



# Estimación de la cantidad de trióxido de bismuto como agente radiopacificador en dos cementos minerales trióxido agregado mediante una prueba de radiopacidad

Abigail Flores-Ledesma,\* Kenya Gutiérrez-Estrada,§ Lauro Bucio-Galindo<sup>||</sup>

\* Laboratorio de Biomateriales Dentales. División de Estudios de Postgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.

§ Práctica Privada Especialista en Endodoncia egresada de la División de Estudios de Postgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.

<sup>||</sup> Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México.

## RESUMEN

Se dice que el cemento mineral trióxido agregado (MTA) contiene 20%wt de trióxido de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) que le provee radiopacidad; sin embargo, la radiopacidad reportada en varias marcas de estos cementos ha sido variable, lo que sugiere que presentan diversa cantidad de bismuto, pudiendo afectar sus propiedades mecánicas. **Objetivo:** Estimar la concentración de trióxido de bismuto en dos marcas comerciales disponibles en México a partir de una prueba de radiopacidad. **Material y métodos:** cinco mezclas de cemento portland blanco (CPB) con concentraciones de  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  al 0, 10, 15, 20 y 25%wt (CPB, Bi10%, Bi15%, Bi20%, Bi25%), se analizaron dos lotes de dos cementos comerciales: MTA Angelus y MTA Viadent mediante una prueba de radiopacidad de acuerdo a la ISO 6876. Estos valores fueron determinados con base en la densidad radiográfica (tonos de grises) y convertidos a milímetros de aluminio (mm Al); se realizó un ajuste lineal con las mezclas del CPB y bismuto; se utilizó la ecuación de la recta para calcular la concentración de  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  en los cementos comerciales. **Resultados:** Se observó aumento de radiopacidad a mayor cantidad de trióxido de bismuto, el CPB obtuvo una radiopacidad de 1.8 mm Al, mientras que en el Bi25% fue de 6 mm Al. La concentración de 20%wt se usó como control, se observaron diferencias estadísticamente significativas en Bi15%, Bi10%, cemento Portland blanco y MTA Angelus ( $p < 0.05$ ). En el MTA Viadent la cantidad de bismuto es de 24-25%wt, mientras que el MTA Angelus presenta entre 20-32%wt. **Conclusiones:** Los cementos comerciales muestran una concentración de bismuto mayor que la sugerida, lo que aumenta la radiopacidad de éstos, pudiendo afectar las propiedades mecánicas.

**Palabras clave:** Mineral trióxido agregado radiopacidad, trióxido de bismuto, cementos de silicato de calcio.

## INTRODUCCIÓN

El mineral trióxido agregado por sus siglas en inglés (MTA) fue desarrollado por Torabinejad y colaboradores<sup>1</sup> en la Universidad de Loma Linda en 1995, cuanta con diversas aplicaciones clínicas dentro del campo odontológico, y específicamente dentro de la endodoncia y odontopediatría. Se ha sugerido su uso como apexificador,<sup>2,3</sup> recubrimiento pulpar,<sup>4,5</sup> reparador de perforaciones en furca<sup>6,7</sup> y material para retrobturaciones.<sup>8</sup>

Los cementos a base de silicatos como el MTA presentan buenas propiedades biológicas: estimulan la formación de tejido mineralizado en células pulpares, la proliferación de tejido óseo, la actividad madurativa de células osteoblásticas,<sup>9-13</sup> así como la formación de apatitas y estimulación de células estromales.<sup>14-16</sup> Estas respuestas han sido comprobadas tanto *in vitro*<sup>17,18</sup> como *in vivo*.<sup>19</sup>

La composición del cemento portland blanco se basa principalmente en silicato tricíclico, silicato dicálcico y aluminato tricíclico.<sup>20,21</sup> Los cementos MTA están compuestos por 80% de cemento Portland y 20% de trióxido de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) que le provee radiopacidad.<sup>22-24</sup> La mayor desventaja hasta ahora de los cementos MTA ha sido el largo tiempo de fraguado que en un inicio se reportaba alrededor de 72 horas,<sup>25</sup> se ha tratado de modificar esta característica con el uso de aceleradores como cloruro de calcio, ácido cítrico, gluconato de calcio, gluconato de clorhexidina e hidróxido de sodio, por mencionar algunos,<sup>26-28</sup> así como el agregar materiales como vidrio bioactivo y wollastonita,<sup>29</sup> demostrando que los cementos MTA son sumamente sensibles a cambios en su composición, lo que afecta de manera directa las propiedades mecánicas.

Se han realizado estudios en los que se han agregado diversas concentraciones de material radiopacificador tal como trióxido de bismuto<sup>30</sup> u óxido de zir-

Recibido: Agosto 2018. Aceptado: Abril 2019.

© 2019 Universidad Nacional Autónoma de México, [Facultad de Odontología]. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).



conio,<sup>31</sup> ambos casos mostraron que las propiedades físicas se ven afectadas: la resistencia a la compresión se ve disminuida; mientras que la porosidad, el tiempo de fraguado y solubilidad aumentan.<sup>32-34</sup> Esto trae como consecuencia que podrían presentarse fallas en el tratamiento a futuro.

Por otro lado, diversos estudios han revelado que el cemento MTA produce cambios en la coloración a nivel gingival y dental hacia tonos marrones o negros;<sup>35,36</sup> inicialmente se creía que era por el uso de MTA gris, el cual tiene en su composición hierro; sin embargo, este cambio de coloración también se ha observado cuando se ocupa MTA blanco.<sup>37,38</sup> Estudios posteriores demostraron que el cambio de color es debido a la presencia de bismuto,<sup>39,40</sup> el cual es sensible al contacto con hipoclorito de sodio<sup>35,41</sup> y a la exposición a luz.<sup>42</sup>

La radiopacidad de los cementos MTA comerciales es muy variable, se han encontrado valores desde 4 mm de aluminio (mm Al) hasta 7 mm Al,<sup>43,44</sup> como la radiopacidad está relacionada con la cantidad y tipo de radiopacificador, el objetivo de este estudio es estimar la cantidad de trióxido de bismuto en dos diferentes marcas de cementos minerales trióxido agregado disponibles en México mediante una prueba de radiopacidad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron cinco mezclas de cemento portland blanco (*Cruz Azul*; México; Lote 033442), previamente caracterizado<sup>20</sup> con concentraciones de  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  (*Aldrich Chemical Company Inc.* Lote 1304-76-3) al 0, 10, 15, 20 y 25%wt y dos cementos comerciales: dos lotes MTA Angelus (*Angelus Industria de Productos Odontológicos*, Londrina, Brasil, Lote 21934 y 20939) y dos lotes de MTA Viardent (México, Lote 160715 y A030317)

La metodología usada en este estudio se basa en los requerimientos especificados para radiopacidad de la norma ISO 6876.<sup>45</sup> Cada uno de los cementos se preparó con la relación de 1 g de polvo/0.33 mL de agua.<sup>46,47</sup> La mezcla se colocó dentro del molde para elaboración de pastillas ( $n = 10$ ) con un diámetro interno  $10 \pm 0.1$  mm y una altura de  $1 \pm 0.01$  mm. Se ejerció presión con una plancha de vidrio y se colocó en una prensa en C para la obtención de pastillas con superficies planas, libres de poros y burbujas internas. El molde junto con la prensa se colocó dentro de una cámara ambientadora (*Polyscience, USA*, Mod. 106B 00351) a 37 °C y humedad relativa de 95% durante 24 horas. Después de este tiempo las pastillas se colocaron en una radiografía oclusal (*E-Speed Film, Kodak,*

*Rochester, NY*, Lote 3109744), junto con un indicador de radiopacidad (gradilla de aluminio escalonada, 0.5 mm cada escalón, pureza de 95.5%).

Las muestras, la radiografía y la gradilla fueron colocadas sobre una base de plomo para la toma radiográfica; se realizó la radiación con un aparato de Rayos-X (*Progeny dental*, Modelo JB-70, USA,  $65 \pm 5$  kV) a una distancia de la película de 30 cm a partir del punto focal (la distancia fue estandarizada con un cilindro de acetato) y se efectuó la exposición por 0.15 segundos. La radiografía fue revelada siguiendo los tiempos en la *Tabla 1*, con líquidos de revelado marca (*Kodac, Rochester, NY* Lote 1011 C6 02819).

La radiografía fue colocada al centro del negatoscopio, el cual fue cubierto con una caja de cartón para limitar la luz exterior, la caja sólo presentaba un orificio por donde el lente de la cámara digital fue ajustado (*Lumix, Panasonic* Mod FH20, China) para la obtención de radiografías digitales. Se analizó la densidad radiográfica con base en la escala de grises con un software para el análisis de imágenes ImageJ 1.44 (*National Institutes of Health, USA*).

Los valores de radiopacidad se determinaron con base en la densidad radiográfica (tonos de grises) y convertidos a milímetros de aluminio (mm Al). La conversión se realizó de acuerdo con la fórmula reportada por Vivan:<sup>48</sup>

$$\frac{A \times 2}{B} + \text{mm Al inmediatos a la densidad radiográfica del material (DRM)}$$

Donde A: DRM - densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediato inferior a la DRM y B: Densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediato superior a la DRM - densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediato inferior a la DRM.

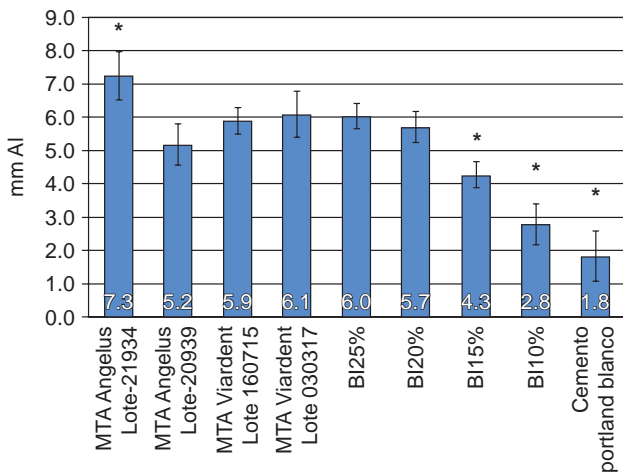
Los resultados fueron capturados en SPSS versión 23 para su análisis. Ya que la concentración de 20% se ha estipulado como estándar en la patente del MTA,<sup>49</sup> el grupo Bi20% fue tomado como control. Se hizo prueba de Kolmogorov-Smirnov para probar la normalidad de los datos, procediéndose a realizar

**Tabla 1:** Tiempos de revelado de las radiografías.

*Developing times of radiographs.*

Revelador	Agua	Fijador	Agua
15 seg.	15 seg.	3 min.	15 seg.

Fuente directa.



**Figura 1:** Resultados de la prueba de radiopacidad, ANOVA  $p < 0.05$ , *post hoc* Dunnett test  $p < 0.05$ ; el grupo Bi20% se usó como control. Los números en la parte inferior y las barras de error representan los promedios de cada grupo y la desviación estándar respectivamente ( $n = 10$ ).

*Results of the radiopacity test, ANOVA  $p < 0.05$ , *post hoc* Dunnett test  $p < 0.05$ ; the Bi20% group was used as control. The numbers at the bottom and the error bars represent the means for each group and the standard deviation, respectively ( $n = 10$ ).*

pruebas paramétricas. Se aplicó prueba de ANOVA y *post hoc* prueba Dunnett con un intervalo de confianza de 95%.

### RESULTADOS

La radiopacidad de los cementsos experimentales, MTA Angelus y MTA Viardent se muestra en la *Figura 1*. Se observa claramente el aumento de radiopacidad de acuerdo a la cantidad de trióxido de bismuto agregado, el cemento Portland blanco presenta una radiopacidad de 1.8 mm Al, al 10% aumenta a 2.8, mientras que se aprecian valores de 4.3, 5.7 y 6.0 mm Al en las concentraciones de 15, 20 y 25% respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los cementsos Bi15%, Bi10%, cemento Portland blanco y MTA Angelus (lote 21934) al ser comparados contra el grupo Bi20% (control).

La media de radiopacidad de los cementsos con concentraciones de 0, 10, 15, 20 y 25%wt de trióxido de bismuto fueron graficados, realizándose un ajuste lineal; se obtuvo la ecuación de la recta y el valor de R (*Figura 2*). Se utilizó dicha ecuación para despejar el valor de X, utilizando los valores de la pendiente y la intersección para calcular la concentración de bismuto en cada uno de los cementsos comerciales (*Tabla 2*).

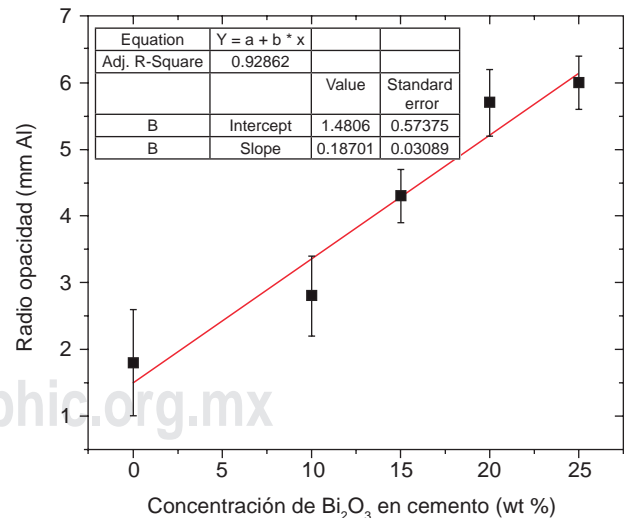
Se observó que para el caso del cemento Viardent la concentración de trióxido de bismuto se encuentra entre 24-25%, mientras que en el MTA Angelus varía entre 20 y 32%.

### DISCUSIÓN

La Norma ISO 6876 *Specification for dental root canal sealing materials*<sup>45</sup> establece que un milímetro de este tipo de materiales debe contar con al menos 3 mm de Al para presentar una radiopacidad adecuada, se ha reportado que al agregar un 20wt% de trióxido de bismuto se logra este objetivo.<sup>49</sup> La composición básica del MTA es 80% cemento Portland,<sup>20,23</sup> el cual mostró un radiopacidad de 1.8 mm de Al, un valor similar al obtenido por Húngaro-Duarte<sup>50</sup> de 1.01 mm de Al, dato que no es ideal para su identificación.

Según Grossman<sup>51</sup> el material ideal para obturar en endodoncia debe tener entre sus propiedades suficiente radiopacidad para distinguirlo de las estructuras circundantes con el fin de asegurar la correcta obturación y sellado del material en el sistema de conductos radiculares, perforaciones o retropreparaciones, favoreciendo así la eliminación de la enfermedad persistente en el tratamiento endodóntico.<sup>52</sup>

Al colocar cementsos a base de silicatos de calcio es importante verificar radiográficamente que se ubique dentro de la cavidad o en la zona deseada, que



**Figura 2:** Gráfica de la concentración de trióxido de bismuto. Se realizó el ajuste lineal obteniéndose la ecuación de la recta ( $n = 10$ ). Se graficó el promedio y la desviación estándar.

*Graph of the bismuth trioxide concentration. The linear adjustment was made to obtain the straight line equation ( $n=10$ ). The mean and the standard deviation were plotted.*

**Tabla 2:** Concentración estimada de trióxido de bismuto en los cementos comerciales.*Estimated concentration of bismuth trioxide in the commercial cements studied.*

	MTA Angelus Lote-21934	MTA Angelus Lote-20939	MTA Viardent Lote 160715	MTA Viardent Lote 030317
% de Bi <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	32.3	20.6	24.5	25.6

esté bien compactado, que se distinga de la dentina y del hueso en casos de retrobturación en cirugía periapical o que se obture junto con gutapercha en tratamientos de conductos, es decir, que dichos materiales sean distinguibles asegurando el sellado de ambos. Un material con mala radiopacidad podría causar confusión con las zonas anatómicas de dentina, hueso y ligamento periodontal; mientras que un material más radiopaco y con fuerte contraste puede llevar a la falsa impresión de un relleno denso y homogéneo, ya que puede enmascarar huecos en la obturación donde el material no ha penetrado correctamente.<sup>52</sup>

De ahí surge la necesidad de realizar pruebas de radiopacidad a los cementos a base de silicatos de calcio, con la finalidad de corroborar que cumplan con el requerimiento marcado por la ISO 6876.<sup>45</sup> La mayoría de estos cementos presentan valores mucho más altos entre 6.53 y 7.17 mm de Al,<sup>53,54</sup> hasta valores de 9 mm de Al.<sup>55</sup> En este estudio se observó que la concentración mínima de 10% de Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub> no logra obtener los 3 mm de Al necesarios para su uso clínico; sin embargo, con la concentración de 15% se obtienen 4.3 mm de Al. Sin embargo, se ha detectado que la cantidad de bismuto en los cementos MTA afecta las propiedades físicas, se reporta que la resistencia a la compresión se ve disminuida, mientras que la porosidad y solubilidad aumentan con concentraciones mayores del radiopacificador.<sup>30,56</sup> En cuanto a las características tales como resistencia a la compresión y porosidad, se observó una relación lineal inversa entre estas dos propiedades, es decir, a mayor porosidad menor resistencia a la compresión. Estas propiedades son de relevancia clínica, ya que como es sabido, la porosidad del material se relaciona con la solubilidad del mismo,<sup>57</sup> lo que trae como consecuencia mayor degradación del material, comprometiendo el éxito clínico de la restauración.

En el presente estudio se observó que al agregar entre 10-15% de trióxido de bismuto se obtiene la radiopacidad solicitada de los 3 mm Al por la ISO 6876, coincidiendo con lo mencionado por Bueno y colaboradores,<sup>58</sup> quienes sugieren sólo 15% de radiopacificador para mantener las propiedades físicas.

Cabe recordar que las propiedades físicas de los materiales están relacionadas con el tamaño de partícula, el uso de Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub> en tamaño micro (10 µm) y nanométrico (40-80 nm) no afecta la radiopacidad; sin embargo, la resistencia a la compresión y microdureza superficial se ve aumentada con el uso de bismuto nanométrico,<sup>55</sup> cabe mencionar que existe poca evidencia sobre el efecto del trióxido de bismuto en el proceso de hidratación y fraguado, sólo se ha encontrado que no forma parte del proceso de hidratación del cemento.<sup>59,60</sup>

Estas propiedades físicas se han observado de manera aislada, pero debemos tomar en cuenta que los cementos de silicato de calcio, independientemente de su agente radiopacificador, poseen la habilidad de producir apatitas en un ambiente acelular al contacto con fluidos corporales simulados,<sup>15,61,62</sup> por lo que la posible falla en la adaptación marginal por pérdida del material podría verse favorecida por la formación de apatitas.

Si nos enfocamos en la parte clínica, se ha detectado cambio de color en los dientes que han sido restaurados con MTA,<sup>36,38,39</sup> muchos de estos estudios mencionan un cambio hacia un color grisáceo del tejido dental,<sup>37</sup> debiendo realizar un segundo procedimiento clínico para poder aclarar el diente afectado. Estos cambios en la luminosidad son dados por la interacción entre el bismuto y el colágeno tipo I,<sup>40</sup> ya que los aminoácidos de la dentina provocan una sedimentación hacia bismuto metálico. Durante los protocolos de irrigación endodóntica, el hipoclorito de sodio es la solución que más se usa en diferentes concentraciones (0.5-5.25%),<sup>63-65</sup> se ha observado que el contacto de la solución de hipoclorito de sodio en contacto del bismuto del MTA genera una pigmentación café oscuro-negro;<sup>35</sup> debido a que se produce una reducción de hipoclorito de sodio a cloruro de sodio. De tal forma que se sugiere que a mayor concentración de bismuto en el cemento mayor será el cambio de color en la estructura dentaria.

Sin embargo, este cambio en la discromía no se ha observado en otros cementos biocerámicos donde el agente radiopacificador es distinto a Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, tal como el óxido de zirconio,<sup>66</sup> que al 20% muestra la misma



radiopacidad que el bismuto. Existen materiales como el sulfato de bario ( $\text{BaSO}_4$ ) que es un agente radiopacificador usado en resinas y cementos selladores en endodoncia, al ser blanco se espera no sufra este comportamiento de pigmentación, pero al ser agregado al 20% no presenta la radiopacidad requerida, por lo que debería agregarse en concentraciones mayores, lo que podría afectar las propiedades mecánicas.<sup>67</sup> Al sugerir otros agentes radiopacificadores, se debe considerar su biocompatibilidad y su posible efecto antimicrobiano.<sup>68-70</sup> Es importante evaluar estas propiedades asociadas a diversas concentraciones de trióxido de bismuto.

## CONCLUSIONES

La diferencia en concentración de  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  en los cementos comerciales puede traer como resultado un comportamiento físico químico distinto a lo esperado, mayor cantidad de radiopacificador provoca disminución de la resistencia a la compresión, aumento en la porosidad y en la solubilidad, lo que conlleva a disminución de la capacidad de sellado de la obturación, aumentando la posibilidad de fracaso; además afecta la estabilidad de color del diente restaurado, creando pigmentaciones negras o grisáceas. Es importante que se mantenga un control de calidad al momento de la fabricación en cuanto al contenido de bismuto para su distribución comercial.

## Original research

### Estimation of the amount of bismuth trioxide as radiopacifying agent by a radiopacity test in two mineral trioxide aggregate cements

Abigail Flores-Ledesma,\* Kenya Gutiérrez-Estrada,<sup>§</sup> Lauro Bucio-Galindo<sup>||</sup>

\* Laboratory of Dental Biomaterials, Research and Postgraduate Studies Division, Faculty of Dentistry.

<sup>§</sup> Private practice, Specialist in Endodontics graduated from the Research and Postgraduate Studies Division, Faculty of Dentistry.

<sup>||</sup> Physics Institute.

National Autonomous University of Mexico, Mexico City, Mexico.

## ABSTRACT

The mineral trioxide aggregate (MTA) cement contains approximately 20%wt of bismuth trioxide ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ), a radiopacifying material. However, the radiopacity reported in several commercial

brands of these cements is variable because they have different amounts of bismuth, which affects its mechanical properties.

**Objective:** To estimate by a radiopacity test the concentration of  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  in two brands of MTA cements available in Mexico.

**Materials and methods:** Five mixtures of white Portland cement (WPC) with  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  concentrations of 0%, 10%, 15%, 20%, and 25%wt (WPC, Bi10%, Bi15%, Bi20%, Bi25%) and four lots of two commercial cements (two lots each), MTA Angelus and MTA Viardent, were analyzed by a radiopacity test according to the international Standard ISO 6876. These values were determined on the basis of radiographic density (shades of grey) and converted to millimeters of aluminum (mm Al). A linear adjustment was made with the mixtures of WPC and bismuth; the straight line equation was used to calculate the concentration of  $\text{Bi}_2\text{O}_3$  in commercial cements. **Results:** Radiopacity increased with higher amounts of  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ; the WPC obtained a radiopacity of 1.8 mm Al, while for Bi25% radiopacity was 6 mm Al. The 20%wt concentration was used as control; a statistically significant difference was observed in Bi15%, Bi10%, WPC, and MTA Angelus ( $p < 0.05$ ). In the MTA Viardent the amount of bismuth is 24-25%wt, while in the MTA Angelus is between 20-32%wt. **Conclusions:** Commercial cements have a higher bismuth concentration than recommended, which increases their radiopacity and may compromise their mechanical properties.

**Keywords:** Trioxide aggregate cement, radiopacity, bismuth trioxide, calcium silicate-based cements.

## INTRODUCTION

The mineral trioxide aggregate (MTA) was developed by Torabinejad et al.<sup>1</sup> at Loma Linda University in 1995. This compound has various clinical applications within the dental field, specifically in endodontics and pediatric dentistry. MTA has been suggested for use in apexification,<sup>2,3</sup> as spray coating,<sup>4,5</sup> repairer of furcal perforation during drilling,<sup>6,7</sup> and material for retro-obturation.<sup>8</sup>

Silicate-based cements such as MTA have good biological properties; they stimulate the formation of mineralized tissue in pulp cells, the proliferation of bone tissue and thus the maturation activity of osteoblastic cells<sup>9-13</sup> as well as the formation of apatites and stimulation of stromal cells.<sup>14-16</sup> These qualities have been tested both *in vitro*<sup>17,18</sup> and *in vivo*.<sup>19</sup>

The composition of white Portland cement is mainly based on tricyclic silicate, dicalcium silicate, and tricyclic aluminate.<sup>20,21</sup> MTA cements are composed of 80% Portland cement and 20% bismuth trioxide ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ), which provides radiopacity.<sup>22-24</sup> To date, the biggest disadvantage of MTA cements is their long setting time of about 72 hours.<sup>25</sup> To overcome this drawback some accelerators have been used, such as calcium chloride, citric acid, calcium gluconate, chlorhexidine gluconate, and sodium hydroxide.<sup>26-28</sup> Also, some materials have been added, such as bioactive glass and wollastonite.<sup>29</sup> These aids, however, have showed that MTA cements are sensitive to changes in their composition so their mechanical properties become weakened.

Some studies have tested various concentrations of radiopacifying materials, such as bismuth trioxide<sup>30</sup> or zirconium oxide.<sup>31</sup> In both cases the physical properties of the cements were affected; the resistance to compression decreased, while porosity, setting time and solubility increased.<sup>32-34</sup> These variations may lead to future treatment failures.

On the other hand, several studies have shown that MTA cement produces gingival and dental coloration changes toward brown or black tones.<sup>35,36</sup> Initially changes were believed to be because by gray MTA, which has iron as one of its components. However, this color change has also been observed using white MTA.<sup>37,38</sup> Subsequent studies have shown that the change in color is caused by bismuth,<sup>39,40</sup> which is sensitive to contact with sodium hypochlorite<sup>35,41</sup> and light exposure.<sup>42</sup>

The radiopacity of commercial MTA cements is highly variable with values ranging from 4 millimeters of aluminum (mm Al) to 7 mm Al.<sup>43,44</sup> Radiopacity is related to the amount and type of radiopacifier; hence the objective of this study was to estimate the amount of bismuth trioxide in two different brands of MTA cements available in Mexico, by means of a radiopacity test.

## MATERIALS AND METHODS

For this study we used five mixtures of white Portland cement (Cruz Azul, Mexico, Lot 033442), previously characterized<sup>20</sup> with bismuth trioxide (Aldrich Chemical Company Inc., Lot 1304-76-3) at concentrations of 0, 10, 15, 20 and 25%wt, and two commercial cements, i.e. two lots of MTA Angelus (Angelus Dental Products Industry, Londrine, Brazil, lots 21934 and 20939) and two lots of MTA Viadent (Mexico, lots 160715 and A030317).

The methodology of this study followed the specified requirements for radiopacity of the international Standard ISO 6876.<sup>45</sup> Each of the cements was prepared at a ratio of 1 g powder/0.33 mL water.<sup>46,47</sup> The mixture was placed inside a pill mold ( $n = 10$ ) with internal diameter of  $10 \pm 0.1$  mm and height of  $1 \pm 0.01$  mm. Pressure was applied with a glass plate and the mold was placed in a C press to obtain pills with flat surfaces, free of pores and internal bubbles. The mold together with the press was placed inside an ambient chamber (Polyscience, USA, Mod. 106B 00351) at 37 °C and relative humidity of 95% for 24 hours. After this time the pills were placed on an occlusal radiograph (E-Speed Film, Kodak, Rochester, NY, Lot 3109744), along with a radiopacity indicator (aluminum stepped rack, 0.5 mm each step, purity of 95.5%).

The samples, the radiograph, and the rack were placed on a lead base for x-ray taking; irradiation was performed with an X-ray device (Progeny Dental, Model JB-70, USA, 65-5 kV) at a film distance of 30 cm from the focal point (distance was standardized with an acetate cylinder) and exposure lasted 0.15 seconds. The radiograph was developed following the times displayed in *Table 1*, with Kodak® developing liquids (Kodak, Rochester, NY, Lot 1011 C6 02819).

The radiograph was placed in the center of the negatoscope, which was covered with a cardboard box to limit outside light. The box had a hole through which the lens of the digital camera was adjusted (Lumix, Panasonic Mod FH20, China) to obtain digital X-rays. X-ray density was analyzed on the basis of a grayscale with ImageJ 1.44 (National Institutes of Health, USA) imaging software.

The radiopacity values were determined according to radiographic density (shades of gray) and converted to millimeters of aluminium (mm Al). The conversion was made following the formula reported by Vivan:<sup>48</sup>

$$\frac{A \times 2}{B} + \text{mm Al inmediatos a la densidad radiográfica del material (DRM)}$$

Where A: RDM - radiographic density of the aluminum rack increase immediate below RDM and B: radiographic density of the aluminum rack increase immediate above RDM - radiographic density of the aluminum rack increase immediate below DRM.

The results were analyzed using SPSS version 23. Since Bi20% concentration has been established as standard in the MTA patent,<sup>49</sup> the Bi20% group was taken as control. Kolmogorov-Smirnov test was performed to test the normality of the data, and parametric tests were carried out. ANOVA and post hoc Dunnett tests were performed with 95% confidence interval.

## RESULTS

The radiopacity of the experimental cements, MTA Angelus and MTA Viadent, is shown in *Figure 1*. The increase in radiopacity is clearly observed according to the amount of added bismuth trioxide. White Portland cement had a radiopacity of 1.8 mm Al; at Bi10% it increased to 2.8, with increasing values of 4.3, 5.7, and 6.0 mm Al at Bi15%, Bi20%, and Bi25%, respectively. Statistically significant differences were found in the cements with Bi15% and Bi10%, white Portland cement, and MTA Angelus (lot 21934) when compared with the Bi20% group (control).

The radiopacity mean of the cements with 0, 10, 15, 20 and 25% wt bismuth trioxide concentrations were plotted, with a linear adjustment. The straight line equation and R value were obtained (*Figure 2*). This equation was used to clear the value of X, using the slope and intersection values to calculate the bismuth concentration in each of the commercial cements (*Table 2*).

In the case of MTA Viardent, the concentration of bismuth trioxide varied between 24-25%, whereas in the MTA Angelus the concentration varied between 20-32%.

## DISCUSSION

The international Standard ISO 6876 «Specification for dental root canal sealing materials»<sup>45</sup> states that 1 mm of such materials must have at least 3 mm of aluminum in order to show an adequate radiopacity. The addition of 20wt% bismuth trioxide helps achieve this goal.<sup>49</sup> The basic composition of MTA is 80% Portland cement,<sup>20,23</sup> which has a radiopacity of 1.8 mm Al, a value similar to that obtained by Hungaro-Duarte<sup>50</sup> of 1.01 mm Al, although the latter is not ideal for identification.

According to Grossman,<sup>51</sup> the ideal obturating material must present among its properties sufficient radiopacity. This quality allows distinguishing the material from the surrounding structures to ensure the correct performance of obturations and sealing in root canals, perforations, and retropreparations. In turn, this favors the elimination of persistent disease in endodontic treatment.<sup>52</sup>

When using a calcium silicate-based cement it is important to check radiographically that it is located within the cavity or in the desired area; that it is well compacted, it can be differentiated from dentin and bone, in cases of re-calibration in periapical surgery, and it obturates together with guttapercha in root canal treatments, i.e. that these materials are distinguishable ensuring the sealing of both. A material with poor radiopacity may cause confusion with the anatomical areas of dentin, bone, and periodontal ligament. On the contrary, a more radiopaque material with strong contrast can lead to the false impression of a dense and homogeneous filling and it can mask gaps in the obturation where the material has not penetrated properly.<sup>52</sup>

Hence the need to perform radiopacity tests on calcium silicate-based cements in order to confirm that they meet the requirements set by ISO 6876.<sup>45</sup> Most of these cements have much higher radiopacity values, between 6.53 and 7.17 mm of Al,<sup>53,54</sup> up to 9 mm of Al.<sup>55</sup> In this study we observed that the minimum

concentration of 10% of Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub> failed to obtain the 3 mm of Al necessary for clinical use, but with the concentration of 15% were obtained 4.3 mm of Al. However, the amount of bismuth in MTA cements has been shown to affect their physical properties. Compression resistance decreases, while porosity and solubility increase with higher concentrations of the radiopacifying agent.<sup>30,56</sup> In the case of compression resistance and porosity, an inverse linear relationship between these two properties was observed, i.e. to higher porosity there was lower compression resistance. These properties are of clinical relevance because as is well known, the porosity of the material relates to its solubility<sup>57</sup> and results in greater degradation of the material, which compromises the clinical success of the restoration.

In the present study, we observed that adding between 10-15% of bismuth trioxide allows obtaining the radiopacity of 3 mm Al requested by ISO 6876, in agreement with Bueno et al.,<sup>58</sup> who suggest adding only 15% of the radiopacifying agent to maintain the best physical properties.

It should be noted that the physical properties of the materials are related to particle size. The use of bismuth trioxide particles of micrometric (10 µm) and nanometric (40-80 µm) size does not affect the radiopacity, but it does affect the resistance to compression and surface microhardness, which increase with the use of nanometric bismuth.<sup>55</sup> On the other hand, there is little evidence on the effect of bismuth trioxide on the hydration and setting process; it is only known that bismuth trioxide is not involved in the cement hydration process.<sup>59,60</sup>

The above mentioned physical properties of bismuth trioxide have been observed in isolation, but we should consider that regardless of the radiopacifying agent, calcium silicate cements possess the ability to produce apatites in an acellular environment, such as in contact with simulated bodily fluids.<sup>15,61,62</sup> Thus, the possible failure in marginal adaptation due to material loss could be favored by the formation of apatites.

If we focus on the clinical part, color change has been observed in teeth restored with MTA.<sup>36,38,39</sup> Some studies mention a change to a grayish color of dental tissue,<sup>37</sup> which makes necessary a second clinical procedure to lighten the affected tooth. These changes in luminosity are given by the interaction between bismuth and collagen type I,<sup>40</sup> since dentin amino acids cause a sedimentation toward metal bismuth. During endodontic irrigation protocols, sodium hypochlorite is the most commonly used solution in different concentrations (0.5-5.25%).<sup>63-65</sup> The contact of the bismuth contained in the MTA with the sodium hypochlorite solution generates a



dark brown-black pigmentation<sup>35</sup> due to a reduction of sodium hypochlorite to sodium chloride. This suggests that the higher the concentration of bismuth in cement, the greater the color change is in the dental structure.

Color change has not been observed with other bioceramic cements that use a radiopacifying agent other than bismuth trioxide, such as zirconium oxide,<sup>66</sup> which at 20% shows the same radiopacity as bismuth. There are also other materials, such as barium sulfate (BaSO<sub>4</sub>), which is a radiopacifying agent used in resins and sealing cements in endodontics. Being white, it is expected that it will not suffer this pigmentation behavior, but when added at 20% concentration it does not show the radiopacity required, so it must be used at higher concentrations, which could affect its mechanical properties.<sup>67</sup> As for other radiopacifying agents, their biocompatibility and possible antimicrobial effect<sup>68-70</sup> must be considered before use. It is important as well to evaluate these properties associated with different concentrations of bismuth trioxide.

## CONCLUSIONS

The different amount of bismuth trioxide concentration in commercial cements can result in a different chemical and physical behavior than expected. An increased amount of the radiopacifying agent may cause lower resistance to compression and increased porosity and solubility, leading to decreased obturating capacity and thus higher chance of failure. The variation in concentration also affects the color stability of the restored tooth, creating black or grayish pigmentations. It is therefore important that quality control be maintained at the time of manufacturing commercial MTA cements with bismuth trioxide content.

## REFERENCIAS / REFERENCES

1. Torabinejad M, Hong C. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995; 21 (7): 349-353.
2. Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P. The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: a prospective study. *Int Endod J.* 2007; 40 (3): 186-197.
3. Felipe W, Felipe M, Rocha M. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. *Int Endod J.* 2006; 39 (1): 2-9.
4. Li Z, Cao L, Fan M, Xu Q. Direct pulp capping with calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate: a meta-analysis. *J Endod.* 2015; 41 (9): 1412-1417.
5. Tuna D, Olmez A. Clinical long-term evaluation of MTA as a direct pulp capping material in primary teeth. *Int Endod J.* 2008; 41 (4): 273-278.
6. Unal G, Maden M, Isidan T. Repair of furcal iatrogenic perforation with mineral trioxide aggregate: two years follow-up of two cases. *Eur J Dent.* 2010; 4 (4): 475-481.
7. Arens DE, Torabinejad M. Repair of furcal perforations with mineral trioxide aggregate. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 1996 Jul [cited 2015 Nov 19]; 82 (1): 84-88. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1079210496803829>.
8. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J.* 2004; 37 (5): 325-336.
9. Lee H, Shin Y, Kim S-O, Lee H-S, Choi H-J, Song JS. Comparative Study of Pulpal Responses to Pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in Dogs' Teeth. *J Endod* [Internet]. 2015 Aug [cited 2015 Nov 19]; 41 (8): 1317-1324. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239915003428>.
10. De Rossi A, Silva LAB, Gatón-Hernández P, Sousa-Neto MD, Nelson-Filho P, Silva RAB et al. Comparison of pulpal responses to pulpotomy and pulp capping with biodentine and mineral trioxide aggregate in dogs. *J Endod* [Internet]. 2014; Sep [cited 2015 Oct 4]; 40 (9): 1362-1369. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239914001514>.
11. Mitchell PJ, Pitt Ford T, Torabinejad M, McDonald F. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* [Internet]. 1999; Jan [cited 2015 Nov 19]; 20 (2): 167-173. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961298001574>.
12. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1998; 24 (8): 543-547.
13. Maeda T, Suzuki A, Yuzawa S, Baba Y, Kimura Y, Kato Y. Mineral trioxide aggregate induces osteoblastogenesis via Atf6. *Bone Reports* [Internet]. 2015; Jun [cited 2015 Nov 19]; 2: 36-43. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352187215000078>.
14. Gandolfi MG, Ciapetti G, Taddei P, Perut F, Tinti A, Cardoso MV et al. Apatite formation on bioactive calcium-silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation. *Dent Mater.* 2010; 26 (10): 974-992.
15. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J.* 2010; 43 (10): 917-929.
16. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Marchetti C, Prati C. Apatite-type phases on MTA cements depend on soaking medium volume. *Dent Mater* [Internet]. 2011 Jan [cited 2015 Nov 19]; 27: e81-82. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411100813X>.
17. Hakki SS, Bozkurt SB, Hakki EE, Belli S. Effects of mineral trioxide aggregate on cell survival, gene expression associated with mineralized tissues, and biomineralization of cementoblasts. *J Endod.* 2009; 35 (4): 513-519.
18. Zhou H, Shen Y, Wang Z, Li L, Zheng Y, Häkkinen L et al. *In vitro* cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod.* 2013; 39 (4): 478-483.
19. Dreger LAS, Felipe WT, Reyes-Carmona JF, Felipe GS, Bortoluzzi EA, Felipe MCS. Mineral trioxide aggregate and portland cement promote biomineralization *in vivo*. *J Endod.* 2012; 38 (3): 324-329.
20. Flores-Ledesma A, Barcelo SF, Bucio L, Arenas AJA. Elemental chemical composition and phase analysis by means of PIXE, DSC, TGA and XRD of MTA Angelus® and white Portland cement. *Rev Odontológica Mex.* 2016; 20 (3): 187-192.



21. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghodousi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod.* 2009; 35 (2): 243-250.
22. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod.* 2010; 36 (1): 16-27.
23. Belío-Reyes IA, Bucio L, Cruz-Chavez E. Phase composition of ProRoot mineral trioxide aggregate by X-ray powder diffraction. *J Endod.* 2009; 35 (6): 875-878.
24. Park J-W, Hong S-H, Kim J-H, Lee S-J, Shin S-J. X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* [Internet]. 2010; Jan [cited 2015 Nov 21]; 109 (1): 155-1558. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1079210409006593>.
25. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* [Internet]. 1995; Jul [cited 2015 Nov 2]; 21 (7): 349-353. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239906809672>.
26. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod* [Internet]. 2006; Jun [cited 2015 Nov 21]; 32 (6): 569-572. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239905000269>.
27. Lee BN, Hwang YC, Jang JH, Chang HS, Hwang IN, Yang SY et al. Improvement of the properties of mineral trioxide aggregate by mixing with hydration accelerators. *J Endod* [Internet]. 2011; 37 (10): 1433-1436. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.06.013>.
28. Huang T-H, Shie M-Y, Kao C-T, Ding S-J. The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* [Internet]. 2008; 34 (5): 590-593. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18436041>.
29. Flores-Ledesma A, Barceló Santana F, Bucio L, Arenas-Alatorre JA, Faraji M, Wintergerst AM. Bioactive materials improve some physical properties of a MTA-like cement. *Mater Sci Eng C.* 2017; 71: 150-155.
30. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radiopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod.* 2007; 33 (3): 295-298.
31. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Hungaro-Duarte MA, Tanomaru-Filho M, Camilleri J. Chemical characterization and bioactivity of epoxy resin and Portland cement-based sealers with niobium and zirconium oxide radiopacifiers. *Dental Materials.* 2014; 30 (9): 1005-1020.
32. Grazziotin-Soares R, Nekoofar MH, Davies TE, Bafail A, Alhaddar E, Hübler R et al. Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties. *Int Endod J.* 2014; 47 (6): 520-533.
33. Cutajar A, Mallia B, Abela S, Camilleri J. Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; characterization and determination of physical properties. *Dent Mater.* 2011; 27 (9): 879-891.
34. Islam I, Kheng Chng H, Jin Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006; 32 (3): 193-197.
35. Camilleri J. Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod.* 2014; 40 (3): 436-440.
36. Bortoluzzi EA, Araújo GS, Guerreiro Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M. Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *J Endod.* 2007; 33 (3): 325-327.
37. Belobrov I, Parashos P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2011; 37 (7): 1017-1020.
38. Felman D, Parashos P. Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013; 39 (4): 484-487.
39. Jang J-H, Kang M, Ahn S, Kim S, Kim W, Kim Y et al. Tooth discoloration after the use of new pozzolan cement (Endocem) and mineral trioxide aggregate and the effects of internal bleaching. *J Endod.* [Internet]. 2013; 39 (12): 1598-1602. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24238455>.
40. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RFL, Guimarães BM, Duarte MAH. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod.* 2014; 40 (8): 1235-1240.
41. Camilleri J. Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and biodentine used for pulpotomy procedures. *J Endod* [Internet]. 2015. Jul [cited 2015 Nov 8]; 41 (7): 1139-1145. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239915002101>.
42. Kang S-H, Shin Y-S, Lee H-S, Kim S-O, Shin Y, Jung I-Y et al. Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an *ex vivo* study. *J Endod.* 2015; 41 (5): 737-741.
43. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the root-end sealing ability of MTA and Portland cement. *Aust Endod J.* 2005; 31 (2): 59-62.
44. Moreno-Vargas YA, Luna-Arias JP, Flores-Flores JO. Hydration reactions and physicochemical properties in a novel tricalcium-dicalcium silicate-based cement containing hydroxyapatite nanoparticles and calcite: a comparative study. *Ceram Int.* 2017; 43: 13290-13298.
45. ISO. *Specification for dental root canal sealing materials.* ISO 6876. London; 2011.
46. Shojaee N, Adl A, Jafarpur D, Sobhnamayan F. Effect of different water-to-powder ratios on the compressive strength of calcium-enriched mixture. *Iran Endod J.* 2018; 13 (3): 395-397.
47. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: long term study. *J Endod.* 2005; 31: 376-379.
48. Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro Duarte MA et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108 (6): e35-8.
49. Torabinejad M, White DJ. Tooth filling material and method of use. Washington, DC: United States Patent & Trademark Office; Patent Number 5,769,638, May 16, 1995.
50. Húngaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD, Vivan RR, Guerreiro Tanomaru JM, Filho MT, de Moraes IG. Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *J Endod.* 2009; 35 (5): 737-740.
51. Sureshchandra B, Gopikrishna V. Grossman's endodontic practice. 13<sup>th</sup> Edition. Ser, editor. India: Wolter Kluwer Health; 2014. p. 343.
52. Ørstavik D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endod Top.* [Internet]. 2005; 12 (1): 25-38. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1601-1546.2005.00197.x>.
53. Torabinejad M, Hong C. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995; 27 (1): 349-353.
54. Hwang YC, Lee SH, Hwang IN, Kang IC, Kim MS, Kim SH et al. Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107 (3): e96-102.
55. Saghiri MA, Gutmann JL, Orangi J, Asatourian A, Sheibani N. Radiopacifier particle size impacts the physical properties of tricalcium silicate-based cements. *J Endod* [Internet]. 2015; Feb [cited 2015 Nov 21]; 41 (2): 225-230. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239914009303>.

56. Formosa LM, Mallia B, Bull T, Camilleri J. The microstructure and surface morphology of radiopaque tricalcium silicate cement exposed to different curing conditions. *Dent Mater* [Internet]. 2012 May [cited 2015 Nov 19]; 28 (5): 584-595. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112000504>.
57. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*. 2003; 29 (12): 814-817.
58. Bueno CE d S, Zeferino EG, Manhaes JLRC, Rocha DGP, Cunha RS, De Martin AS. Study of the bismuth oxide concentration required to provide Portland cement with adequate radiopacity for endodontic use. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 2009; 107 (1): e65-59. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.09.016>.
59. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007; 40 (6): 462-470.
60. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater* [Internet]. 2013; May [cited 2015 Nov 19]; 29 (5): 580-593. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113000559>.
61. Coleman NJ, Nicholson JW, Awosanya K. A preliminary investigation of the in vitro bioactivity of white Portland cement. *Cem Concr Res*. 2007; 37 (11): 1518-1523.
62. Abd Rashid R, Shamsudin R, Abdul Hamid MA, Jalar A. *In-vitro* bioactivity of wollastonite materials derived from limestone and silica sand. *Ceram Int*. 2014; 40 (5): 6847-6853.
63. Cárdenas-Bahena Á, Sánchez-García S, Tinajero-Morales IIC, González-Rodríguez VM, Baires-Várguez L. Hipoclorito de sodio en irrigación de conductos radiculares: sondeo de opinión y concentración en productos comerciales. [Use of sodium hypochlorite in root canal irrigation. Opinion survey and concentration in commercial products]. *Rev Odontológica Mex*. 2012; 16 (4): 252-258.
64. Del Castillo G, Perea B, Labajo E, Santiago A, Garcia F. Lesiones por hipoclorito sódico en la clínica odontológica: causas y recomendaciones de actuación. *Científica Dent*. 2011; 8 (1): 71-79.
65. Siqueira JF, Rqas N, Favieri A. Chemomechanical reduction of the bacterial and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium population in the root canal after instrumentation hypochlorite. *J Endod*. 2000; 26 (6): 331-334.
66. Beatty H, Svec T. Quantifying coronal tooth discoloration caused by biodentine and endosequence root repair material. *J Endod*. 2015; 41 (12): 2036-2039.
67. Bortoluzzi EA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Duarte MAH. Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 2009; 108 (4): 628-632. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.04.044>.
68. Vega-Jiménez AL, Almaguer-Flores A, Flores-Castaneda M, Camps E, Uribe-Ramirez M, Aztatzi-Aguilar OG et al. Bismuth subsalicylate nanoparticles with anaerobic antibacterial activity for dental applications. *Nanotechnology*. 2017; 28 (43): 1-12.
69. Campos V, Almaguer-Flores A, Velasco-Aria D, Díaz D, Rodil SE. Bismuth and silver nanoparticles as antimicrobial agent over subgingival bacterial and nosocomial strains. *J Mater Sci Eng A*. 2018; 8 (7-8): 142-146.
70. Hernandez-Delgadillo R, Del Angel-Mosqueda C, Solís-Soto JM, Munguia-Moreno S, Pineda-Aguilar N, Sánchez-Nájera RI et al. Antimicrobial and antibiofilm activities of MTA supplemented with bismuth lipophilic nanoparticles. *Dent Mater J* [Internet]. 2017; 36 (4): 503-510. Available from: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/36/4/36\\_2016-259/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/36/4/36_2016-259/_article).

Dirección para correspondencia/  
Mailing address:  
**Abigail Flores-Ledesma**  
E-mail: [dra\\_abyfl@hotmail.com](mailto:dra_abyfl@hotmail.com)