BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

RADIOPACIDAD DEL CEMENTO PORTLAND ADICIONADO CON SULFATO DE BARIO Y CEMENTO PORTLAND ADICIONADO CON ÓXIDO DE BISMUTO.

TESIS

PARA OBTENER EL TITULO DE
MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN CON TERMINAL EN PEDIATRÍA.

PRESENTA:

C.D LEYDI ZÚÑIGA MONZÓN

ID:215450020

DIRECTORA DISCIPLINARIA

M.O. ESTER L. SOBERANES DE LA FUENTE

ID 100071055

DIRECTOR METODOLÓGICO

M.S.P. ROSENDO CARRASCO GUTIERREZ.

ID 100008655

M.C. GABRIEL MUÑOZ QUINTANA

ID 100191044

MAYO 2017

BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de Maestría en estomatología con opción terminal en pediatría **Registro** 01 en la hoja 2
CIFE 2016006

Título de la Tesis: (Anexar impreso y CD) RADIOPACIDAD DEL CEMENTO PORTLAND ADICIONADO CON SULFATO DE BARIO Y CMENTO PRTLAND ADICIONADO CON OXIDO DE BISMUTO

Nombre del alumno: Leydi Zúñiga Monzón

Domicilio: SM 528 Calle. pto de Veracruz mz 13 lt 1 c.20 Andalucía II Cancún Quintana Roo

Tel: 9982416001

Fecha de ingreso a la Facultad: 5 de enero 2015 **Firma:**

Director disciplinario: Ester Luminosa Soberanes de la fuente **Grado académico: Maestría en Materiales Dentales** **Adscripción:** Facultad de Estomatología

ID: 100071055 **Tel:** 2221177314

Fecha de Aceptación: 24 de Abril 2017 **Firma:**

Director metodológico: Rosendo Carrasco Gutiérrez

Grado académico: Maestro en Salud Publica **Adscripción:** Facultad de Estomatología

ID: 100008655 **Tel:** 2225053084

Fecha de Aceptación: 24 de Abril 2017 **Firma:**

Asesor (Optativo) Gabriel Muñoz Quintana

Grado académico: Maestro en ciencias **Adscripción:** Facultad Estomatología

ID: 100191044 **Tel:** 2227603356

Fecha de Aceptación: 24 de Abril 2017 **Firma:**

Lector: Carolina Samano Valencia

Grado académico: Doctorado **Adscripción:** Facultad de Estomatología

ID: 100526470 **Tel:** 4448191822

Fecha de Aceptación: **Firma:**

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia:

LA Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado, autoriza la impresión de la Tesis.

M. en C. Alejandro Dib Kanan

Fecha

BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA · 1578 · FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

BUAP

Oficio No. FESIEP/167/2017

C.D. LEYDI ZUÑIGA MONZÓN
MAT. 215450020
ALUMNA DE LA MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA
CON OPCIÓN TERMINAL EN PEDIATRÍA
DE LA FE-B.U.A.P.
P R E S E N T E.

El que suscribe, MTRO. ALEJANDRO DIB KANÁN, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio me permito informar que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulada **"RADIOPACIDAD DEL CEMENTO PORTLAND ADICIONADO CON SULFATO DE BARIO Y CEMENTO PORTLAND CON OXIDO DE BISMUTO"**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener de grado de Maestra en Estomatología con opción terminal en Pediatría.

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

A T E N T A M E N T E.
"PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR"
H. PUEBLA DE Z., A 8 DE MAYO DE 2017.

M. en C. ALEJANDRO DIB KANÁN

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA · 1578 · FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

Nota: Este documento tiene validez de 90 días posteriores a la fecha.

C.c.p. Minutario
MCADK*rqa

BUAP

Oficio No. FESIEP 031/2016/CIFE

ASUNTO: **Constancia de Registro**

A QUIEN CORRESPONDA.

P R E S E N T E

La Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado con base a lo estipulado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio hace **CONSTAR** que:

El Proyecto de tesis (colectivo)presentado por las Alumna de la Maestría en Estomatología con opción terminal en Pediatría **Leydi Zúñiga Monzón** con número de matrícula 2154520 titulado **"Radiopacidad del cemento Portland modificado con sulfato de bario vs cemento Portland modificado con óxido de bismuto"** siendo Responsable del Proyecto el **M. O. Ester Luminosa Soberanes de la Fuente con ID. 100071055**, ha sido aceptado y queda registrado en esta secretaría en el libro de registros 01 en la hoja 02 con No. de registro **2016006** de fecha 12-04-2016 mismo en el cual participan como: Director Metodológico Mtro. Rosendo Carrasco Gutiérrez , ID. 100008655, Director Disciplinario M. O. Ester Luminosa Soberanes de la Fuente con ID. 100071055, Asesor M.C. Gabriel Muñoz Quintana, ID 100191044.

Se extiende la presente constancia, en la Heroica Puebla de Zaragoza a los doce días del mes de abril del año dos mil dieciséis.

A T E N T A M E N T E
"PENSAR BIEN, PARA VIVIR MEJOR"

M.C. ALEJANDRO DIB KANAN
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA · FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA · SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO · 1578

c.c.p. archivo
c.c.p. minutario

60 AÑOS DE AUTONOMÍA UNIVERSITARIA

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por guiarme protegerme y estar en los momentos que mas flaquee sin dejarme caer, por permitir cumplir una mas de mis metas y ser un mejor profesionista, por lo que me quito pero también me dio y hacer de mi un mejor ser humano.

A mi amado esposo Sergio por su amor, cariño y comprensión en mi ausencia, por su ayuda fundamental, sabemos que no fue fácil, pero estuviste motivándome y ayudándome hasta donde tu alcances lo permitían. Mis logros son tus logros.

A mi hermoso hijo Gilmar, quien fue mi motivación mas grande para concluir, Eres mi razón para ser mejor cada día, hoy se que ser madre a la distancia es complicado, Te Amo.

A mi madre y hermanos, por su ejemplo de lucha por salir siempre adelante con mas dificultades que los demás pero no imposible.

A mis asesores Dra. Lumi, Dr, Rosendo, Dra Carolina, Dr Carlos, por creer en mi y guiarme durante este proceso compartiendo sus conocimientos.

A mis amigas Anali, Mariyeli y compañeras de aula, por permitirme dejarles un pedacito de mi, por soportarme y hacer de mi estancia en esta ciudad mas placentera.

A mi coordinador Dr. Gabriel por guiarme en este proceso educativo por su apoyo en el camino espinoso e intervenir positivamente en mi, a mis docentes por ser generadores de crecimiento profesional y ser una mas en su lista.

A Eli, Don marquitos, Pasantes, quienes aparte de su función en momentos de cansancio y enfermedad remaron a contra corriente junto con nosotras.

ÍNDICE

1 RESUMEN 5

2 INTRODUCCIÓN 6

3 ANTECEDENTES 8

3.1 Generalidades del Cemento Portland 8

3.1.1 Fabricación y composición química del CP 8

3.1.2 Limitaciones en Odontología 9

3.1.3 Propiedades Físico- químicas del CP 9

3.2 Generalidades del Trióxido Mineral Agregado 11

3.2.1 Tipos de agregado de MTA 12

3.2.2 Composición química del MTA Gris 12

3.2.3 Composición química del MTA Blanco 13

3.2.4 Propiedades físico químicas del MTA 14

3.3 Medios de contraste. 17

3.3.1 Definición 17

3.3.2 Sulfato de Bario 17

3.3.2.1 Aplicaciones y características 17

3.3.3 Óxido de Bismuto 18

3.3.3.1 Aplicaciones y características 19

3.4 Densidad óptica. 19

3.5 Transmitancia 20

3.6 Norma ISO 13116: 2014. 20

3.7 Especificación N° 57 (ANSI / ADA 2000). 21

4 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS 22

5 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 25

6 JUSTIFICACIÓN 26

7 HIPÓTESIS 27

7.1 Hipótesis general 27

7.2 Hipótesis Nula. 27

8 OBJETIVOS. 28

8.1 Objetivo general. 28

8.2 Objetivos Específicos. 28

9 MATERIALES Y MÉTODOS 29

9.1Diseño de estudio. 29

9.2 Población y muestra. 29

9.3 Criterios de selección. 30

9.3.1 Inclusión 30

9.3.2 Exclusión 30

9.4 Variables e instrumento. 30

9.5 Procedimiento. 31

9.6 Análisis estadístico. 40

10 RESULTADOS 41

11 DISCUSIÓN 49

12 CONCLUSION 53

13 BIBLIOGRÁFICA. 54

1 RESUMEN

Estudios acerca de la similitud entre el cemento Portland (CP) y los cementos tipo Mineral Trióxido Agregado (MTA) han demostrado que estos compuestos presentan un desempeño análogo, ya que son elaborados con base de CP, compartiendo los mismos efectos biológicos. La característica principal del MTA a diferencia del CP es ser más radiopaco. De acuerdo a la Norma ISO 13116: 2014 y la Especificación N° 57 de la American National Standard/American Dental Association, los materiales usados en endodoncia deben tener una radiopacidad no <3 mm de espesor de aluminio. La pobre radiopacidad del CP es una desventaja en caso de utilizarse clínicamente. **Objetivo:** Comparar la radiopacidad entre el CP adicionado con Sulfato de Bario ($BaSO_4$) y CP adicionado con Óxido de Bismuto (Bi_2O_3). **Materiales y Métodos:** Estudio analítico, prospectivo, transversal e *in vitro.* Se eligieron 7 CP de diferentes marcas que fueron analizados por Espectroscopía de Energía dispersa (EDS). Las muestras con composición química similar al MTA se seleccionaron para agregarles Bi_2O_3 y $BaSO_4$ a diferentes concentraciones (20 y 25%). N= 8 muestras: 4 de CP con Bi_2O_3 y 4 CP con $BaSO_4$. Se evaluó la radiopacidad de las diferentes mezclas frente a una barra escalonada de aluminio y una referencia óptica (Edmund optics), obteniendo valores en escala de grises que se analizaron mediante un software (Matlab). Los resultados se reportaron en transmitancia y densidad óptica y fueron tratados estadísticamente. **Resultados:** Los CP con Bi_2O_3 y con $BaSO_4$ presentaron valores de transmitancia de 29.77 ± 3.45% y 18.9 ± 1% y valores de densidad óptica de 0.9 y 0.7 respectivamente. Existe diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos (t de Student y ANOVA) aunque todos los CP cumplen la Norma. **Conclusión:** El CP modificado con medios de contraste como Bi_2O_3 y $BaSO_4$ puede ser una opción para remplazar al MTA. Se requieren más estudios que evalúen las propiedades físicas y químicas del CP con $BaSO_4$.

Palabras Clave: Cementos Portland, MTA, Óxido de Bismuto, Sulfato de Bario.

2 INTRODUCCIÓN

Los materiales odontológicos son parte importante en la evolución de la odontología y gracias a los grandes adelantos tecnológicos y bioquímicos, se ha logrado una generación de nuevos materiales con mejores propiedades físicas, químicas y biológicas.

En la actualidad, los estudios acerca de la similitud entre el cemento Portland (CP) y los cementos tipo Agregado Trióxido Mineral (MTA) han demostrado que estos compuestos presentan un desempeño análogo, ya que son elaborados con base en el Cemento Portland, compartiendo los mismos componentes principales como el calcio, fosfato y sílice. Se sabe que el Agregado Trióxido Mineral (MTA) fue descrito por primera vez en la literatura científica dental por Lee et al (1993), sin embargo fue aplicado y patentado en 1995 por Torabine- jad & White (1995, 1998). Posee la aprobación de la Administración Federal de Drogas (Feredal Drug Administration) de los Estados Unidos de Norte América y esta disponible como MTA ProRoot (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA. Sin embargo, existen otros tipos de MTA fabricados por otras casas comerciales, como es el MTA-Angelus ® (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil) .

Por otra parte también se sabe que el nombre técnico del Cemento de Portland fue creado por Joseph Aspdin, constructor y químico británico, quien el 21 de Octubre de 1824 patentó el primer proceso de fabricación del cemento, al que llamo de Portland, en razón de las semejanzas de color y dureza que tenía su invento con las piedras que se encuentran en la isla de Portland en Inglaterra.

El MTA en la actualidad, es el material óptimo para el tratamiento o terapia de la pulpa vital. Es un material biocompatible, con excelente capacidad de sellado, fragua en presencia de humedad y promueve la regeneración tisular. El MTA a diferencia del CP es más radiopaco que la dentina. La ligera radiopacidad del CP es una desventaja es caso de ser utilizado clínicamente, ya que nos impide la realización de los controles y seguimientos postoperatorios de los casos clínicos ,sin embargo, el MTA es de un costo mayor al CP.

Dado lo anterior y tomando enuenta que em MTA y el CP comparten varias características la adición de un medio de contraste al CP para conferir las propiedades de radiopcaidad que el MTA ya presenta, tomando como referencia normas internacionales. De esta manera se inicio con las primeras pruebas para obtener un CP modificado en la facultad

de estomatología de BUAP que en un futuro puede ser aplicado a los pacientes obtenido la misma respuesta biológica que el MTA pero a un costo más accesible

3 ANTECEDENTES

Los materiales odontológicos son parte importante en la evolución de la odontología y gracias a los grandes adelantos tecnológicos y bioquímicos, se ha logrado una generación de nuevos materiales con mejores propiedades físicas, químicas y biológicas.

Con la finalidad de resaltar la similitud de las propiedades y el desempeño análogo entre ambos cementos, MTA y CP[1], se describirán a continuación.

3.1 Generalidades del Cemento Portland

El nombre técnico del Cemento de Portland fue otorgado por Joseph Aspdin, constructor y químico británico, quien el 21 de Octubre de 1824 patentó el primer proceso de fabricación del cemento, al que llamó de Portland [2]. Es ampliamente usado y conocido en el medio de la construcción. El CP se obtiene de la calcinación de la mezcla de la piedra caliza de la ciudad de Portland (Inglaterra) y los materiales silico-arcillosos, después el producto calcinado, finamente molido, se mezcla con agua para poder ser utilizado como material de construcción. Desde entonces, la fabricación y las características físico-químicas del cemento han evolucionado mucho. Para el empleo de este material en el campo de la odontología se han realizado estudios tanto in vitro como in vivo y se ha determinado que el cemento tipo Portland tiene componentes similares al MTA, exceptuando el Óxido de Bismuto que proporciona la radiopacidad del material[3].

CP: es la mezcla de minerales finamente molidos, formados por piedra caliza y arcilla, denominado “clinca” se muele finamente adicionándole de un 2% a 3% de yeso para evitar que fragüe instantáneamente[4].

3.1.1 Composición química del Cemento Portland:

La fabricación del CP son los siguiente:

1. Piedra caliza Portland: consiste principalmente en silicatos de calcio con propiedades hidráulicas.
2. Yeso: sulfato de calcio.
3. Impurezas de alto horno: producto del tratamiento del mineral de hierro en el alto horno, obtenido en forma granular por enfriamiento rápido.
4. Materiales puzolánicos: sílice o materiales silíceos que en sí mismos poseen poca o ninguna actividad ligante, pero cuando son finamente divididos, y en presencia

de agua a temperatura ambiente y forman compuestos que tienen propiedades hidráulicas.

5. Materiales de carbonato: materiales finamente divididos, constituidos en su mayor parte por carbonato cálcico[5].

La fabricación del cemento se da en tres fases: preparación de la mezcla de la materia prima, producción del clinker y preparación del cemento. La materia prima para la producción del cemento Portland son minerales que contienen 44% de óxido de calcio (CaO), 14.5% de óxido de silicio (SiO), 3.5% de óxido de aluminio (Al_2O_3), 3% de óxido de hierro (Fe_2O_3), 1.6% de óxido de magnesio (MgO). Una vez calentada la mezcla (a 1400 °C), el material resultante es denominado clinker. Para mejorar las características del producto final se le agrega 2% de yeso ($CaSO_4$), la mezcla es molida y el polvo obtenido es el cemento preparado para su uso[1].

El cemento Portland se clasifica como un cemento hidráulico, que cuando se mezcla con agua tiende a endurecerse.

Los minerales más importantes que contiene el CP son el $3CaO\text{-}SiO_2$, $2CaO\text{-}SiO_2$, $3CaO\text{-}Al_2O_3$, $4CaO\text{-}Al_2O_3\text{-}Fe_2O_3$ y $CaSO_4$. Siendo éste último un determinante importante en el tiempo de endurecimiento.

3.1.2 Limitaciones en odontología.

La fabricación industrial del CP no está aprobada actualmente para su utilización en los tratamientos dentales en Estados Unidos, y por lo tanto no se puede recomendar su uso clínico en seres humanos. Se deben llevar a cabo estudios in Vitro e in Vivo, especialmente en cuanto a su biocompatibilidad, para determinar si cumple con los requisitos establecidos por la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) para su uso como material odontológico[6].

3.1.3 Propiedades Físico químicas del CP.

Valor de PH

Weidmann y col. observaron que el pH del CP aumenta considerablemente durante el primer minuto después de su hidratación, alcanza el valor de 12.3 y continúa aumentando hasta un valor máximo de 12.9 después de 3 horas [7].

Radiopacidad

El CP, no contiene Bi_2O_3, por lo que radiográficamente es poco visible, teniendo una radiopacidad semejante a la de la dentina la cual es de 0.7 mm equivalente en espesor de aluminio[8].

El CP en su estado natural es ligeramente radiopaco, pero no cumple con el requisito mínimo de radiopacidad establecido en la norma ISO13116 2014[9]. Representando una desventaja importante en caso de ser utilizado clínicamente.
El CP natural a pesar de que carece de la radiopacidad radiográfica necesaria para realizar el seguimiento y evaluación postoperatoria del procedimiento endodóntico, se ha propuesto como una alternativa del MTA[10].

Hidratación.

La hidratación del polvo del cemento Portland con agua destilada resulta en un gel coloidal que se solidifica en una estructura dura. La naturaleza hidrofílica de las partículas del polvo le proporciona una característica especial, pudiendo utilizarse en presencia de humedad [11].

La reacción que se produce durante la hidratación del cemento Portland es exotérmica, y el aumento de la tasa de hidratación puede aumentar la tasa de generación de calor. La adición de aceleradores puede también aumentar el calor liberado por la reacción[12].

Tiempo de endurecimiento.

Chegüe en el 2013 observó que el CP Blanco endurece más rápido cuando fue mezclado con el enjuague bucal a base de clorhexidina (CHX) 0.12%, siendo éste un tiempo menor de tres minutos[13].

Resistencia a la compresión y factores modificadores:

La resistencia compresiva es un factor importante a considerar cuando se coloca el material de obturación en una cavidad que soporta cargas oclusales. Debido a que los materiales de obturación apical no soportan una presión directa, la resistencia compresiva de estos materiales no es tan importante, como la de los materiales utilizados para reparar defectos en la superficie oclusal los cemento del tipo I, probado después de siete días, debe cumplir con un mínimo de 2.800 libras (1.270 kg) por pulgada cuadrada (6,45 centímetros cuadrados) de resistencia a la compresión[14].

Capacidad antimicrobiana:

El cemento Portland no favorece el crecimiento bacteriano debido a su alta alcalinidad (pH 10), lo que no proporciona condiciones óptimas para la proliferación bacteriana Recientemente, se ha demostrado la actividad antimicrobiana de estos cementos ante *Enterococcus faecalis, Micrococcus luteus, Staphylococcus aureus, Staphylococcus epider- midis, Pseudomonas aeruginosa y Candida albicans,* sin ninguna efectividad contra *Escherichia coli*[15].

Biocompatibilidad y respuesta celular e inmunológica:

CP no es tóxico y tiene potencial para promover la cicatrización ósea. En un estudio in vitro, realizado por Araki y col. en 2006, determinaron que tanto el MTA como el cemento Portland no son genotóxicos y además no son capaces de inducir la muerte celular[16].

Alteración del color del diente

Algunos autores han determinado que el CP puede producir tinción interna del diente como ocurre cuando se emplea el MTA en tratamientos de pulpotomía. Consideran que esto puede deberse a que en algunos estudios para hacer radiopaco al cemento Portland le añaden Óxido de Bismuto y éste sería el responsable de la decoloración. Por otro lado, el CP presenta un pH alcalino lo que afecta su porosidad. Debido a que el cemento está en contacto directo con la sangre, ésta puede difundirse a través del cemento provocando la alteración en el color del diente tratado[17 ,18].

3.2 Generalidades del MTA.

El MTA se describe por Lee y col. en 1993 en la Universidad de Loma Linda – California, Estados Unidos, sin embargo, fue aplicado y patentado en 1995 por Torabinejad & White; éste posee la aprobación de la Administración de Alimentos y Medicamentos (Food and Drug Administration) de los Estados Unidos de Norte América y está disponible como MTA ProRoot (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA)[19].

En la actualidad el MTA es el material óptimo para el tratamiento o terapia de la pulpa vital en dentición temporal[20]. Fue introducido en endodoncia para reparación de perforaciones radiculares[21], debido a que el MTA provee un sellado efectivo en contra de la penetración

de bacterias y de sus metabolitos como endotoxinas, con excelente capacidad de sellado. Se utiliza como material de obturación provisional, en la reparación de perforaciones, como material intermedio después de la obturación del sistema de conductos radiculares entre la gutapercha y el material de restauración[22]. También ha sido empleado como barrera apical en el tratamiento de dientes inmaduros y ápices abiertos, induciendo la osteogénesis y cementogénesis [23]. Presenta ciertas ventajas en tratamientos de pulpotomías de dientes temporales como prevenir la filtración bacteriana estimular la formación de un puente de dentina adyacente a la pulpa, biocompatibilidad[24] y promueve la apexificación estimulando la formación de tejido duro [25]. Además, ha mostrado capacidad de regeneración de los tejidos perirradiculares, propiedades antimicrobianas, radiopacidad, estabilidad dimensional y tolerancia a la humedad ya que fragua en presencia de ésta [8,15].

Ante estudios de composición química y comportamiento biológico, Lee y col. 1993 y Torabinejad y col. 1995 afirman que el MTA pertenece a los cementos Portland (tiene la capacidad de proveer una barrera física impenetrable una vez fraguado)[26], a excepción del Óxido de Bismuto que se adiciona y le da propiedades de radiopacidad y suavidad, facilitando una mezcla más homogénea y de más fácil manipulación[27].

3.2.1 Tipos de Agregado de Trióxido Mineral

El MTA es un derivado del Cemento de Portland (CP), ambos de color gris y blanco[1]. Se fabrican con materias primas similares, a excepción de un agente fluido que se utiliza para la producción de la versión en blanco para eliminar la fase férrica durante una etapa del proceso llamada “CLINCA”, la cual es el material resultante una vez calentada la mezcla.[4] Además del MTA (Loma Linda University, Loma Linda CA), actualmente, se disponen de tres marcas comerciales de MTA: ProRoot® MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) en dos presentaciones, una de color gris, introducido en 1998 y otro de color blanco introducido en el año 2002; el MTA Angelus® (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, Brazil) en dos presentaciones, de color gris y blanco introducido en el año 2001, más recientemente, en el 2004, fue desarrollado en Argentina el CPM™ (Egeo S.R.L., Buenos Aires, Argentina)[28].

3.2.2 Composición química del Agregado de Trióxido Mineral Gris

El ProRoot® MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK), se observa como un polvo gris, compuesto principalmente por un 75% de silicato tricálcico ($3CaO\text{-}SiO_2$), silicato dicálcico

(2CaO- SiO_2), aluminato tricálcico (3CaO-Al_2O_3), ferroaluminato tetracálcico (4CaO-Al_2O_3-Fe_2O_3) respectivamente, así como un 20% de óxido de bismuto (Bi_2O_3), principal responsable de la radiopacidad del material (y 5% de sulfato de calcio dihidratado ($CaSO_4$-$2H_2O$)[29].

De acuerdo con el fabricante, el MTA Angelus® en sus 2 presentaciones (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, Brazil) contiene en su composición óxido de silicio (SiO_2), óxido de potasio (K_2O), óxido de aluminio (Al_2O_3), óxido de sodio (Na_2O), óxido de hierro (Fe_2O_3), ácido sulfúrico (SO_3), CaO, Bi_2O_3, MgO residuos insolubles de sílice cristalina, (CaO) y sulfatos de potasio y sodio. Está constituido por un 80% de CP y 20% de óxido de bismuto (Bi_2O_3). No posee en su fórmula sulfato de calcio dihidratado ($CaSO_4$), con la finalidad de reducir el tiempo de gelificación, el cual ocurre en 10 minutos[30].

El CPM™ (Egeo S.R.L., Buenos Aires, Argentina) es también un MTA para uso clínico, similar al MTA (Loma Linda University, Loma Linda CA). El polvo también está compuesto por finas partículas hidrofílicas que forman un gel coloidal en presencia de humedad y solidifica a una estructura dura en 1 hora. Los principales componentes son el silicato tricálcico (3CaO-SiO_2), aluminato tricálcico (3CaO-Al_2O_3) y el óxido tricálcico.

3.2.3 Composición química del Agregado de Trióxido Mineral Blanco

Recientemente, el MTA blanco se ha desarrollado y comercializado para sustituir el MTA gris cuando existe un compromiso estético, debido a que la presentación gris era propenso a pigmentar la estructura dentaria, por lo que en su contenido se observa una reducción significativa en la proporción del componente 4CaO-Al_2O_3-Fe_2O_3[31].

La mayoría de los elementos transicionales como el cromo, magnesio, hierro y cobre, contienen electrones libres (relacionados con la adhesión), que son los que exhiben colores oscuros cuando forman óxidos. Todos estos elementos están presentes en el MTA gris. Por lo que la ausencia significativa de óxido de hierro en el MTA blanco es la causa principal de su color [2].

3.2.4 Propiedades físico-químicas del MTA.

Fraguado.

El tiempo de fraguado del material está entre tres y cuatro horas. [32] El MTA es un cemento muy alcalino, con un pH de 12,5, tiene una baja resistencia, baja solubilidad y una radiopacidad mayor que la dentina. Además el MTA ha demostrado una buena biocompatibilidad, un excelente sellado a la microfiltración, una buena adaptación marginal y reduce la microfiltración de bacterias[33].

Camilleri, en el 2008, evaluó la actividad química del Portland y otros dos tipos de cementos con una composición química similar a la del MTA, mediante análisis elemental usando energía dispersiva con rayos X en el microscopio electrónico de barrido y por análisis de difracción de rayos X (*X-ray diffraction analysis*), obteniendo como resultado que los tres cementos estaban compuestos de silicato tricálcico como constituyente principal y el pH de todos los cementos evaluados fue alcalino[34,35].

Valor del pH

El pH obtenido por el MTA a la mezcla presenta un pH inicial de 13,4, a la hora, el pH es de 12, a las 3 horas es de 11, y el pH final queda estabilizado en 9,4. Esta lectura se realizó a través de un pH-metro en vista que el MTA presenta, un pH similar al cemento de hidróxido de calcio, por lo que puede posibilitar efectos antibacterianos y luego de aplicar esta sustancia como material de obturación apical, probablemente, este pH pueda inducir la formación de tejido duro[36].

Los iones de calcio reaccionan con el bióxido de carbono presente en el tejido conectivo y se forma carbonato de calcio en forma de cristales de calcita, permitiendo la formación de tejido duro[37].

Radiopacidad

La medida de radiopacidad del MTA es de 7.17 mm equivalente al espesor de aluminio. Entre las características ideales para un material de obturación, encontramos que debe ser más radiopaco que sus estructuras limitantes cuando se coloca en una cavidad. En cuanto a la radiopacidad de materiales de obturación retrógrada, se encontró que la amalgama es el material más radiopaco (10mm equivalentes al espesor del aluminio). La radiopacidad de otros materiales es la siguiente: gutapercha 6.14 mm, IRM 5.30 mm, Super-EBA 5.16 mm, MTA 7,17 mm. y la dentina 0.70 mm. Por lo que el MTA es más

radiopaco que la gutapercha convencional y la dentina siendo fácilmente distinguible sobre las radiografías. Otros de valores reportados por Salzedas y colaboradores refieren 2.57 y 4.19 mm de espesor aluminio para la dentina y el esmalte, respectivamente[38].

Tiempo de endurecimiento

La hidratación del MTA resulta en un gel coloidal que solidifica de 3 a 4 horas, las características del agregado dependen del tamaño de la partícula, de la proporción polvo líquido, temperatura y presencia de agua.

De acuerdo con Torabinejad y Chivian el MTA debe prepararse inmediatamente antes de su utilización [25]. El polvo se mezcla con agua destilada esterilizada en la proporción de 3:1 sobre una loseta de vidrio o papel, mezclando durante 30 segundos con una espátula de plástico o metal hasta que adquiera una consistencia arenosa.

Usos clínicos.

Recubrimientos pulpares y pulpotomías.

El MTA estimula la formación de un puente de dentina adyacente a la pulpa. La dentinogénesis del MTA se puede deber a su sellado previniendo la filtración bacteriana, tiene un alta biocompatibilidad, alcalinidad o posiblemente otras propiedades asociadas a este material. Promueve la regeneración del tejido cuando está en contacto con pulpa y tejido periapical[39].

Terapia en pulpas no vitales (Apexificación)

Puede utilizarse como barrera apical en dientes con ápices inmaduros (apicoformación) y pulpa necrótica. Este material estimula la formación de tejido duro sin producir inflamación en el área adyacente al ápice de las raíces inmaduras.

Material de obturación endodóntico.

- Se ha aplicado en tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos.
- Para promover la apicogénesis.
- En casos de apicoformación o apexificaciones.
- Como barrera de aislamiento para el blanqueamiento dental interno de piezas tratadas

con endodoncia, colocándolo en conducto radicular, debajo del margen gingival, pues por la composición química puede provocar pigmentación.

- Para sellar perforaciones de furca y radiculares.
- En pulpotomía de dientes temporales.
- En obturaciones retrógradas.
- Para tratar reabsorciones internas[40].

El material ideal para perforaciones radiculares de conductos debe ser no tóxico, no reabsorbible, radiopaco, bacteriostático y bactericida, considerando al MTA un excelente material ya que cubre todas esas características[41].

Biocompatibilidad.

Los componentes solubles del MTA recién mezclados y del MTA fraguado presentan habilidad para solubilizar proteínas de la matriz de dentina que, potencialmente influencian eventos de respuesta celular para la reparación y regeneración de dentina. Estimulan la formación de fosfato de calcio, que favorece la comunicación con el contenido celular.

Promueve la cicatrización tisular y no provoca inflamación de los tejidos periradiculares. Por lo tanto, el MTA desencadena una reacción del sistema inmune de defensa produciendo citoquinas, células mediadoras del sistema inmune capaces de estimular la formación de tejidos duros como hueso y cemento, al provocar a las células formadoras como son los osteoblastos y los cementoblastos. El MTA estimula las citoquinas que promueven la formación de tejido duro y producen interleukinas, los fibroblastos de los dientes primarios responden inmunológicamente en contacto con el MTA[42].

A partir de 1999 se han presentado muchas investigaciones que han comparado al MTA con el Cemento Portland (CP), donde se demuestra que los dos son materiales, si no idénticos sí extremadamente parecidos, que tienen los mismos efectos biológicos[1.] Sin embargo, es necesario añadir algún componente radiopaco (medios de contraste) al CP para que sea visible en la radiografías, de manera que se describirán a continuación.

3.3 Medios de contraste

3.3.1 Definición.

Un agente de contraste se define como aquella sustancia o combinación de sustancias que, introducidas en el organismo por cualquier vía, permiten resaltar y opacificar estructuras anatómicas normales (como órganos o vasos) y patológicas (por ejemplo, tumores). También evalúan la perfusión y permiten diferenciar las interfaces o densidades entre los distintos tejidos con fines médicos (diagnósticos o terapéuticos). El medio de contraste ideal es aquel que logra la mayor concentración tisular con la menor cantidad de efectos adversos. Pueden clasificarse según el tipo de imagen que generan, la vía de administración, las características químicas (osmolaridad, medida en mOsm/kg) o según el método por imágenes que se utilice[43].

Los medios de contraste que se utilizaran en esta investigación se describen.

3.3.2 Sulfato de Bario

Este fue utilizado por primera vez en 1910 por Bechem y Gunther. Con el descubrimiento de los rayos X y el incipiente desarrollo de la Radiología, surgió la necesidad de crear sustancias capaces de resaltar determinadas estructuras anatómicas y algunas patologías, con el fin de tener una mayor precisión diagnóstica. Así, aparecieron, desde los comienzos de la especialidad, los medios de contraste.

3.3.2.1 Aplicaciones y características.

Dado que el átomo de bario es grande y pesado, absorbe los rayos X muy bien, de la misma manera no posee ninguna toxicidad, se utiliza como un agente radiopaco o radio-contraste.

El sulfato de bario, es un metal pesado que puede administrarse por vía oral (seriada esófago-gastroduodenal o tránsito esofágico) o transrectal (colon por enema) en forma de polvo o suspensión para diluir con agua. Se elimina por vía rectal[44].

Fórmula.

$BaSO_4$ Masa molecular: 233.43

Sinónimos.

Barita artificial, Sal del bario, baritina.

Se encuentra en la naturaleza como barita mineral; también como baritas, espato pesado.

Propiedades de forma entera

El sulfato de bario es de color blanco a amarillo pálido en color y no es inflamable, sin olor, insoluble en agua, con un punto de fusión de 1580 grados Celsius. Posee una l alta densidad relativa de 4,25 a 4,50, lo que resulta en su nombre, tomado del griego "barys", que significa "pesado".

Propiedades químicas

En general, las sales de bario son bastante solubles en agua. En solución, los compuestos se disocian para formar bario muy tóxico de 2 iones. Dado que el sulfato de bario no se disuelve en agua, no forman dichos iones.

Otros usos

El Sulfato de Bario se utiliza en el lodo de perforación de petróleo, este se adiciona a los fluidos de perforación para incrementar la densidad, con objeto de evitar que el gas, aceite o agua presentes en las formaciones permeables, invadan el barreno de las columnas, a demás se utiliza en textiles, como pigmentos en papeles fotográficos, cerámicas, vidrios, marfil artificial y pastas placa de la batería [44].

3.3.3 Óxido de Bismuto.

Es uno de los óxidos más simples y muchos trabajos se han dedicado al estudio de sus propiedades fisicoquímicas. Con este material se han logrado obtener diferentes estructuras cristalográficas de dimensiones micrométricas y manométricas llamadas polimorfos. Se caracteriza por ser un conductor iónico, es decir, los iones de oxígeno se mueven fácilmente a través de él, pues tiene una amplia banda de energía prohibida, un alto índice de refracción, una alta permisividad dieléctrica y una buena fotoconductividad. Estas propiedades lo convierten en un buen candidato para su uso en aplicaciones tales como las pilas de combustible, los sensores, los conductores iónicos, los materiales fotoeléctricos, los superconductores de alta temperatura y cerámicas funcionales [45] .También es un componente importante en la manufactura de vidrios

cerámicos transparentes, recubrimientos ópticos y cerámicos, entre otras aplicaciones. Se halla naturalmente en el mineral bismutocre o bismite pero normalmente se obtiene como subproducto de la fusión entre minerales de cobre y plomo[46].

3.3.3.1 Aplicaciones y características

Fórmula.

Bi_2O_3.

Sinónimos

Oxido de Bismuto, Trióxido de bismuto, Óxido de bismuto amarillo, Bismuto Óxido

Aspecto

El Óxido de Bismuto es un polvo amarillo inodoro, con los característicos cristales rómbicos. Si se calienta, el Óxido de Bismuto asume una coloración oscura y después de enfriarse vuelve a su color.

Solubilidad

El Óxido de Bismuto es insoluble en el agua, pero es soluble en el ácido fluorhídrico y en el ácido nítrico.

Usos

El Óxido de Bismuto se utiliza como catalizador en la industria química, en medicina, en la industria del cristal y de la cerámica.

3.4 Densidad óptica.

La Densidad óptica (DO) es el grado de ennegrecimiento de la radiografía. El ennegrecimiento de la radiografía es resultado del revelado de los cristales de bromuro de plata en la emulsión de la película y está relacionado directamente con la cantidad de exposición de rayos X recibida. La densidad óptica se define como: la intensidad de luz incidente y transmitida a través de la película radiográfica[47]. Otro parámetro de medida de la calidad radiográfica es el contraste. El contraste se define como la diferencia de densidad óptica entre estructuras anatómicas contiguas, o la variación de densidad óptica presente en una radiografía entre áreas adyacentes que pueden ser puntos a simple vista. El contraste procede de las diferencias de atenuación del haz de rayos X cuando atraviesa los diversos tejidos del cuerpo humano[48].

El ojo humano es muy sensible y no puede designar valores númericos por lo que la densidad óptica de un material es calculada en relación a la transmitancía

3.5 Transmitancia

La transmitancia óptica se refiere a la cantidad de luz que atraviesa un cuerpo, en una determinada cantidad de tiempo y longitud de onda. Cuando un haz de luz incide sobre un cuerpo traslúcido, una parte de esa luz es absorbida por el mismo, y otra fracción de ese haz de luz atravesará el cuerpo, según su transmitancia. El valor de la transmitancia óptica de un objeto se puede determinar según la siguiente expresión[49]

$$(10^{-OD}) X100\%=T$$

3.6 Norma ISO 13116: 2014.

Especifica los métodos de prueba para la determinación de la radiopacidad de un material de ensayo por referencia a un espécimen de un estándar de aluminio. El método está diseñado para discriminar la radiopacidad a un nivel clínicamente significativo y no está diseñado para tener en cuenta los factores que pueden afectar a los valores precisos, inherentes a la radiopacidad, como el ruido de fondo, la energía del haz de rayos X, la corrección de escala de grises y la mejora de la imagen. Se reconoce que tales factores pueden cambiar el valor de radiopacidad pero no la clasificación relativa en comparación con espesores de un estándar interno como el aluminio. Este examen se puede realizar con las técnicas de sensorización convencionales o digitales del aparato de rayos X dental[9].

La escalera de aluminio utilizada como referencia está fabricada con espesores que varían de 1 a 10 mm, en pasos uniformes de 1 mm cada uno (Figura. 1). Las imágenes radiográficas deben obtenerse mediante el tratamiento químico de la película radiográfica, utilizando soluciones de revelado y fijación, enjuague y secado; la radiopacidad debe evaluarse mediante un densitómetro óptico. La radiopacidad mínima recomendada es de no <3 mm del estándar de aluminio.

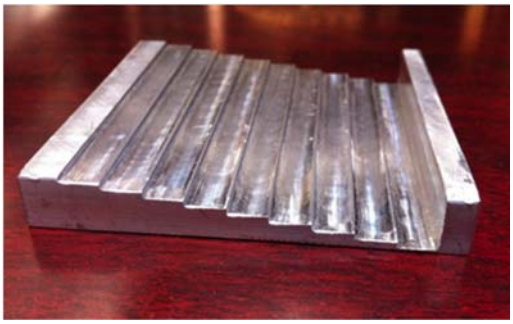


Figura 1. Escalera de aluminio.

3.7 Especificación N ° 57 (ANSI / ADA 2000).

Esta especificación es para materiales utilizados en endodoncia para sellar el espacio del conducto radicular. Es una adopción de ISO 6876: 2001, Dental Root Canal sellado de materiales. La norma ADA57-2000 Reafirmado por ANSI: diciembre de 2006. Establece que los materiales deben tener una radiopacidad no <3 mm de equivalente de aluminio[50].

4 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

De acuerdo con Gartner y Dorn, en 1992 en Norte América, un material retro obturador debe tener las siguientes propiedades: fácil manipulación, ser radiopaco, dimensionalmente estable, no reabsorbible y buen sellado.[51]

Shah y col en 1996 en Sau Paulo Brazil, evaluaron la radiopacidad de algunos materiales potenciales de acuerdo a la especificación ISO 6876. Se tomaron radiografías de ocho materiales, ejemplares de 1 mm de espesor (amalgama , Kalzinol , IRM , el Super EBA , Vitrebond , Fuji II LC , de Chemfil , gutapercha); transmisión de la luz se evaluó densito métricamente y relacionado con espesor equivalente de aluminio. Como resultados obtuvo que el Cemento de ionómero de vidrio Comercial (Vitrebond , Fuji II LC , de Chemfil) tenían radiopacidades por debajo de la norma internacional para selladores de conductos radiculares (< 3 mm de aluminio) ; tres cementos de óxido de zinc-eugenol (Kalzinol ,de Super EBA , IRM) tenían radiopacidades equivalentes a 5 a 8 mm de aluminio; y gutapercha tenía una radiopacidad equivalente a 6,1 mm de aluminio. Recomienda que los materiales de obturación apical deben tener una radiopacidad mayor que la de los selladores de conductos radiculares[52].

Dimitru y col. En 1999 en España[53] estudió el efecto de la incorporación de BaCO3 en la hidratación del cemento portland. Como resultado del estudio se concluyó que la presencia de BaCO3 en los cementos hace que éstos requieran una mayor cantidad de agua de amasado. Sin embargo, las resistencias mecánicas no se ven negativamente afectadas, ya que se produce la formación de carboalúminatos por reacción química entre el carbonato de bario y el CA_4 del clinker. El $BaCO_3$ manifiesta un efecto retardador en los tiempos de fraguado, tanto en presencia como en ausencia de yeso. El $BaCO_3$ reacciona con el yeso formando, sal $BaSO_3$ de muy elevada estabilidad. La formación de esta sal de bario inhibe la formación de etringita en las pastas. Finalmente, indicar que la presencia de BaCO3 en los cementos asegura que éstos no experimenten procesos expansivos cuando se encuentren en medios sulfáticos externos o internos, ya que el carbonato interaccionará con dichos sulfatos formando $BaSO_3$ e impidiendo la formación de etringita expansiva.

Estrela y col. En el 2000. En Brazil, [54] evaluaron las propiedades químicas de algunos materiales entre ellos el CP (Cia. Portland Cemento Itaú de Minas, MG, Brazil) y el

ProRoot® MTA gris (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK). Observaron que el CP contiene los mismos elementos químicos que el MTA, a excepción del Bi2O3 presente en el MTA, el cual se le agrega para darle la radiopacidad adecuada al material.

Islam y col. 2006 en E.U california, en su estudio determinaron que la radiopacidad del ProRoot® MTA blanco (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) es de 6,74 mm y para el ProRoot® MTA gris (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) es de 6,47 mm. El CP común (Asia Cements Pte. Ltd., Singapore), y el PC blanco (Asia Cements Pte. Ltd.) mostraron ser menos radiopacos.

El CP en su estado natural es ligeramente radiopaco, pero no cumple con el requisito mínimo de radiopacidad establecido en la norma. Representando una desventaja importante en caso de ser utilizado clínicamente.[55]

Camilleri y col. En el 2006 en Malta. Evaluó las propiedades físicas y mecánicas del CP agregando radiopacidad a los materiales que se usan para tratamientos de endodoncia, agregando un poco de oro, plata/aleación de estaño mezclada con agua, comparado con MTA y un material restaurativo intermedio (IRM). Se concluyó que el óxido de bismuto que contiene el MTA puede remplazar al oro y la plata/ aleación de estaño.[56]

Veranes y col. en 2007 en Cuba, en estudió la radiopacidad de cinco formulaciones de composites dentales. El agente radiopaco utilizado fue el circón ($ZrSiO_4$).La radiopacidad de las muestras se determina en equivalente a mm de la cuña de aluminio. mediante la curva de calibración. Si lo que se mide es un valor de la transmitancia, el valor encontrado de la radiopacidad de la muestra se multiplica por Ts (transmitancia de del espécimen)[57].

Los materiales son considerados como radiopacos cuando lo valores obtenidos son mayores que 3.0 mm de espesor de aluminio.

Camilleri y col. en el 2008 Malta, evaluó la actividad química del Portland y otros dos tipos de cementos con una composición química similar a la del MTA, mediante análisis elemental usando energía dispersiva con rayos X en el microscopio electrónico de barrido y por análisis de difracción de rayos X (*X-ray diffraction analysis*), obteniendo como resultado que los tres cementos estaban compuestos de silicato tricálcico como constituyente principal, y el pH de todos los cementos evaluados fue alcalino.[58]

Coutinho-Filho y col. En el 2008, en Rio de janeiro Brasil, evaluó la reacción del tejido

conectivo subcutáneo y la radiopacidad de MTA, y Cemento Portland con Óxido de Bismuto (BO), la investigación fue hecha en 40 ratas, divididas en 5 grupos y un grupo control. A1: Control (cápsula vacía); A2: Pro-Root MTA; A3: PC; A4: PC + BO 1: 1; Y A5: PC + BO 2: 1. Como resultado se obtuvo la radiopacidad de los materiales estaban en orden decreciente: A2 >, A4 >, A5 >, A3>. No se encontraron diferencias para la respuesta de los tejidos en los 2 períodos experimentales. Se determinó una correlación positiva entre la concentración de BO y radiopacidad de CP. La evaluación histológica sugiere que todos los materiales estudiados fueron biocompatible a los 7 y 60 días .[59]

5 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Estudios comparativos sustentan que el CP contiene propiedades similares al MTA. Sin embargo el CP en su estado natural carece de la radiopacidad suficiente para ser evaluado radiográficamente.

El agregar diferentes medios de contraste al CP que le permitan cumplir con las normas de radiopacidad, podrá ofrecer una alternativa menos costosa que el MTA.

Por esta razón surge la siguiente pregunta de investigación.

¿Existe diferencia entre la radiopacidad del cemento Portland modificado con Sulfato de Bario y Cemento Portland modificado con Óxido de Bismuto?

6 JUSTIFICACIÓN.

El MTA es un material que es muy apreciado en la práctica estomatológica debido a sus propiedades de fácil manipulación, radiopaco, dimensionalmente estable, no reabsorbible y buen sellado, se convierte en el material de excelencia para obturación en dentición permanente y sellado para pulpotomías. La similitud del MTA con el C.P ha despertado el interés en utilizar este último para las mismas aplicaciones que el MTA

Al parecer la única diferencia radica en su grado de radiopacidad, por lo que pudiera modificarse el C.P para poder ser utilizado de manera eficaz.

Es por ello que surge la necesidad modificar el CP con medios de contraste para mejorar la radiopacidad.

7 HIPÓTESIS

7.1 Hipótesis general.

¿Existe diferencia entre la radiopacidad del cemento Portland modificado con sulfato de Bario y Cemento Portland modificado con oxido de bismuto?

7.2 Hipótesis nula.

No existe diferencia entre la radiopacidad del cemento Portland modificado con Sulfato de Bario y Cemento Portland modificado con Oxido de Bismuto.

8 OBJETIVOS.

8.1 Objetivo general

Comparar la radiopacidad entre el Cemento Portland adicionado con Sulfato de Bario y Cemento Portland adicionado con Óxido de Bismuto.

8.2 Objetivos específicos.

Identificar la radiopacidad del cemento portland modificado con el Sulfato de Bario.

Identificar la radiopacidad del Cemento Portland modificado con Oxido de Bismuto.

Identificar la radiopacidad del MTA. (estándar de referencia)

Comparar la radiopacidad del cemento Portland modificado con Sulfato de Bario *versus* MTA

Comparar la radiopacidad del cemento Portland modificado con Cemento Portland modificado con Óxido de Bismuto *versus* MTA

9 MATERIALES Y MÉTODOS.

9.1 Diseño del estudio

- Cuasi Experimental.
- Analítico.
- Prospectivo.
- Transversal.

9.2 Población y muestra

Universo

Cementos Dentales

Muestra

- No probabilísticos por conveniencia de CP y materiales de contraste que cumple con los criterios de inclusión

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cemex 75% con Sulfato de Bario al 25%.

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cemex 80% con Sulfato de Bario al 20%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cruz Azul 75%con Sulfato de Bario al 25%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cruz Azul 80%con Sulfato de Bario al 20%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cemex 75% con Oxido de bismuto al 25%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cemex 80% con Oxido de bismuto al 20%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland

Cruz Azul 75% con Oxido de Bismuto al 25%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho de Cemento Portland Cruz Azul 80% con Oxido de Bismuto al 20%

1 barras de 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho con MTA ángelus

9.3 Criterios de selección.

9.3.1 Inclusión

Muestras con CP y diferentes concentraciones de elementos de contraste que median 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho

9.3.2 Exclusión

Muestras que presenten daños como: grietas, fracturas y grandes asperezas en su textura superficial.

9.4 Variables e instrumentos.

Variables	Definición de variables	Categoría	Escala de medición	Tratamiento estadístico
MTA Independiente	Agregado de trióxido mineral en polvo, con cualidades radiopacas	Cuantitativa	gramos	Descriptiva, Anova
Cemento portland Independiente	Mezcla de minerales finamente molidos, formados por piedra caliza y arcilla denominado “clica”	Cuantitativa	Porcentaje en peso	Descriptiva, Anova
Óxido de bismuto. Independiente	Polvo Amarillo inodoro, con características de cristales rómboicas	Cuantitativa	Porcentaje en peso	Descriptiva, Anova
Sulfato de bario. Independiente	Polvo blanco a Amarillo pálido, sin olor, insoluble en agua	Cuantitativa	Porcentaje en peso	Descriptiva, Anova
Radiopacidad. Dependiente	Capacidad que tiene un cuerpo de ofrecer resistencia a ser atravesados por los Rx y aparece en la radiografía como una zona blanca	Cuantitativa	Porcentaje de transmitancia. Densidad óptica Milímetros de espesor de Aluminio	Descriptiva, Anova

9.5 Procedimiento.

Lista de material e instrumental:

- Cemento Portland:
- Cemex blanco (CP 30 B)
- Cemex gris (CP 40)
- Cruz Azul blanco (CP 40 B)
- Cruz Azul gris, (CP 40 G)
- Holcim Gris.(CP 30 B)
- MTA-Angelus ®.
- MTA Viardent.
- Agua destilada.
- Frasco de cristal para esterilizar.(Ester-Clave)
- Autoclave semiautomático Midmark, vapor húmedo, 1.5 Lb, 200 C°, 45 minutos.
- Loseta de vidrio de 15x10.
- Cucharilla medidora de 0.8 onzas
- Porta amalgama
- Balanza analítica (Dhaus, Pionner)
- Molde patrón de policloruro de vinilo con 7 compartimientos.
- Molde patrón Policloruro de vinilo con 16 compartimientos.
- Bolsa para esterilizar 10X5
- Radiografía oclusal. (Carestream Dental oclusal E_Speed Rochester, NY, USA 1460
- Liquido revelador (kodak)
- Liquido fijador(kodak)
- Agua
- Caja oscura de revelado
- Regla escalonada de aluminio (Aluminio puro 99,5% con diez diferentes grados de grosor de 1 a 10 mm)
- Rayos X. (X ray manual, Spectro 70X Xgenus de Götzen 2002.)
- Cámara (Samsung SM-A300H.
- Negatoscopio
- Trasmitted (0.375 a 80 lp/mm), Sinusoidal Target.

- Hoja de pepel bond.
- Software MATLAB R2016b (Version 9.1)
- EDS (SEM, (Scanning Electron Microscopy, marca JEOL JSM-661OLV)
- Cinta doble cara de carbono.
- Pinzas de disección.

Procedimiento:

Esterilización y obtención de las muestras de materiales utilizados.

De cada uno de los CP a estudiar, se pesaron 50g que fueron colocados dentro de frascos de vidrio con taparrosca y se etiquetaron, se metieron en una bolsa que se selló, y fueron esterilizados en autoclave por 45 minutos. (Figura.2)

Figura 2. Esterilización de cementos experimentales codificados.

Caracterización.

Se realizó la caracterización química de 7 cementos; CPO Cemex blanco, Cemex gris, Cruz Azul blanco, Cruz Azul gris, Holcim Gris, MTA Viarden, y MTA Angelus (Figura. 3) de la siguiente manera:

Figura 3. Elementos Experimentales.

Se prepararon cinco pastillas para cada tipo de cemento; con cuatro medidas (cucharilla) de polvo y dos gotas de agua destilada, en una loseta de vidrio se mezclaron con una espátula para cemento hasta obtener una mezcla homogénea. (Figura. 4)

Figura 4. Porción de las pastillas.

Se elaboraron muestra del estándar de referencia (MTA Angelus) y MTA Viarden siguiendo las instrucciones del fabricante.

La mezcla preparada de cada cemento se transportó mediante un porta amalgama a un molde patrón con siete compartimientos, cada compartimiento de 1 mm de grosor por 10 mm de longitud y 5 mm de ancho. (Figura. 5)

Figura. 5 Pastillas y su trasportación.

Fueron codificadas y almacenadas en el mismo molde. Después de 24 horas, se desmoldaron y fueron examinadas mediante análisis de Espectrometría de rayos x de Energía Dispersa (EDS), para determinar la composición química de cada una, permitió la identificación de los compuestos presentes, se hicieron dos lecturas por muestra, un subtotal de 10 lecturas por cada tipo de cemento y un total de 70.

Técnica EDS.

Se colocó en un portaobjetos cinta doble cara de carbono en tamaños pequeños para fijar las muestras a examinar, fueron ubicadas dentro del Scaner del microscopio electrónico de barrido para obtener su interpretación a través de la técnica EDS. Los análisis se realizaron en diferentes puntos de la muestra seleccionados aleatoriamente, a fin de obtener una colección representativa de valores. Dando como resultado, el porcentaje en peso de los elementos químicos presentes. (Figura. 6)

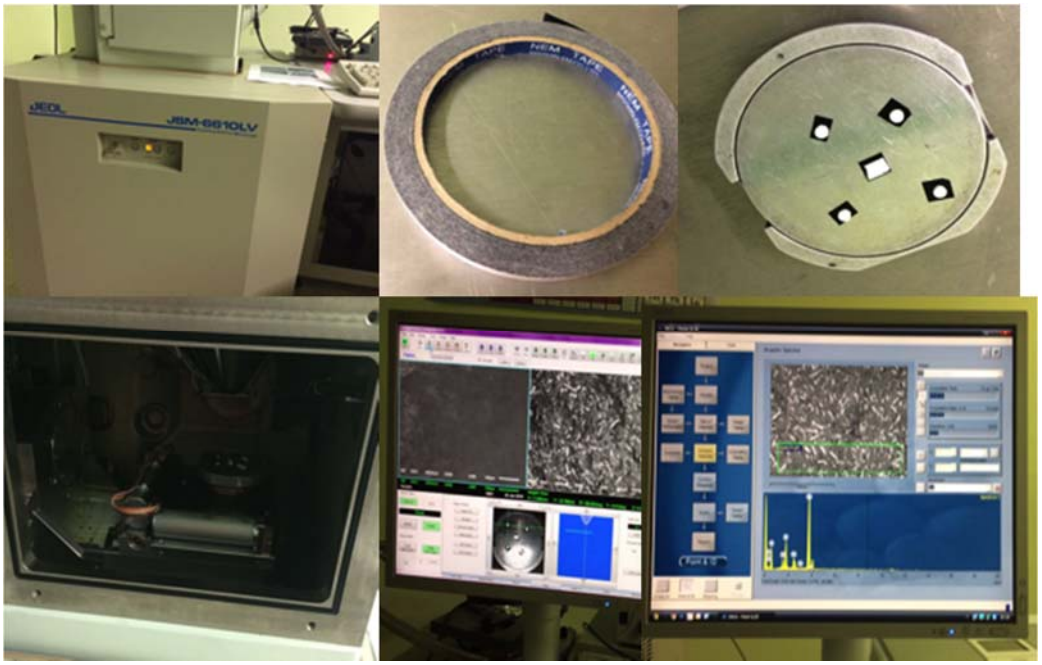


Figura. 6 Técnica EDS.

Técnica de Transmitancia

Se elaboraron muestras de CP (Cemex y Cruz Azul blanco) mezcladas con Sulfato de Bario y CP (Cemex y Cruz azul) con Óxido de Bismuto previamente esterilizado. Para asegurar los porcentajes de cada material experimental se pesaron en una balanza analítica. Se estableció el porcentaje adecuado de CP y de elementos de contraste (Sulfato de Bario y Óxido de Bismuto) para las 8 muestras. La proporción de los componentes se muestra en la tabla 1.

	PORCENTAJE (%) EN PESO UTILIZADO DE CADA MATERIAL									
N. De muestras	SULFATO DE BARIO		CEMEX		ÓXIDO DE BISMUTO		CRUZ AZUL		MTA	
1	20 %	(0.0155)	80 %	(0.0621)						
2	25 %	(0.0190)	75 %	(0.0570)						
3	20 %	(0.0143)					80 %	(0.0575)		
4	25 %	(0.0178)					75 %	(0.0606)		
5	20 %		80 %	(0.0620)	20 %	(0.0155)				
6	25 %		75 %	(0.0658)	25 %	(0.0193)				
7	20 %				20 %	(0.0142)	80 %	(0.0570)		
8	25 %				25 %	(0.0182)	75 %	(0.0621)		
Gold Estandar									**100 %**	.08

Tabla 1. Porcentaje en peso de materiales experimentales representado en gramos. Fuente propia.

Los materiales se colocaron en una loseta de vidrio, se incorporaron ambas porciones de polvo con una espátula metálica de cemento hasta obtener un polvo uniforme, se prepararon porciones de manera individual con dos medidas (cucharilla) de polvo y una gota de agua destilada. Los materiales se mezclaron con una espátula para cemento hasta obtener una mezcla homogénea. (Figura. 7)

La mezcla preparada de cada cemento, fue traspostada mediante un porta amalgama se colocó en el molde patrón con 16 compartimientos; cada compartimiento mide 1 mm de grosor por 5mm de longitud y 5mm de ancho. Todas las muestras fueron codificados y almacenadas en el mismo molde durante cuatro horas, que representa el tiempo de fraguado promedio, se utilizó el mismo procedimiento para las 8 muestras (Figura. 8)

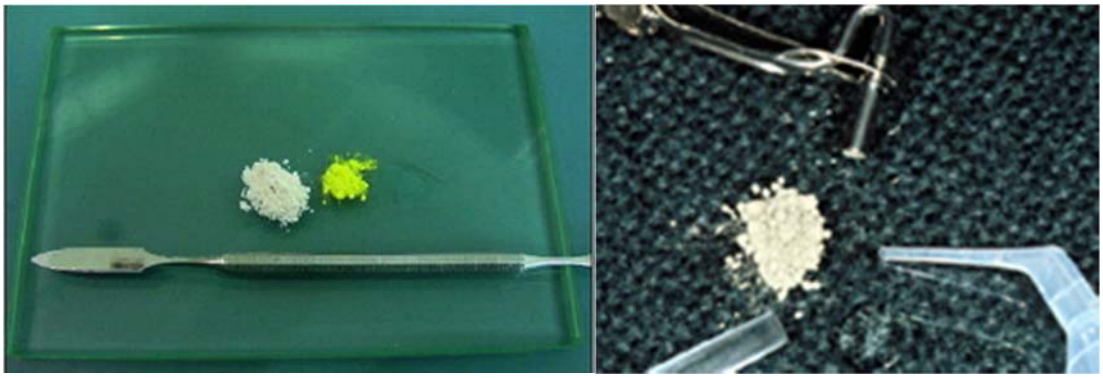


Figura 7. Muestra con su respectivo porcentaje y muestra estándar MTA

Se confeccionó una muestra del estándar de referencia (MTA) siguiendo las instrucciones del fabricante, como se muestra (Figura. 7)

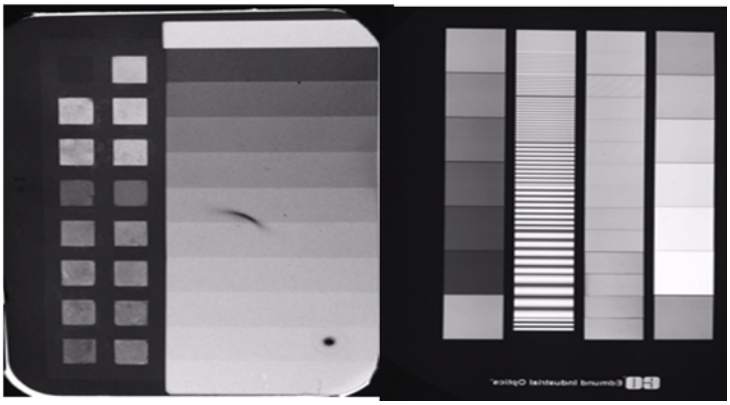
Figura 8. Compartimiento de 1 mm de grosor por 5 mm de longitud y 5 mm de ancho, con material experimental

Para llevar acabo el análisis de transmitancia, se procedió, en primer lugar, a la toma de radiografías sobre una película oclusal se colocó el molde con las muestras experimentales, además de la regla escalonada de aluminio, se utilizó un aparato de rayos X (X ray manual, Spectro 70X Xgenus de Götzen 2002).

El tiempo de exposición fue de 0,30 segundo y la distancia foco-película fue de 30 cm. (Figura. 9)

Figura 9. Toma de radiografía de las muestras experimentales además de la regla escalonada de aluminio.

Una vez revelada, la radiografía se colocó sobre el negatoscopio junto con el instrumento Edmund Optics, Worldwide, Trasmitted (0.375 a 80 lp/mm), Sinusoidal Target. prueba que se utiliza para evaluar o calibrar el rendimiento de un sistema de imagen, mide el nivel de rendimiento de color o escala de grises, con los estándares de calidad de imagen como la resolución, el contraste o la profundidad de campo; determina efectivamente las capacidades de un sistema de imagen, lo que permite la certificación exacta de rendimiento, así como para el establecimiento de estándares de referencia para múltiples sistemas para observar la luz reflejada y analizar la transmitancia de la radiografía, a través de una fotografía tomada con la cámara (Samsung SM-A300H). Dichas imágenes se transfirieron al software MATLAB que permitió un análisis detallado de la imagen digital, para ser evaluado por el valor de píxeles grises, obteniendo la escala de grises, que es un valor numérico dado para representar las diferentes tonalidades entre blanco y negro que varían de 0 a 250 píxeles, donde 0 representa negro y 250 blanco.(Figura. 10)



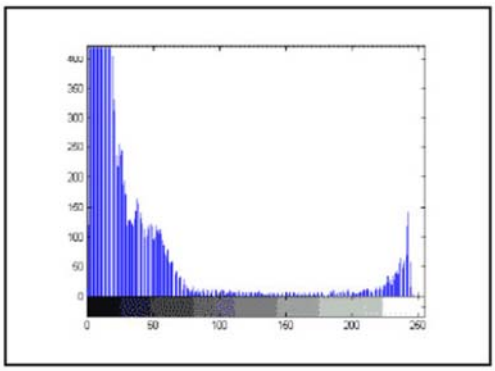


Figura 10. Toma de fotografia de la radiografia y el insrumento Edmund Optics, Histograma Mat-Lab

Para convertir los datos de escala de gris a transmitancia se realizó una curva de calibración generada de dichos valores frente al espesor del aluminio, mediante regresión logarítmica utilizando la siguiente fórmula:

$$(10^{-OD}) X100\%=T$$

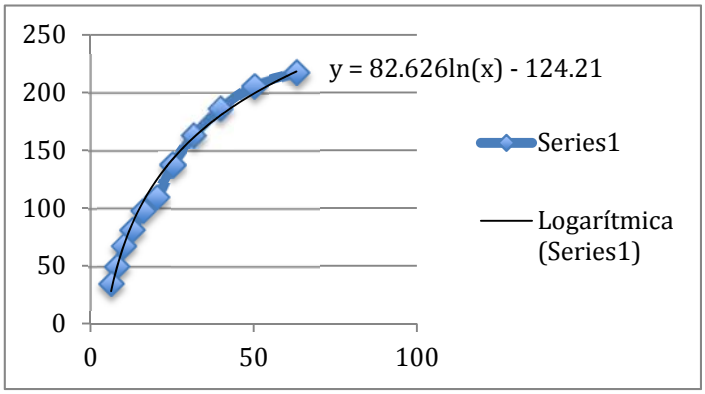


Figura 11. Curva de calibración generada para cada valor de Gris.

En donde X dentro de la ecuación de la curva de calibración es sustituida por el valor de escala de grises de cada material (Figura. 11). Cada valor fue sustituido en cada operación de cada uno de los materiales**.** Como resultado se obtuvieron datos de transmitancia, correlacionando los valores con el Edmund Optic Worldwide para determinar la densidad óptica, que varían de 0.2 a 1.2, donde 0.2 es el más radiolúcido y 1 .2 el mas radiopaco (Figura. 12).

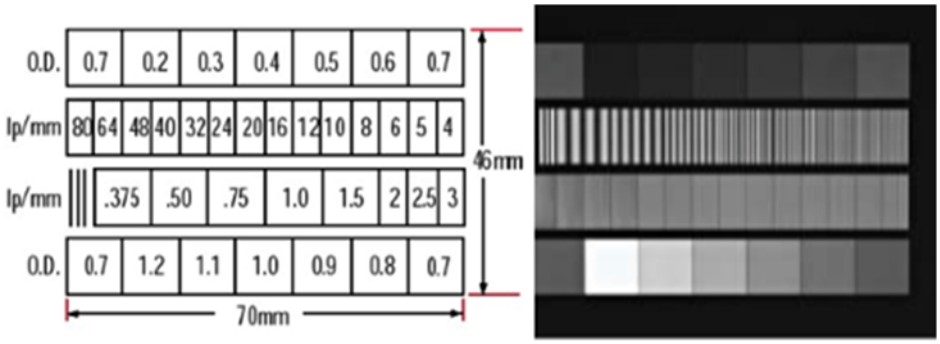


Figura 12. Instrumento Edmund Optic Worldwide y sus respectivos valores.

Escala de medición.

Los resultados se arrojarán en milímetros y porcentajes.

9.6 Análisis estadístico.

Se utilizó estadística descriptiva, para variables categóricas, se utilizó porcentajes, para variables numéricas, y para determinar la diferencia entre las medias de los cuatro grupos se utilizó la prueba ANOVA, la diferencia se corroboró con la prueba Kruskal Wallis.

Prueba Estadística.

Para el análisis, se vaciaron los datos en el programa Excel 2010, posteriormente se pasaron al paquete estadístico SPSS versión 22 y Statgraphics centurión. Para estadística descriptiva se utilizó el porcentaje para variables cualitativas y medidas de tendencia central y dispersión para variables cuantitativas. Para determinar diferencia entre dos grupos se utilizo la prueba ANOVA y rangos múltiples, todas con su respectiva significancia estadística ($p \leq 0.05$)

10 RESULTADOS

Técnica EDS

La tabla 2. Muestra la composición química de las siete cementos inicialmente probados mediante el análisis de Espectrometría de rayos x de Energía Dispersa (EDS).

Cementos		Promedio y DE del porcentaje en peso de elementos presentes.(%)										
		Na	Mg	Al	Si	K	Ca	Ti	Bi	O	S	Fe
MTA ANGELUS	Promedio	**0.046**	**0.2422**	**1.9872**	**7.005**	**0.0102**	**33.0402**	**0.0604**	**9.8164**	**47.792**	**0**	**0**
	DE	0.0266	0.032	0.0532	0.0944	0.013	0.5714	0.0924	0.9268	0.8408	0	0
MTA Viardent	Promedio	0.1246	0.434	2.598	9.848	0.554	41.142	2.19	0	30.718	4.292	0.354
	DE	0.07	0.064	0.142	0.506	0.066	0.54	0.196	0	0.152	0.314	0.082
Cruz Azul Blanco	Promedio	0.264	0.252	1.292	7.094	0.354	34.562	0.006	0	54.838	1.274	0.068
	DE	0.31	0.12	0.21	0.2	0.11	1.48	0.02	0	1.01	0.16	0.14
Cruz Azul Gris	Promedio	0.95	0.32	1.55	6.23	0.65	32.61	0.08	0	54.73	1.26	1.15
	DE	1.39	0.83	0.15	0.05	0.17	0.62	0.83	0	1.41	0.03	0.1
Cemex Blanco	Promedio	**0.158**	**0.42**	**1.478**	**5.266**	**0.234**	**34.942**	**0.02**	**0**	**56.054**	**1.34**	**0.09**
	DE	0.032	0.032	0.06	0.056	0.016	0.476	0.028	0	0.428	0.022	0.016
Cemex Gris	Promedio	0.32	0.71	1.36	5.9	0.73	32.06	0.1	0	56.09	1.03	1.7
	DE	1.63	0.07	0.06	0.08	0.32	0.11	0.11	0	0.04	0.27	0
Holcim Gris	Promedio	0.54	1.14	2.61	10.35	0.59	43.76	0.013	0	36.59	2.28	1.91
	DE	1.63	0.07	0.06	0.08	0.32	0.11	0.11	0	0.04	0.27	.876

Tabla 2. Resultados de EDS. Fuente propia.

Los elementos químicos de mayor proporción en todos los cementos fueron Silicio y Calcio y fosfato. Todos los CP y MTA Viardent presentaron Azufre y Fierro. El Óxido de Bismuto solo estuvo presente en el MTA Angelus , este compuesto es el que le confiere la radiopacidad. Los cementos con mayor similitud al MTA Angelus con respecto al porcentaje en peso de los elementos químicos fueron Cemex Blanco y Cruz Azul Blanco.

Dado lo anterior, estos dos cementos fueron los seleccionados para agregarles los elementos de contraste: Oxido de Bismuto y Sulfato de Bario.

Se prepararon las muestras de acuerdo a lo descrito en el capitulo de materiales y métodos para determinar la densidad óptica mediante la técnica de transmitancia.

Técnica de Transmitancia.

Los resultados de la curva de calibración generada de los valores de la escala de grises obtenidos en transmitancia de la imagen radiográfica tomada de la regla de aluminio y el instrumento Edmund Optics fueron correlacionados con el código de radiopacidad y códigos de densidad Optica se explican a continuación. Tabla 3.

VALORES DE TRANSMITANCIA Y CRITERIOS DE EVALUACION DE CODIGOS			
Código de radiopacidad Mm Al.	**Transmitancia radiográfica de escalera de aluminio %**	**Código de Densidad óptico**	**Transmitancia de Edmund Optics Worldwide %**
10	53.04	1.2	62.54
9	48.96	1.1	54.19
8	44.69	1	42.79
7	32.37	0.9	32.52
6	21.15	0.8	23.77
5	16.14	0.7	16.89
4	14	0.6	14.67
3	12.41	0.5	12.04
2	10	0.4	10.19
1	8.81	0.3	8.236
0		0.2	6.90

Tabla 3. Valores de transmitancia y criterios de evaluación de códigos. Fuente propia.

De la misma manera se obtuvieron los valores de transmitancia de los diferentes materiales experimentales. Fueron incluidas 8 muestras de CP mezcladas con elementos

de contraste: sulfato de bario y óxido de bismuto con sus respectivos porcentajes 20 y 25%, también se muestran valores de transmitancia del Gold Standard MTA Angelus®, así como de los CP sin los elementos de contraste. Tabla 4.

VALORES DE TRANSMITANCIA DE CP Y ELEMENTOS DE CONTRASTE, MTA ANGELUS Y CP SIN AÑADIR NINGÚN ELEMENTO							
%	CEMEX+ SULFATO DE BARIO	CEMEX +ÓXIDO DE BISMUTO	CRUZ AZUL +SULFATO DE BARIO	CRUZ AZUL +ÓXIDO DE BISMUTO	MTA ANGELUS	CEMEX	CRUZ AZUL
75% +25%	18.853	30.295	20.210	33.159			
80% +20%	17.776	24.953	18.808	30.693			
100%					30.397	11.498	13.59

Tabla 4. Valores de transmitancia de materiales experimentales. Fuente propia.

Análisis estadístico.

En el análisis descriptivo de las muestras experimentales se obtuvo un promedio para los cuadro CP con sulfato de bario de18.9 % de transmitancia con una DE ±1. Transmitancia que corresponde al código 5 de radiopacidad de espesor de Al y código 0.7 de densidad óptica. El promedio para CP con Óxido de Bismuto fue de 29.77 % de transmitancia con DE ±3.45. corresponde al código 7 de radiopacidad de espesor de Al y código 0.9 de densidad óptica. Como se puede observar los valores de radiopacidad del Óxido de Bismuto son mas altos y existe entre ambos grupos diferencias estadísticamente significativas con una ≤ p 0.0005. Conjuntamente se confirma que el MTA cumple con el código 7 mm de radiopacidad de espesor Al y el CP sin añadir ningún elemento no cumple con las normas establecidas de radiopacidad ≥ 3. Tabla 5 y 6.

	Bario	*Bismuto*
Recuento	4	4
Promedio	18.9121	29.7755
Desviación Estándar	0.998142	3.45519
Coeficiente de Variación	5.27778%	11.6041%
Mínimo	17.7765	24.9536
Máximo	20.2102	33.1595
Rango	2.4337	8.20588

Tabla 5. Estadística descriptiva de los elementos de contraste. Fuente propia.

PROMEDIO DE MATERIAL EXPERIMENTAL EN TRANSMITANCIA (%) Y SU CORRELACIÓN DE EVALUACIÓN					
Código de radiopacidad mm Al.	**Código de Densidad óptico**	**CP+oxido de bismuto**	**CP+sulfato de bario**	**MTA Angelus**	**CP 100%**
10	1.2				
9	1.1				
8	1				
7	0.9	29.775		30.39	
6	0.8				
5	0.7		18.912		
4	0.6				
3	0.5				12.54
2	0.4				
1	0.3				
0	0.2				

Tabla 6. Correlación de porcentaje de transmitancia respecto a los códigos de evaluación. Fuente propia.

En la tabla 7. Se observa el comparativo de la estadística descriptiva de los cuatro grupos por marca comercial, Cemex Bario-Cruz azul Bario y Cemex Bismuto–Cruz azul Bismuto. Al comparar los materiales el cemento Cruz Azul presentó el promedio mas alto de

transmitancia para ambos grupos. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en relación a las marcas comerciales con sus respectivos elementos de contraste, sin embargo si hubo diferencia entre las mismas marcas utilizando los diferentes medios de contraste: Cemex Bismuto-Cemex bario, Cruz Azul Bismuto-Cruz Azul Bario.

El cemento Cruz Azul con Bismuto presentó el promedio mas alto de 31.92 % de transmitancia con DE ± 1.74 (Tabla. 7) Este porcentaje de transmitancia corresponde al código 7 de radiopacidad de espesor de Al y al código 0.9 de densidad óptica. Es de vital importancia mencionar que dicho cemento presenta valores mas altos de transmitancia que el cemento de referencia MTA Angelus ® (30.39% mencionada en la tabla 6). No obstante no existen diferencias estadística significativas entre ambos materiales.

	Recuento	*Promedio % de transmitancia*	*Desviación Estándar*	*Coeficiente de Variación*	*Mínimo*	*Máximo*
CEMEX BARIO	2	18.31	0.76	4.15795%	17.7765	18.8535
CEMEX BISMUTO	2	27.62	3.77	13.6739%	24.9536	30.2956
CRUZ AZUL BARIO	2	19.50	0.99	5.08108%	18.8083	20.2102
CRUZ AZUL BISMUTO	2	31.92	1.74	5.46203%	30.6934	33.1595
Total	8	24.34	6.26	25.7392%	17.7765	33.1595

Tabla 7. Comparativa de estadística descriptiva de marcas *versus* materiales de contraste. Fuente propia

Para determinar la diferencia entre las medias de los cuatro grupos se utilizó la prueba ANOVA. Hubo significancia estadística valor a p 0.0086 entre grupos. Debido a que algunos valores no tuvieron distribución normal, la diferencia se corroboró con la prueba Kruskal Wallis p 0.0000 (Tabla. 8)

Fuente	*Suma de Cuadrados*	*Gl*	*Cuadrado Medio*	*Razón-F*	*Valor-P*
Entre grupos	255.959	3	85.3197	18.08	0.0086
Intra grupos	18.8719	4	4.71799		
Total (Corr.)	274.831	7			

Tabla 8. ANOVA Fuente propia (SPSS)

Se determinó con precisión en qué grupos existió diferencia, a través de la prueba de rangos múltiples que confirmó que en los grupos Cemex-Bario/Cruz Azul-Bario y Cemex – Bismuto/Cruz azul-bismuto, no hubo diferencia estadística significativa, sin embargo en los otros grupos si existió diferencia estadística significativa (*) (Tabla. 9 y grafico 1)

Contraste	*Sig.*	*Diferencia*	*+/- Límites*
CEMEX BARIO - CEMEX BISMUTO	*	-9.30964	6.03071
CEMEX BARIO - CRUZ AZUL BARIO		-1.19428	6.03071
CEMEX BARIO - CRUZ AZUL BISMUTO	*	-13.6114	6.03071
CEMEX BISMUTO - CRUZ AZUL BARIO	*	8.11536	6.03071
CEMEX BISMUTO - CRUZ AZUL BISMUTO		-4.30181	6.03071
CRUZ AZUL BARIO - CRUZ AZUL BISMUTO	*	-12.4172	6.03071

Tabla. 9 Rangos múltiples significancia estadística P< 0-005 Fuente propia.

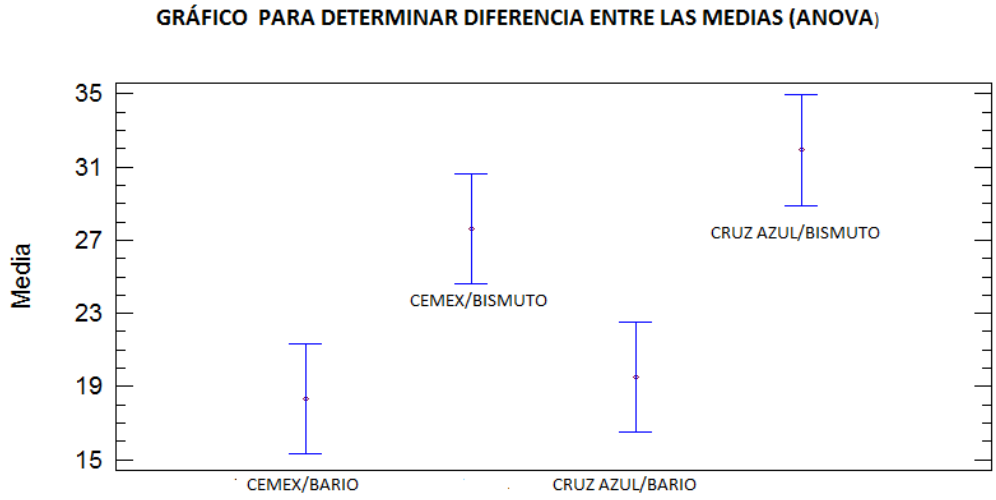


Grafico 1. Comparación de medias. Fuente propia.

De acuerdo con los resultados de las diferentes pruebas estadística mostradas y respondiendo objetivo del proyecto, se identificó la radiopacidad del cemento portland modificado con el sulfato de bario de 18.9 % transmitancia con una DE ±1, transmitancia que corresponde al código 5 de radiopacidad de espesor de Al y código 0.7 de densidad óptica. Respecto al Cemento Portland modificado con Oxido de Bismuto fue de 29.77 % de transmitancia con DE ±3.45, transmitancia que corresponde al código 7 de radiopacidad de espesor de Al y código 0.9 de densidad óptica. Confirmando la del MTA Angelus® de 30.39% transmitancia que corresponde al código 7 de radiopacidad de espesor de Al como lo menciona la literatura [39] y código 0.9 de densidad óptica.

Obtenidos estos datos y comparando la radiopacidad del cemento Portland modificado con Sulfato de Bario *versus* MTA se observa que existió diferencia estadística significativa, sin embargo cumple con la especificación N ° 57 de la American National Standard / American Dental Association (ANSI / ADA 2000) no menor que el equivalente a 3 mm de aluminio, con una radiopacidad de 5 mm Al. A la comparación del cemento Portland modificado con Oxido de bismuto *versus* MTA se observa que no existió diferencia estadística significativa, con una radiopacidad de 7 mm de Al misma que el estándar de referencia.

Respondiendo a la hipótesis de investigación se observa que existe diferencia estadística significativa de radiopacidad entre Cemento Portland modificado con sulfato de bario Cemento Portland modificado con Óxido de Bismuto.

11 DISCUSIÓN

El propósito de este estudio fue comparar la radiopacidad entre el Cemento Portland adicionado con Sulfato de Bario y Cemento Portland adicionado con Oxido de Bismuto. Para efectuar este proceso se realizó la caracterización química de seis cementos: Portland ordinario (CEMEX- blanco y gris), Portland compuesto (CRUZ AZUL Blanco y gris), MTA Angelus y MTA Viardent, mediante: análisis de espectrometría de rayos x de energía dispersa (EDS), además de un análisis de radiopacidad del CP modificado con Oxido de Bismuto ($Bi2O_3$) y modificado con Sulfato de Bario ($BaSO_4$). De esta forma se determinó la cuantificación porcentual requerida para alcanzar la radiopacidad según la Norma española ISO 13116:2014 además, de la Especificación N ° 57 de la American National Standard / American Dental Association (ANSI / ADA 2000).

De acuerdo a los resultados de EDS, todos los CP evaluados en este estudio y el MTA Viardent presentaron azufre y fierro lo que les confieren el color gris. [60] El Óxido de Bismuto solo estuvo presente en el MTA Angelus, compuesto que le confiere la radiopacidad. Los cementos con mayor similitud al MTA Angelus con respecto al porcentaje en peso de los elementos químicos fueron Cemex Blanco y Cruz Azul Blanco; coincidiendo con Wucherpfennig AL, [61] que señala por vez primera que el Cemento Portland es similar al MTA por sus componentes en común : fosfato, calcio y silicio, y refiere la radiopacidad distinta por el medio de contraste. Recientemente Rachna Dhani obtuvo los mismos resultados mediante exámenes macroscópico, microscópico, así como su reacción en presencia de rayos X, utilizando las mismas técnicas de Wucherpfennig AL. con resultados similares a los observados en el presente estudio.

Song Et al en 2006 [2,] demostró que no existen diferencias significativas entre los 14 elementos químicos presentes en MTA y CP, siendo que el MTA está compuesto por un 75% de CP por lo que se espera que el comportamiento también sea similar. Sin embargo los componentes del MTA tienen un menor tamaño de la partícula, contienen menos metales pesados tóxicos, y parecen haber sufrido un proceso adicional de purificación. Lo anterior difiere con nuestro estudio ya que encontramos un 90 % CP y un 10 % Oxido de Bismuto. De acuerdo tabla 2. con la técnica EDS. Se espera que por este porcentaje de CP en las distintas pruebas tenga un comportamiento muy parecido al del MTA.

Hungaro y col. en 2005[62], reportó por medio de espectrofotometría que en el CP y por ende en el MTA (de donde se obtuvo) se encontraban sustancias contaminantes como el arsénico, expresaron niveles muy bajos de arsénico liberado, lo que demuestra que no hay contraindicación para el uso del MTA y CP en la práctica clínica.[63] En los siete cementos evaluados en este estudio, mediante el análisis de EDS no se detecto arsénico y en caso de existir las cantidades y los compuestos, no rebasan la dosis letal media que represente peligro para el ser humano.

De los siete cementos evaluados por la técnica de EDS los que tuvieron mayor similitud al MTA Angelus ® con respecto al porcentaje en peso de los elementos químicos fueron Cemex Blanco y Cruz Azul Blanco tabla 2. cementos que se les añadió elementos de contraste para analizar radiopacidad.
Actualmente existen normas internacionales específicas que determinan la radiopacidad de los materiales odontológicos como la ISO 13116:2014 y ANSI / ADA N.57 2000. Estas normas especifican que un material de sellado endodóntico debe presentar una radiopacidad correspondiente >3 mm Al. Figura 1.

Borges AH Et al. en 2011, en otro estudio menciona que la radiopacidad de 1 mm de dentina equivale a 1 mm de aluminio en un escalón graduado de acuerdo a la densidad óptica. [64]

Williams Et al. en 1987 [65] refiere que entre las características ideales para un material restaurador es ser radiopaco entre otras, de tal forma que permita al dentista diferenciar el material restaurador de las estructuras limitantes cuando se coloca en cavidad. Islam et al. 2006 [50] refiere que la radiopacidad del ProRoot® MTA blanco es de 6,74 mm Al y para el ProRoot® MTA gris es de 6,47 mm. Mientras que el CP gris común en su estado natural (Asia Cements Pte. Ltd., Singapore), y el CP blanco (Asia Cements Pte. Ltd.) mostraron ser menos radiopacos y no cumplen con el requisito mínimo de radiopacidad establecido en la norma, presentando una desventaja importante en caso de ser utilizados clínicamente. Los resultados obtenidos en este estudio se muestran en la tabla… mostrando resultados similares, sin embargo el cemento utilizado es MTA Angelus® con una radiopacidad de 7mm de Al, para el CP (Cemex blanco/Cruz Azul blanco) se obtuvo una radiopacidad de 3mm Al no cumpliendo con las normas establecidas.

Tagger y Katz en el 2003 [66] propusieron un método para evaluar la radiopacidad de selladores de canales mediante la digitalización de las películas radiográficas

químicamente procesadas y el uso de software y hardware radiográficos especializados, eliminando la necesidad de un densitómetro óptico. El software radiográfico permite un análisis más detallado de la imagen digital, que se muestra en un cálculo y se puede evaluar gráficamente o por el valor de píxeles grises, que es un valor numérico dado para representar los diferentes tonos entre negros y Blanco que varían de 0 a 255 píxeles, donde 0 representa negro y 255, blanco. En la evaluación de densidad óptica del presente estudio, no se elimino el uso de la toma de la radiografia convencional sin embargo sí se utilizó un software (MATLAB) que permitió establecer los valores de pixeles grises como la referencia previa Tagger y Katz que posteriormente se convirtieron a valores de porcentajes de transmitancia y densidad óptica para la obtención e interpretación de resultados.

Rosas et al en el 2013 [67] Comparó la radiopacidad del CP adicionándolo con diferentes medios de contraste a 10%, al 20% y al 30%, además determinó la cuantificación porcentual de los elementos iónicos presentes en cada mezcla, las comparó con cilindros de dentina de 4mm, 8mm y 12mm, respecto a una pieza de aluminio de 2mm de grosor para obtener un punto de referencia de distintas radiopacidades. De los materiales estudiados, los que mejor radiopacidad proporcionaron fueron yodoformo, limadura de plata al 10%, 20%, 30% y el Sulfato de Bario al 30% con una radiopacidad de 4mm de Al. En el presente estudio se obtuvo una radiopacidad equivalente a 5mm de espesor de Al para el CP con Sulfato de Bario al 25%, mayor al estudio mencionado anteriormente y con menor porcentaje de medio de contraste. Esta variación pudo deberse a la limitación del estudio previo al llevar a cabo un incremento de escalones de 2mm en 2mm de Al, lo cual no permitió graduar las referencias de manera unitaria.

Akcay et al. 2012 [68] Evaluó la radiopacidad de cinco materiales para obturación radicular medidos en películas E-speed digitalizadas, placas de fósforo de almacenamiento e imágenes de sensores CCD (dispositivo de carga acoplada). Los valores en escala de grises de los materiales, se midieron usando la función de análisis de histograma de Photoshop 7.0. Se dibujó un gráfico de densidad radiográfica frente al espesor del aluminio para cada imagen a partir de la cual se determinaron las densidades radiográficas de los materiales con respecto al espesor de aluminio. Todos los materiales tenían una radiopacidad superior a 3 mm de Al independientemente de la técnica de toma de la imagen radiografica. El método de escala de grises (MATLAB) es distinto al utilizado en el estudio mencionado anteriormente, sin embargo el método para determinar la densidad frente al espesor de aluminio para cada imagen la técnica fue la misma.

Camilleri et. al. en el 2006,[33] evaluó las propiedades físicas y mecánicas del CP agregando oro, Sulfato de Bario y aleación Estaño/Plata como medios de contraste, comparado con MTA ProRoot® además de un material restaurativo intermedio (IRM). Se concluyó que el Óxido de Bismuto que contiene el MTA puede ser remplazado por todos los materiales sin afectar sus propiedades físicas, químicas y como alternativa para obtener la radiopacidad requerida. En este mismo estudio el CP adicionado con Sulfato de Bario al 25% presentó una radiopacidad de 3 mm de Al, 2 mm menos de los obtenidos en el presente investigación para la misma concentración de Sulfato de Bario. Se espera que las propiedades físicas y químicas no se vean afectadas [46] y que sean lo mas similares a las de MTA, confiriéndole al Sulfato de Bario un gran ventaja por su bajo costo y disponibilidad en el mercado.

Chaple et. Al. En el 2006 [25] evaluó la radiopacidad de diferentes materiales para obturación retrograda, los resultados reportaron que la amalgama es el material más radiopaco con 10mm equivalentes al espesor Al. La radiopacidad de otros materiales evaluados fueron: gutapercha 6.14 mm, IRM 5.30 mm, Super-EBA 5.16 mm, MTA 7,17 mm. Chaple y Toyoka difieren uno de otro respecto a la radiopacidad en mm de Al del MTA, estas variaciones pueden deberse a las distintas marcas comerciales evaluadas. Los resultados reportados en la tabla 6. del presente trabajo en nuestro estudio que coinciden mas con el reportado por Chaple de 7mm de espesor de Al.

12 CONCLUSIONES

De los siete cementos estudiados, los que más se asemejan en su composición al MTA son Cemex Blanco y Cruz Azul Blanco. Todos los CP y MTA Viardent contienen azufre y fierro. El Óxido de Bismuto solo estuvo presente en el MTA Angelus ®, compuesto que le confiere la radiopacidad.

De los cementos con composición similar al MTA, la adición de Sulfato de Bario confirió mayor radiopacidad al CP Cruz Azul blanco que al CP Cemex blanco. El Óxido de Bismuto le otorgó mayor radiopacidad al CP Cruz Azul blanco que al CP Cemex blanco. usando las mismas concentraciones

El CP con Sulfato de Bario obtuvo 5 mm de espesor de Al, y CP con óxido de Bismuto de 7mm de espesor de aluminio cumpliendo con las normas de radiopacidad establecidas. El Óxido de Bismuto tuvo mejor resultado en ambos cementos que el Sulfato de Bario. Existiendo entre ellos diferencia estadística significativa.

La combinación de CP Cruz Azul blanco con Óxido de Bismuto al 25% fue la que mejor resultado en cuanto al porcentaje de transmitancia obtuvo, excediendo inclusive la obtenida por el MTA. Ambos materiales tienen una radiopacidad de 7mm de Al.

Dado que el CP no está aprobada por la FDA para su utilización en pacientes, se deben efectuar más estudios, especialmente en cuanto a biocompatibilidad, tiempo de endurecimiento, fuerza resistencia compresiva y otras propiedades, para determinar si cumple con los requisitos como material odontológico, lo que representaría una alternativa viable por su bajo costo en comparación con el MTA.

13 BIBLIOGRÁFIA.

[1] García Aranda L., García Garduño M. Similitud de la morfología y química elemental de los cementos tipo agregado de trióxido mineral y cemento Portland, mediante microscopia electrónica de barrido y espectroscopia de dispersión de electrones. Revista Odontológica Mexicana 2014;18 (2): 105-110.

[2] Song J., Mante F., Romanow W., Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics 2006; 102:(8)09-15

[3] Literature from the manufacturer. Tulsa (OK): Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK. Material Safety Data Sheet; 1998.

[4] Cemento Portland. www.ing.unne.edu.ar/pub/quimica/cemento.pdf

[5] Orosco F, Bramante C, Garcia R, Bernadineli N, Moraes I. Sealing ability of grar MTA AngelusTM, CPM TM and MBPc used as apical plugs. Journal of Applied Oral Science 2008;16(1):50-4.

[6] Martínez Olguín J., Jiménez J. Robles L. Medina Solís C., Guerrero Castellón M., Robles J. Indicaciones de agregado de trióxido mineral en odontopediatría Rev Tamé 2016; 4 (12): 436-442.

[7] Weidmann G et al. En Estrela C, Bammann L, Estrela C, Silva R, Pecora J. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. Brazilian Dental Journal 2000; 11: 3-9.

[8] Miñaga Gómez, M. El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) en Endodoncia. RCOE.2002. vol.7, no.3, p.283-289.

[9] Dentistry -- Test Method for Determining Radio-Opacity of Materials ISO 13116: 2014.

[10] Abdullah D, Ford T, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. Biomaterials 2002; 23: 4001-10.

[11] Viola *et al*. MTA *versus* Portland cement: review of literature. RSBO. 2011 Oct-Dec;8(4):446-52.

[12] Rodríguez-Villalobos P. Bolaños-López V. Propiedades y Usos en Odontopediatria del MTA (Agregado de Trióxido Mineral) Publicación Científica Facultad de Odontología .CR. 20011. 3(5)13-16.

[13] Chegüe N. Biocompatibilidad del MTA-Angelus® y cemento Portland blanco activado con cloruro de calcio y clorhexidina en tejido subcutáneo de rata. Rev. Sanid Milt Mex. 2013;67(4) 157-160

[14] Bedoya-Soria AE, García-Rupaya CR. Efecto del mineral trióxido agregado, cemento portland e hidróxido de calcio en el proceso de reparación de perforaciones radiculares en dientes de Canis familiaris. Rev Estomatol Herediana. 2009; 19(2):103-110.

[15] Sipert C, Hussne R, Nishiyama C, Torres S. In vitro antimicrobial activity of Fill canal, Sealapex, Mineral trioxide aggregate, Portland cement and EndoRez.International Endodontic Journal. 2005; 38:539-43.

[16] Araki Ribero D, Mariko Sugui M, Akemi Matsumoto M, Húngaro Duarte MA,Alencar Marques ME, Favero Salvadori DM. Genotoxicity and cytotoxicity of mineral trioxide aggregate and regular and White Portland cements on Chinese hamster ovary (CHO) cells in vitro. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2006; 101: 258-61.

[17] Lenher P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krasti G. Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. International Endodontic Journal. 2012: 1-8.

[18] Naik S, Hedge A. Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: An in vivo study. J Indian Soc Pedo Prev Dent 2005; 13-16.

[19] Lee S, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. Journal of Endodontics. 1993; 19, 541–4.

[20] Moroto M., Barberia E.,Planells P. Estudio clínico del agregado trióxido mineral en pulpotomias de molares temporales: estudio piloto a 15 meses. RCOE Madrid. 2004. 9, (1): 23-30.

[21] Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR. Physical properties of a new root end filling material. (1995) J. Endodon; 21: 349-53.

[22] Saidon J. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003 ;95(4):483-9.

[23] Holland R. Arlindo otoboni Filho J .Valdir de Souza, Juvenal Nery M, Estrada Bernabé P.F. Dezan Junior E. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. Journal of Endodontics. 2001. 27, 281-284.

[24] Barberia Leache E,Planells del pozo. Estudio clínico del agregado trióxido mineral en pulpotomias de molares temporales: estudio piloto a 15 meses.RCOE. Madrid. 2004. 9 N. 1. 23-30.

[25] Torabinejad M and Noah Chivian, Clinical Applications of Mineral Trioxide Aggregate. Journal of Endodontics U.S.A. 1999. 25 .32_38

[26] Campos QI, Llamosas et al. Evaluación de la biocompatibilidad del cemento Pórtland implantado en tejido conectivo subepitelial de ratas. Revista ADM, FES Iztacala.2003. 9;(2) 45-50

[27] Obando P., Torres KE., Salas H., Hofling JF. Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del cemento Portland. Endodoncia 2009; 2**7** (3):111-120

[28] Chaple G., Herrero L**.** Generalidades del agregado de trióxido mineral (mta) y su aplicación en odontología: revisión de la literatura, Acta Odontológica Venezolana. 2007 .45; (3) 1-8

[29] Danesh G, Dammaschke T, Gerth H, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot® mineral trioxide aggregate and two Portland cements. International Endodontic Journal 2006; 39: 213;9.

[30] Asgary S, Parirokh M, Eghbal M, Brink F. Chemical Differences Between White and Gray Mineral Trioxide Aggregate. Journal of Endodontics 2005; 31: 101-3.

[31] Al-Hezaimi K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Human saliva penetration of root canals obturated with two types of mineral trioxide aggregate sealers. Journal of Endodontics 2005;31(6):453-6.

[32] Aguado J Ma., De la Cruz I., Maroto M., Barbería E. Posibilidades terapéuticas del Agregado Trióxido Mineral (MTA) en odontopediatría. JADA, 2009. Vol. 4 No 4.

[33] Forer J. Javier Laureano Niño. Ana Carolina Olaya. Juliana Cárdenas. Andrés Fernando Guevara. Heidy Patricia González. Gloria Bautista. Martha C. Tamayo. Revista Comparative chemical analysis of mta and portland cements . 2013. 3 ;(2). 17-22.

[34] Silver Encina S. Baca Perez B. Donado Rodrigue M. Diferentes tipos de MTA como materiales de obturación a retro. Revición bibliográfica. Endodoncia.2010. 28 .(3) 23_27. .

[35] Camilleri J. Characterization and chemical acti- vity of Portland cement and two experimental cements with potential for use in dentistry. Int Endod J. 2008;41:791-9.

[36] Torabinejad M, Hong C, Pitt Ford T, Kaiyawasam S. Tissue reaction to implanted Super-EBA and mineral trioxide aggregate in the mandible of guinea pigs: a preliminary report. Journal of Endodontics 1995; 21, 569–71.

[37] Camilleri. J . Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. International Endodontic Journal, 2010 Vol.43, 231–240.

[38] Salzedas L, Louzada M, Oliveira Filho A, Radipacity of restorative materials using digital images, Journal of Applied Oral Science , 2006. 14(2), pp.147-52.

[39] Lovera N., Chimal DD., Tavira JA., Robles NL. Comportamiento clínico y radiográfico de Agregado Trióxido Mineral (MTA) vs material de restauración intermedio (IRM) en pulpotomías de dientes temporales. Revista ADM 2011/Vol .LXVIII. NO.5. PP. 244-248.

[40] Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in forcatean perforation repair. Journal of Conservative Dentistry : JCD. 2013;16(5):462-465.

[41] Unal GC., Maden M., Isidan T. Repair of Furcal Iatrogenic Perforation with Mineral Trioxide Aggregate:Two Years Follow-up of Two Cases. European Journal of Dentistry. October 2010 . 13 (4) 475-480.

[42] Castañeda luna C. Efecto del cemento Portland modificado con yodoformo y el cemento MTA en el efecto histológico del tejido conectivo subepitelial en ratas albinas, u.c.s.m, arequipa 2016. Universidad de catalonia santa Maria. Tesis. 2016 Pag 1-55.

[43] Sartori P, Franco Rizzo, Norberto Taborda, Verónica Anaya, Armando Caraballo, Clara Saleme, Rocío Carrizo, Mabel Cayo, Andrea Peña. Medios de contraste en imágenes. Rev. argent. radiol. Ciudad Autónoma de Buenos Aires mar. 2013 vol.77 no.1(5)34-36.

[44] Secretaría de Economía. Coordinación general de minería. perfil del mercado de la barita.2014. 1-36.

[45] Otálora D.M, Orozco G, Olaya-Flórez J. Microstructure and optical properties of bismuth and oxide bismuth films using unbalanced magnetrón. Rev. Acad. Colomb. Cienc. Ex. Fis. Nat. 2015.39(150):18-25.

[46] Todini. Producción y venta de Óxido De Bismuto. http://www.todini.com/es/productos-quimicos/otros/oxido-bismuto.

[47] Arenas I,Lopez JL. Espectofotometria de absorbanción, Intituto de biotecnología UNAM, tesis de Maestria, Cuernavaca M. 2004, 1-40

[48] Olaya H., Mejía E.A., Chica U. Evaluación de Alto y Bajo Contraste en Imágenes Radiográficas y Poder de Penetración de la Energía Producida por Equipos de Rayos X de Uso Médico. Revista Colombiana de .Física. 2010 Vol.42, No.2 94-96.

[49] Gomes D. velazquez, E. Pereyra J. Análisis de parámetros físicos que influyen en la calidad de las placas radiográficas obtenidas en servicios de radiodiagnóstico en paraguay. Reportes Científicos de la FaCEN Vol. 1, No 2 pp. 15-30

[50] American National Standard Institute. Specification No. 57, En- dodontic sealing materials. New York, NY: American Dental Association; 2000. □

[51] Gartner AH, Dorn SO. Advances in endodontic surgery. Dental clinics of North America.1992;36:357-7

[52] Shah PMM, Chong BS, Sidu SK, Pitt Ford TR. Radiopacity of potential root end filling materials. (1996) Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endo; 81: 476-469

[53] Dumitru t.vázquez ,f.puertas ym. t.blanco-v arela. university of craiova, targu-jiu, Rumania. Influencia de la adición del BaCOg sobre la hidratación del cemento portland. Instituto de ciencias de la construcción Eduardo torroja. España 1999. materiales de construcción, vol, 49, pag. 254.

[54] Estrela C, Bammann L, Estrela C, Silva R, Pecora J. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. Brazilian Dental Journal 2000; 11: 3-9

[55] Islam I, Chng H, Yap A. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement.

Journal of Endodontics 2006; 32: 193–7.

[56] Camilleri J, Montesin F, Curtis R, Pitt Ford T. Characterization of Portland cement for use as a dental restorative material. Dental Materials 2006; 22: 569 –75.

[57] Veranes Y., Davidenko N., Garcia R**.** Estudio de la radiopacidad y el color de formulaciones de composites dentales fotopolimerizables. Sociedad Cubana de Bioingeniería,2007 artículo T004.

[58] Silver Encina S. Baca Perez B. Donado Rodrigue M. Diferentes tipos de MTA como materiales de obturación a retro. Revición bibliográfica. Endodoncia.2010. 28. (3) 67-69.

[59] Coutinho-Filho et al. Radiopacity and histological assessment of Portland cement plus bismuth oxide, Rio de janeiro state university, federal fluminense university, and university of fortaleza. 2008 vol. 106 N.6.

[60] Dixit S, Dixit A, Kumar P, Arora S. Root end generation: an unsung characteristic property of MTA-A case report. J of Clinic and Diag Res. 2014; 8(1):291-293. □

[61] Wucherpfennig AL, Green BD. Mineral Trioxide Vs Portland Cement: two biocompatible filligs materials, J Endod 1999;25(4):308.□

[62] Hungaro M, Cardoso A, Yamashita JC, et al. Arsenic release provided by Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement". Oral Surg Oral Med Oral Pathol 2005;99(5):648-650.

[63] Leonhard AM., Paduli NR. Arsenic content in ProRoot, MTA Angelus and Portland cement according to the IRAM regulation. Revista de la Sociedad de Endodoncia de Chile. N. 27 abril 2013 Pag.27-31.

[64] Borges AH, Semanoff A Miranda, Pécora jD, cruz filho AM.Radiopacity evaluation of Portland and MTA-based cements by digital radiographic system. J Appl Oral Sci. 2011;19(3):228-32

[65] Williams JA, Billington RW. A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materi- als. J Oral Rehabil 1987; 14(3): 2679. □

[66] Tagger M, Katz A Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. J Endod. 2003 Nov;29(11):751-5

[67] Rosas ed at.Radiopacidad del Cemento Portland adicionado con diferentes sustancias radiopacas para su uso en perforaciones radiculares. Revista endodoncia actual. 2013.Vol .8 N.1. PP. 22-29

[68] Akcay, B. Ilhan & N. Dundar Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. International Endodontic Journal 2012. Turkey vol 10 cap 11 pag.1-7