el hidróxido de Calcio, no es radiopaco en radiografías, así como el cemento Portland. El cemento Silco®, presenta únicamente óxido de zinc en su composición sin ningún otro agregado metálico o sales.
- El Óxido de Zinc y el Cemento Blanco presentaron el nivel mínimo, ya que en su composición no tienen más agregados metálicos y sales.
- El cemento Viarden®, Sealapex® y Roth® presentan agregados metálicos y sales que hacen que en la radiografía sean mayormente visibles, ya que presentan una radiopacidad adecuada para poder ser utilizados con mayor confianza en la obturación de conductos radiculares.

## Recomendaciones

Es importante que el cirujano dentista tenga conocimiento de lo fundamental que puede ser la radiopacidad en el diagnóstico del tratamiento de conductos, para identificar si la obturación fue efectiva y así demostrar que se realizó un buen trabajo, poder identificar de la misma manera, el material agregado al cemento que va a servir como radiopacificante en el material.

## Referencias

1. Húngaro Duarte MA, D'arc de Oliveira G, Ricci Vivan R, Guerreiro Tanomaru JM, Tanomaru Fiho M, Gomes de Moraes I. Radiopacity of Portland Cement Associated With Different Radiopacifying Agents. *J Endod.* 2009;35(5):737-740.
2. Branstetter J, von Fraunhofer JA. The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. *J Endod.* 1982;8(7):312-316.
3. EM B-O, Ørstavik D, Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg.* 1981;51(3):320-328.
4. Bodrumlu E, Sumer AP, Gungor K. Radiopacity of a new root canal sealer, epiphany. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2007;104(5):59-61.
5. Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K. Evaluation of the Radiopacity of New Root Canal Paste/Sealers by Digital Radiography. *J Endod.* 2008;34(11):1388-1390.
6. Tanomaru JMG, Húngaro MAD, Gonçalves M, Filho MT. Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Endod Braz Oral Res Braz Oral Res.* 2009;2323(22):119-23119.
7. Beyer-Olsen EM, Ørstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg.* 1981;51(3):320-328.
8. Tanomaru-Filho M, Jorge ÉG, Guerreiro Tanomaru JM, Gonçalves M. Radiopacity Evaluation of New Root Canal Filling Materials by Digitalization of Images. *J Endod.* 2007;33(3):249-251.
9. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Lee Musikant B. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *elsevier.* 2005;22:765-770.
10. Furtos G, Baldea B, Silaghi-dumitrescu L. Development of new radiopaque glass fi ber posts. *Mater Sci Eng C.* 2016;59:855-862.
11. Rosen E, Azizi H, Friedlander C, Taschieri S, Tsesis I. Radiographic identification of separated instruments retained in the apical third of root canal-filled teeth. *J Endod.* 2014;40(10):1549-1552.
12. AENOR. Materiales para el sellado de Conductos Radiculares UNE-EN ISO 6876:2012. 2012:14.
13. Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2009;108(6):e35-e38.
14. International ASTM Standard. *ASTM B209 - 14: Standard Specification for*

*Aluminum and Aluminum-Alloy Sheet and Plate*. Vol 03.; 2007.

15. Dukic W, Delija B, Derossi D, Dadic I. Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater J*. 2012;31(1):47-53.
16. Información Técnica de Aluminio: Aleaciones de Aluminio: Información Técnica. <https://www.meyer-mab.com/recursos/informacion-tecnica/?lang=es>. Accessed May 16, 2018.
17. Nomoto, R., Mishima, A., Kobayashi, K., McCabe, J.F., Darvell, B.W, Watts, D.C, Momoi, Y., Hirano S. Quantitative determination of radio-opacity: Equivalence of digital and film X-ray Systems. *Dent Mater J*. 2008;24:141-147.
18. Chapman HN, Fromme P, Barty A, et al. Femtosecond X-ray protein nanocrystallography. *Nature*. 2011;470(7332):73-77.
19. Versiani MA, Abi Rached-Junior FJ, Kishen A, Pécora JD, Silva-Sousa YT, de Sousa-Neto MD. Zinc Oxide Nanoparticles Enhance Physicochemical Characteristics of Grossman Sealer. *J Endod*. 2016;42(12):1804-1810.
20. Barends TRM, Foucar L, Botha S, et al. De novo protein crystal structure determination from X-ray free-electron laser data. *Nature*. 2014;505(7482):244-247.
21. Ayyer K, Yefanov OM, Oberthür D, et al. Macromolecular diffractive imaging using imperfect crystals. *Nature*. 2016;530(7589):202-206.
22. Hargreaves KM, Berman LH. *Cohen. Vías de La Pulpa.*; 2016.
23. Tanomaru-Filho M, Torres FFE, Chávez-Andrade GM, et al. Physicochemical Properties and Volumetric Change of Silicone/Bioactive Glass and Calcium Silicate-based Endodontic Sealers. *J Endod*. 2017;43(12):2097-2101.
24. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Properties of a novel polysiloxane-guttapercha calcium silicate-bioglass-containing root canal. *Dent Mater*. 2016;32(5):e113-e126.
25. EM B-O, Ørstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg*. 1981;51:320.
26. Khalil I, Naaman A, Camilleri J. Properties of Tricalcium Silicate Sealers. *J Endod*. 2016;42(10):1529-1535.
27. Watts D. Characterization of aluminium radiopacity standard of restorative materials. *J Dent*. 1987;15:175-177.
28. Hitij T, Fidler A. Radiopacity of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2013;17(4):1167-1177.
29. Beyer-Olsen EM, Orstavik D, Norway O. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1981;51(3):320-328.

30. Rosen E, Venezia NB, Azizi H, et al. A comparison of cone-beam computed tomography with periapical radiography in the detection of separated instruments retained in the apical third of root canal-filled teeth. *J Endod.* 2016;42(7):1035-1039.
31. García Aranda RL, Briseño Marroquín B. *Endodoncia II Fundamentos y Clínica.* Universidad. (García Aranda RL, ed.); 2016.
32. Ide Ingle J, Taintor JF. *Endodoncia.* 3ra ed. (Basurto Samperio P, ed.); 1988.
33. Tagger M, Tagger E, Tjan AHL, Bakland LK. Shearing bond strength of endodontic sealers to Gutta-percha. *J Endod.* 2003;29(3):191-193. doi:10.1097/00004770-200303000-00007.
34. Racciatti G. Agentes selladores en Endodoncia. <http://rehip.unr.edu.ar>. 2000.
35. Silva EJNL, Rosa TP, Herrera DR, Jacinto RC, Gomes BPPFA, Zaia AA. Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA fillapex. *J Endod.* 2013;39(2):274-277.
36. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghodduji J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of Mineral Trioxide Aggregate's Composition with Portland Cements and a New Endodontic Cement. *J Endod.* 2009;35(2):243-250.
37. Campello SL De, Cristiny M, Cassimiro F, Bezerra A, Xavier F, Scheneider CM. Hardened exogenous material after extrusion of calcium hydroxide with barium sulfate. *J Am Dent Assoc.* 2018;149(1):59-66.
38. Trial RC, Graunaite I, Skucaite N, Lodiene G, Agentiene I. Effect of Resin-based and Bioceramic Root Canal Sealers on Postoperative Pain : A Split-mouth. *J Endod.* 2018;44(5):689-693.
39. Al-Haddad A, Aziz ZACA. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater.* 2016;2016.
40. Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. *J Endod.* 2003;29(11):751-755.
41. Rodriguez B. Cemento sellador Silco. <http://studylib.es/doc/6161547/cemento-sellador-silco>. Published 2014. Accessed August 24, 2018.
42. Baquiano. Sitio de Odontología: cementos, selladores y pastas en endodoncia. <http://aprendeodonto.blogspot.com/2009/02/cementos-selladores-y-pastas-en.html>. Published 2009. Accessed August 23, 2018.
43. Viarden. Cemento para Endodoncia. Hoja técnica. <https://viarden.com/productos-por-especialidad/especialidades/endodoncia/cemento-para-endodoncia-detail.html>. Published 2012. Accessed August 24, 2018.

44. Meyer Aluminum Blanks. Información Técnica de Aluminio: Aleaciones de Aluminio: Información Técnica. <https://www.meyer-mab.com/recursos/informacion-tecnica/?lang=es>. Published 2008. Accessed October 22, 2018.
45. Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: Development of a new method for direct measurement. *J Endod.* 2003;29(11):751-755.
46. Orucoglu H, Sengun A, Yilmaz N. Apical leakage of resin based root canal sealers with a new computerized fluid filtration meter. *J Endod.* 2005;31(12):886-890.
47. Önem E, Baksi BG, Şen BH. Effect of exposure parameters on the radiopacity of root canal sealers. *Oral Sci Int.* 2013;10(1):25-27.
48. Vertuan GC, Hungaro Duarte MA, Gomes de Moraes I, et al. Evaluation of Physicochemical Properties of a New Root Canal Sealer. *J Endod.* 2017:1-5.
49. Desai S, Chandler N. Calcium Hydroxide-Based Root Canal Sealers: A Review. *J Endod.* 2009;35(4):475-480.
50. Rodríguez Benítez S. Importancia del hidróxido de calcio como medicamento intraconducto en Endodoncia. A propósito de un caso clínico - Gaceta Dental. <https://www.gacetadental.com/2009/03/importancia-del-hidrxido-de-calcio-como-medicamento-intraconducto-en-endodoncia-a-proposito-de-un-caso-clnico-31678/>. Published 2009. Accessed August 22, 2018.
51. Morales Wer GR. 04.03.2004: Materiales de obturación en endodoncia. <http://win.endoroot.com/articulos/04.03.materialesdeobturacionenendodoncia.html>. Published 2004. Accessed August 23, 2018.
52. Begoña CD, Góngora E. *Universidad Autónoma de Nuevo León, Facultad de Odontología.*; 1995. <http://eprints.uanl.mx/2391/1/1080223877.pdf>. Accessed August 23, 2018.
53. Rivas R. OBTURACIÓN: Cementos selladores. <http://www.iztacala.unam.mx/rivas/NOTAS/Notas12Obturacion/selleuggrossman.html>. Published 2011. Accessed August 23, 2018.