



UNIVERSIDAD  
**Finis Terrae**

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

## **EVALUACIÓN DENSITOMÉTRICA DE LA RADIOPACIDAD DEL CEMENTO DE PORTLAND**

PAULINA DÍAZ SILVA  
ANA MARÍA ECHAVARRI ZELAYA

Tesis presentada a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae,  
para optar al título de Cirujano Dentista.

Profesor Guía: Dr. Alejandro Oyarzún Droguett

Santiago, Chile

2018

## **Dedicatoria**

El presente trabajo está dedicado a nuestras familias por haber sido un gran aporte y apoyo a lo largo de nuestra carrera universitaria. A todas las personas que nos acompañaron en esta etapa aportando en nuestra formación profesional y como seres humanos.

Agradecimiento de manera especial a nuestro tutor de tesis, Doctor Alejandro Oyarzún Droguett, por habernos guiado en la elaboración de nuestro trabajo de titulación y en nuestra formación universitaria. También agradecemos a las asistentes de botiquín y servicio de rayos por su disposición y sonrisa que nos entregaron día a día.

## Índice de contenidos

RESUMEN .....	3
INTRODUCCIÓN .....	5
MARCO TEÓRICO .....	7
HIPÓTESIS .....	12
OBJETIVO GENERAL .....	12
OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	12
MATERIALES Y MÉTODOS .....	13
Diseño del estudio .....	13
Universo y muestra.....	13
Criterios de inclusión y exclusión.....	14
Variables.....	14
Técnicas de recolección de datos .....	15
Resumen de la metodología.....	17
RESULTADOS.....	18
DISCUSIÓN .....	22
CONCLUSION .....	26
REFERENCIAS.....	27

## Índice de figuras

Figura 1: Resumen de metodología realizada.....	17
Figura 2: Relación entre radiografía e histograma .....	19
Figura 3: Modelo de regresión lineal de datos obtenidos.....	21

## Índice de tablas

Tabla 1: Relación concentración y promedio de intensidades. ....	20
Tabla 2: Determinación de porcentaje requerido de OZ para igualar el MTA. ....	21

## RESUMEN

**Introducción:** La radiopacidad es una propiedad fundamental de los materiales dentales, la que permite su identificación en el examen radiográfico. El Cemento de Portland ha demostrado resultados adecuados en sus distintas aplicaciones en Endodoncia y Odontología Restauradora. Sin embargo, su radiopacidad es insuficiente para su uso clínico.

El objetivo de este trabajo de investigación fue determinar qué concentración de Oxido de Zirconio, le confiere al Cemento de Portland la radiopacidad adecuada para el uso clínico. **Material y método:** Este trabajo consistió en un estudio experimental *in vitro*. Se confeccionaron probetas experimentales de Cemento de Portland mezcladas con concentraciones del 5 %, 10%, 20%, 30%, 40% y 50% de Oxido de Zirconio. Los especímenes experimentales fueron cortados en paralelepípedos de 4X4X2 mm. Estas muestras fueron radiografiadas y posteriormente analizadas digitalmente mediante el software ImageJ. Se generaron histogramas en escala de grises para cada espécimen de la muestra. Se utilizó como control positivo, MTA Pro-Root el que se preparó de acuerdo con las indicaciones del fabricante. **Resultados:** El análisis de los valores obtenidos mediante densitometría digital, determinó que una concentración de 34,4% de Oxido de Zirconio agregado al Cemento de Portland, le confiere una radiopacidad equivalente a la radiopacidad del MTA Pro-Root, necesaria para su uso clínico. **Palabras claves:** Cemento de Portland, Óxido de Zirconio, Radiopacidad, Densitometría.

## **ABSTRACT**

**Introduction:** Radiopacity is a fundamental property of dental materials which allows its identification in the radiographic examination.

Portland Cement has demonstrated excellent clinical results in its various endodontic and restorative applications. However, its radiopacity is insufficient for its clinical use. The objective of this research was to determine the amount of concentration of Zirconium Oxide, which gives Portland Cement adequate radiopacity for clinical use.

**Material and method:** This work consisted of an in vitro experimental study. Experimental samples of Portland Cement mixed with concentrations at 5%, 10%, 20%, 30%, 40% and 50% of Zirconium Oxide were made. The experimental specimens were cut into 4X4X2 mm samples. These specimens were radiographed and later analyzed by the Image J Software. Histograms were generated in gray scale for each specimen of the sample.

MTA Pro-Root was used as a positive control according to the manufacturer's indications so as to prove which concentration was similar to the one of this material.

**Results:** The analysis of the values obtained by means of digital densitometry, determined that a concentration of 34,4% of Zirconium Oxide added to the Portland Cement, gives it a radiopacity comparable to the MTA Pro-Root, necessary for its clinical use.

**Key words:** Portland Cement, Radiopacity, Zirconium Oxide, Densitometry.

## INTRODUCCIÓN

El Cemento de Portland (CP) es un alúmino silicato de calcio. Fue patentado por J. Aspdin en año 1824, Su proceso de obtención es mediante calentamiento incipiente (aproximadamente 1300 °C) de una mezcla de minerales finamente molidos, formados por piedra caliza y arcilla. El material obtenido por este procedimiento se denomina “clinker”. Este se muele finamente agregándole entre un 2% a 3% de yeso para retardar el fraguado inicial del cemento. (1)

El CP es naturalmente radiopaco, pero esta radiopacidad no es suficiente según requerimientos establecidos por la International Organization for Standardization (ISO) para su uso en Odontología Clínica. Los estudios que se han realizado sobre las propiedades del CP han generado debates, principalmente en lo que refiere a su radiopacidad. (2). Debido a esto es que su uso clínico se ve restringido.

La literatura odontológica ha reportado el uso de una gran cantidad de agentes radiopacificantes, tales como el óxido de bismuto, óxido de zinc, óxido de plomo, subnitrato de bismuto, carbonato de bismuto, sulfato de bario, iodoformo, tungstato de calcio y óxido de zirconio (OZ). (3)

En 1995 Torabinejad y col. le adicionaron al CP tipo I óxido de bismuto al 20% y silicato de calcio al 5% y propusieron el primer cemento de silicato de calcio para uso odontológico, el Mineral Trióxido Agregado (MTA) (4). El MTA es ampliamente utilizado en la clínica odontológica, principalmente en endodoncia y cirugía. Sin embargo, el alto costo que este tiene complica su utilización en personas en riesgo social.

Considerando que en Chile la problemática clínica asociada a caries dental y su progresión hacia patología pulpar y periapical constituyen la primera demanda

de salud oral, es importante estudiar y proponer un biomaterial, que cumpliendo con las propiedades biológicas de MTA sea de bajo costo para ser utilizado en poblaciones susceptibles.

El propósito de este estudio será establecer la concentración de OZ que incorporado al CP confiera una radiopacidad adecuada para su uso clínico. De esta forma poder demostrar que existen alternativas a un menor costo y más accesibles para la población chilena.

Si el MTA contiene una concentración de óxido de bismuto al 20% y fue aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) en el año 1998 para su uso clínico, entonces sería importante investigar ¿Cuál es la concentración de OZ que adicionado al CP le conferiría una radiopacidad equivalente al MTA para su uso clínico?

## MARCO TEÓRICO

El CP es el tipo más común de cemento de uso general en todo el mundo, es un ingrediente básico para el hormigón, mortero, estuco y la mayoría de las lechadas no especiales. Este cemento está compuesto por óxido de calcio (44 %), óxido de silicio (14%), óxido de aluminio (3,5 %), óxido de hierro (3 %) óxido de magnesio (1,6 %).(1) El CP es un polvo que consta de partículas finas, cristalinas de un tamaño aproximado de 80 micrones, hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad. La hidratación del polvo genera una estructura dura. (5)

En Odontología el CP tiene buenas propiedades de sellado marginal y apical, esto se debe a su leve expansión al momento del fraguado. La expansión promedio a las 24 horas del CP es de 0,29%. (1) Este cemento recién mezclado y parcialmente fraguado, tiene una buena compatibilidad biológica con ciertos tipos de células y tejidos, particularmente con aquellas asociadas con la formación de hueso. Las células de la pulpa que se unen al CP son planas y tienen numerosas extensiones citoplasmáticas, todo esto fue observado con microscopia de barrido lo que sugiere que el CP es biocompatible y permite la expresión de genes relacionados con la mineralización en células humanas cultivadas. Estudios morfológicos y celulares han determinado que células de origen pulpar pueden sobrevivir, multiplicarse y diferenciarse en presencia de CP. (1)

El CP propiamente tal tiene una baja demanda para su uso en la clínica odontológica. Una de las razones de esta baja demanda se debe a que este material presenta una baja radiopacidad, lo que dificulta su visualización en radiografías dentales convencionales. Esto ha obligado a la profesión odontológica a investigar el uso de agentes radiopacos, tales como el óxido de bismuto, óxido de zinc, óxido de plomo, subnitrito de bismuto, carbonato de bismuto, sulfato de bario, iodoformo, tungstato de calcio y OZ para su inclusión en materiales biocompatibles de bajo costo (3)



El primer material de silicato de calcio, el cual se obtuvo a partir del CP tipo I usado en construcción, fue el Mineral de Trióxido Agregado (MTA) (6). Fue desarrollado y reportado por primera vez en 1995 por Torabinejad y col. y está compuesto en un 75% por CP, 20% por óxido de bismuto y 5% por sulfato de calcio. Es un material que ha sido utilizado alrededor de todo el mundo, con diversas aplicaciones clínicas tales como, barreras apicales en dientes con ápices inmaduros, reparación de perforaciones radiculares, en obturaciones retrógradas y en recubrimiento pulpar directo. Además, puede ser el único que consistentemente permite regeneración del ligamento periodontal, aposición de tejido parecido al cemento y formación ósea. (4). Además, presenta la cualidad de formar puentes dentinarios, ser biocompatible, tener pH alcalino y no causar inflamación.

El MTA es un polvo que consta de partículas finas hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad. La hidratación del polvo genera un gel coloidal que forma una estructura dura. El MTA como material de obturación presenta las siguientes propiedades: fácil manipulación, radiopaco, dimensionalmente estable, no reabsorbible y buen sellado. (7). La industria odontológica introdujo el Pro-Root MTA plus. El Pro-Root MTA (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, EUA) está compuesto por: carbono (16.24%), oxígeno (25.47%), aluminio (0.73%), sílice (2.59%), cloro (9.62%), calcio (50.51%), bismuto (4.46%) (8). El polvo del Pro-Root MTA está compuesto por pequeñas partículas hidrofílicas que contienen silicato tricálcico, aluminato tricálcico y óxido de silicio (9). Un estudio comparativo usando espectrometría de emisión de plasma, demostró que la única diferencia entre el MTA y el CP es que este último no presenta en su composición óxido de bismuto (1)

Este material recibió la aceptación por la Food and Drug Administration (FDA) y se encuentra disponible en el comercio como MTA ProRoot (Dentsply Tulsa, USA) en la forma gris y blanca y como MTA - Angelus (Angelus 820) (10). Dentro de las propiedades que presenta este material, es el bajo tiempo de

endurecimiento, pH alcalino lo que lo hace similar al pH del hidróxido de calcio, proporcionándole efectos antibacterianos; fuerza compresiva baja; insoluble en presencia de humedad, garantizando un excelente sellado marginal; radiopacidad superior a la de la dentina y del tejido óseo, facilitando su visualización en los controles radiográficos; baja citotoxicidad. (11)

Diversos estudios sugieren que este material puede promover la reparación a través de la estimulación del metabolismo óseo. Son estas propiedades las que ponen en ventaja al MTA sobre otros biomateriales. (11)

Las propiedades selladoras de un material se pueden ver mejoradas, si es que tiene propiedades antibacterianas. Uno de los mecanismos antimicrobianos propuestos, es la alta alcalinidad del cemento comparable a la del hidróxido de calcio. (12)

La radiopacidad es una característica esencial de los materiales de uso odontológico. Deben poseer un índice absorcional suficiente, en relación con el espesor y cantidad en que son utilizados, para que se puedan identificar adecuadamente en el examen radiográfico. (13) Una apropiada radiopacidad permite distinguir los materiales de las estructuras dentales y las estructuras adyacentes (13). Gracias a la radiopacidad de los materiales, es posible apreciar a través del examen radiográfico, los distintos aspectos como el contorno de las restauraciones, la adaptación marginal, también permite diferenciar caries adyacentes, brechas marginales o fracturas del material (14).

La ISO ha publicado diversas normativas que buscan regular y estandarizar las propiedades con las que deben cumplir los materiales dentales, instaurando protocolos que permitan evaluarlas. Dentro de los protocolos establecidos por ISO, se mencionan requisitos de propiedades de radiopacidad (14)

La radiopacidad de los materiales dentales está determinada por los elementos radiopacificadores que se incluyen en su composición, siendo los más comunes: óxido de bismuto, sulfato o fosfato de calcio, sulfato de bario, OZ, dióxido de silicio y dióxido de titanio. Se ha establecido que el tipo, la concentración y el tamaño de partícula del radiopacificador, afectan el nivel de radiopacidad de los distintos materiales. (12)

El óxido de bismuto ha sido el agente radiopacificante más empleado. Sin embargo, varios estudios han demostrado que este elemento disminuye la fuerza compresiva (15), aumenta la porosidad (16) y afecta negativamente la biocompatibilidad del Pro-Root MTA (17). Por otra parte, el óxido de bismuto afecta negativamente el tiempo de fraguado del CP. El tiempo de fraguado aumenta en un 20% cuando el CP contiene óxido de bismuto en una concentración del 20 %. (18).

En general, se propone que los materiales usados con este propósito presenten una radiopacidad levemente mayor a la del esmalte, lo cual permitiría identificar y evaluar correctamente las restauraciones, (19)

El CP es naturalmente radiopaco pero su radiopacidad no es suficiente con respecto a los requerimientos de radiopacidad ISO. Se han generado controversias en el estudio de sus propiedades, principalmente en lo que refiere a su radiopacidad, debido a la alta variabilidad demostrada. (2). Para estudiar esta desventaja, se realizó un estudio, donde utilizaron radiopacificantes y se compararon: CP con óxido de bismuto y CP con óxido de plomo, éstos presentaron los valores más altos de radiopacidad. Mientras que el CP con óxido zinc tiene los valores más bajos de radiopacidad. Todos estos agregantes presentaron una radiopacidad mayor a la dentina, y que podrían ser agregados al CP como agentes radiopacificadores. (1)

El OZ se utiliza ampliamente en dispositivos dentales y ortopédicos y como agente radiopacificante considerando su elevado número atómico, su comportamiento biomecánico y biológico adecuado y por ser de bajo costo (20). Sin embargo, la influencia del OZ sobre las propiedades imagenológicas de CP fraguado no ha sido documentada suficientemente.

El OZ es un compuesto del elemento zirconio que aparece en la naturaleza y hace unos 10 -15 años que se utiliza en la Odontología. Presenta propiedades como alta resistencia a la flexión y dureza. Además de su alta resistencia a la flexión, el zirconio es biocompatible por lo que está siendo utilizado profusamente en medicina. El OZ se utiliza ampliamente en dispositivos dentales y ortopédicos y como agente radiopacificante considerando su elevado número atómico, su comportamiento biomecánico y biológico es adecuado y es de bajo costo (21). Sin embargo, la influencia del OZ sobre las propiedades imagenológicas de CP fraguado no ha sido documentada suficientemente.

Diversos estudios han demostrado que la inclusión de OZ, como agente radioopacificador de cementos de silicato de calcio, no interfiere con la reacción de hidratación de estos y, a su vez, mejora su biocompatibilidad y propiedades físicas (22). Además, posee la característica de ser un material de bajo costo. Estudios previos han determinado que el OZ en una concentración del 20% mostró una radiopacidad adecuada. Sin embargo, el aumento del radiopacificador aumenta la porosidad del material fraguado y el aumento de la fuerza compresiva no fue estadísticamente significativo respecto de los controles. (19). Otros estudios demuestran que el CP que contiene un 30% OZ presenta una radiopacidad comparable con el MTA y que la solubilidad, la hidratación, la fuerza compresiva y el tiempo de fraguado son también equivalentes (22). Los estudios mencionados anteriormente, realizan las mediciones de radiopacidad en un número insuficiente de muestras y no entregan datos de la morfología radiográfica de los especímenes en estudio que permitan advertir la homogeneidad del cemento fraguado.

## **HIPÓTESIS**

EL OZ en una concentración al 20% confiere al CP una radiopacidad adecuada para su uso clínico

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar que una concentración de OZ al 20% le confiere al CP una radiopacidad equivalente al MTA.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Evaluar la radiopacidad del CP con distintas concentraciones de OZ
- Cuantificar densitométricamente los niveles de radiopacidad del CP con distintas concentraciones de OZ.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### **Diseño del estudio**

- Este trabajo de investigación consistió en un estudio experimental *in Vitro*, en que se demostró y comparo la radiopacidad del CP con agregado de OZ en distintas concentraciones y un cemento de referencia, de indicaciones similares, disponible en el mercado.
- La investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Ciencias. Básicas de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae y en el Servicio de Imagenología de la Clínica Odontológica de la misma Facultad.

### **Universo y muestra.**

- La muestra está constituida por 145 cuerpos de prueba experimentales (25 especímenes con OZ al 5%, 25 especímenes con OZ al 10%, 25 especímenes con OZ al 20%, 25 especímenes con OZ al 30%, 25 especímenes de OZ al 40% y 25 especímenes son OZ al 50%) y por 25 especímenes control negativo (CP) y 10 especímenes control positivo (ProRoot MTA)

## Criterios de inclusión y exclusión

Se excluyeron todos aquellos cuerpos de prueba, que presenten alteraciones morfológicas evidentes de la superficie o burbujas en el plano de corte, bajo inspección con microscopia estereoscópica.

## Variables

<b>Variable</b>	<b>Naturaleza de variable</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>
Radiopacidad del CP	Cuantitativa	Dependiente	Capacidad del CP de impedir el paso de rayos x	Detección de densidad radiográfica del CP mediante imagenología y densitometría digital
Concentración de OZ	Cuantitativa	Independiente	Proporción o relación entre la cantidad de OZ y CP	Medición de la masa de OZ mediante balanza analítica digital

## **Técnicas de recolección de datos**

### **1. Confección probetas control**

Se confeccionaron probetas de CP (Química Universal SA Chile) utilizando 400 mg de polvo y 500  $\mu$ l de agua destilada (grupo control negativo). El cemento mezclado se colocó en pocillos de 300  $\mu$ l<sup>3</sup> de un molde de silicona utilizado para la inclusión de tejidos para microscopia electrónica de transmisión (Electron Microscopy Sciences). Como control positivo se utilizaron probetas construidas con ProRoot MTA (Maillefer) de acuerdo con las especificaciones del fabricante.

### **2. Confección probetas experimentales**

Se mezcló CP con OZ (IV) (Aldrich Chemistry, Germany) en una concentración al 5%, 10%, 20%, 30%, 40% y 50%. Para cada una de estas mezclas: CP/ OZ, se preparó el equivalente a un gramo, el que se dispuso en una capsula para amalgama (KerrAlloy) y se procedió a la agitación mecánica en un amalgamador (Ultramat 2) por 60 segundos.

Las probetas de material no fraguado de los grupos control y especímenes experimentales se incubaron a 37°C en cámara húmeda durante 12 horas (Estufa Memmert).

Las probetas de material fraguado se incluyeron en metil metacrilato y se realizaron cortes transversales de 2 mm en máquina cortadora de tejidos mineralizados obteniéndose paralelepípedos de 4x4x2 mm<sup>3</sup>.



### **3. Examen radiográfico**

A los especímenes de 4x4x2 mm del material fraguado de los grupos control y experimental se les tomó una radiografía por contacto con una placa radiográfica fosforada Plus (VistaScan Dür Dental) con un tiempo de exposición de 0,10 segundos con una intensidad de 60 kV a una distancia de 20 cm. Utilizando un equipo radiográfico intraoral (Sirona Eliodent Plus).

Las placas fosforadas digitales fueron reveladas en un equipo VistaScan, 4 placas. Sirona.

### **4. Análisis densitométrico**

La radiopacidad se analizó densitométricamente mediante el software Image J (Platform For Scientific Image Analysis) para lo cual, se analizaron regiones de interés (ROI) de 3 mm<sup>2</sup> (17.424 pixeles) mediante la herramienta Histograma.

### **5. Análisis e interpretación de los datos**

Los datos obtenidos de los especímenes experimentales y control fueron presentados en fotografías digitales convencionales y procesadas digitalmente. Además, se adjuntaron los histogramas correspondientes al análisis densitométrico de las ROI.

Se calculó el promedio de la intensidad de pixeles en escala de grises de cada ROI, según cada concentración de radiopacificante y se analizó mediante el modelo estadístico de regresión lineal, el que otorgó una ecuación la que permitió determinar la cantidad de OZ que le conferirá al CP una radiopacidad equivalente al MTA.

## Resumen de la metodología

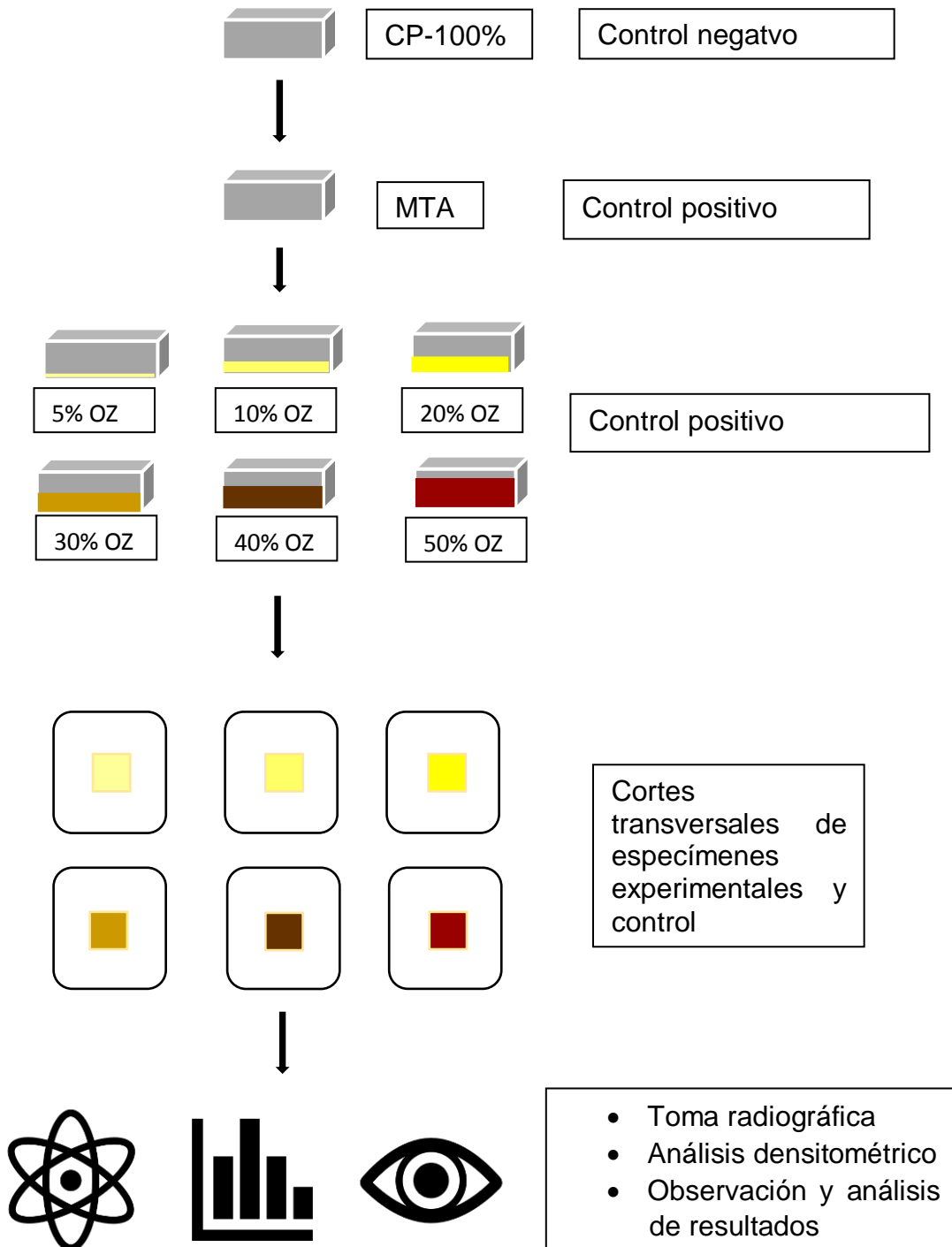


Figura 1: Resumen de metodología realizada.

## RESULTADOS

A la inspección visual se observó que en las ROI de los especímenes seleccionados existe un aumento aparente de la intensidad de la radiopacidad a al aumentar la concentración de OZ.

Las áreas radiolúcidas y las áreas radiopacas adoptan una forma granular en toda el área de la imagen seleccionada. Fue posible detectar zonas granulares radiolúcidas y zonas granulares radiopacas de distintos tamaños distribuidas heterogéneamente en el espesor del área analizada. Figura 2a, 2b, 2c, 2d, 2e, 2f, 2g.

Una observación destacada fue que, en los especímenes con OZ al 10 %, las zonas radiopacas y radiolúcidas eran de mayor tamaño, respecto a las otras concentraciones de OZ, dando el aspecto de estructura corpusculares pleomórficas.

Para una mayor comprensión se adjuntan las imágenes radiográficas y los histogramas respectivos para cada espécimen de este trabajo experimental.

	Radiografía	Histograma
a Especimen experimental 5%		 Count: 17424 Min: 44 Mean: 79.430 Max: 117 StdDev: 10.177 Mode: 76 (728)
b Especimen experimental 10%		 Count: 17424 Min: 65 Mean: 101.811 Max: 203 StdDev: 15.821 Mode: 96 (572)
c Especimen experimental 20%		 Count: 17424 Min: 95 Mean: 144.652 Max: 191 StdDev: 9.995 Mode: 143 (802)
d Especimen experimental 30%		 Count: 17424 Min: 100 Mean: 151.217 Max: 212 StdDev: 10.608 Mode: 143 (813)
e Especimen experimental 40%		 Count: 17424 Min: 111 Mean: 169.241 Max: 203 StdDev: 10.955 Mode: 156 (803)
f Especimen experimental 50%		 Count: 17424 Min: 130 Mean: 164.081 Max: 199 StdDev: 9.140 Mode: 143 (808)
g Especimen Control MTA		 Count: 17424 Min: 112 Mean: 147.999 Max: 208 StdDev: 7.377 Mode: 146 (1355)
h Especimen Control CP		 Count: 17424 Min: 22 Mean: 42.924 Max: 68 StdDev: 4.307 Mode: 40 (1854)

**Figura 2:** Relación entre radiografía e histograma

## **Análisis densitométrico**

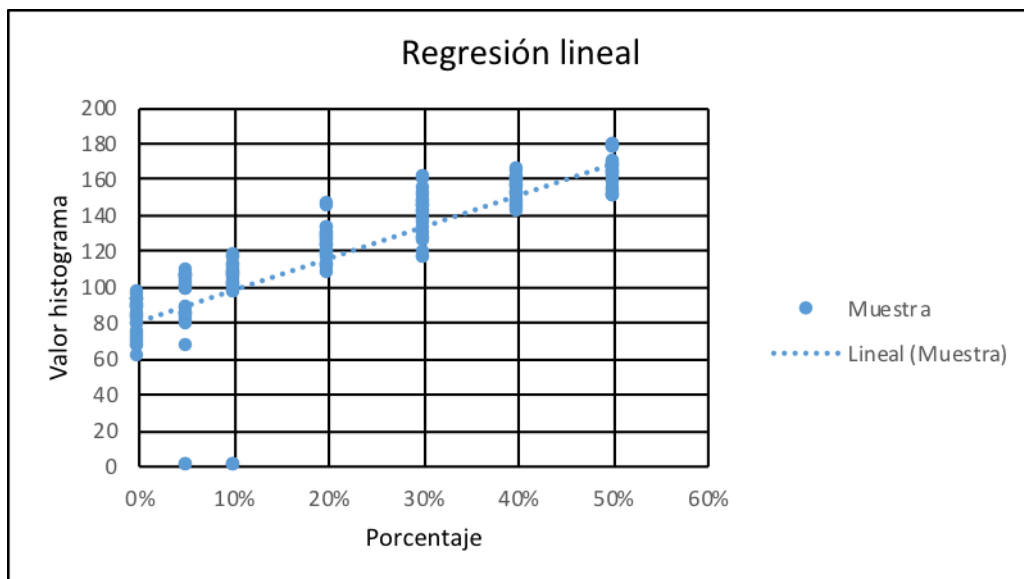
El Análisis densitométrico utilizando la herramienta histograma del software Image J en los especímenes en estudio determinó el promedio de los niveles de intensidad radiográfica, utilizando un tiempo de exposición de 0.10 segundos y un KV 60.

### **Promedio de radiopacidad por concentración de Oxido de Zirconio**

De acuerdo con la Tabla 1.

	<b>Concentraciones</b>	<b>Promedio de intensidades</b>
<b>CP / OZ</b>	<b>5%</b>	93,589
	<b>10%</b>	106,209
	<b>20%</b>	123,262
	<b>30%</b>	138,875
	<b>40%</b>	153,727
	<b>50%</b>	163,639
<b>CP</b>		81,981
<b>MTA</b>		137,142

**Tabla 1:** Relación concentración y promedio de intensidades.



**Figura 3:** Modelo de regresión lineal de datos obtenidos.

	Coeficiente de posición	Pendiente	Valor histograma	Porcentaje requerido
MTA	81,037	176,8	141,917	34,43%

**Tabla 2:** Determinación de porcentaje requerido de OZ para igualar el MTA.

En la Figura 3 mostrada se aprecia que en el eje X, se grafican las distintas concentraciones de OZ utilizadas. En el Eje Y se grafica el promedio de la intensidad determinada por el análisis densitométrico.

Es importante mencionar que para los grupos control, el valor promedio de la intensidad radiográfica para MTA fue de 141,917 y para Cemento de Portland fue de 81,981.

El estudio de la regresión lineal que se obtuvo a través de los datos obtenidos permite detectar que un 34,43% de OZ agregado al CP, confiere a los especímenes experimentales una radiopacidad comparable al MTA que actuó como control positivo en este trabajo de investigación (Tabla 2).

## DISCUSIÓN

Este estudio experimental analiza la influencia de la incorporación de OZ en distintas concentraciones al CP convencional, a través de un análisis morfológico y densitométrico, para la obtención de una radiopacidad adecuada, comparable con cementos propuestos por la industria y aceptados por la profesión odontológica.

La radiopacidad de los materiales dentales se define como un valor de densidad óptica. Acorde a la ISO, esta se expresa en un equivalente a grosor de aluminio, es decir, en milímetros de aluminio (mm de Al), debido a que 1 mm de este posee la misma radiopacidad de 1 mm de dentina. (23) Para la evaluación de esta, la norma ISO solicita la utilización de una cuña escalonada de aluminio de al menos un 98% de pureza, para disminuir la presencia de otros metales en la aleación que pudiesen alterar los valores de radiopacidad. Utilizar esta unidad permite la comparación y estandarización en distintos estudios, y la validación de nuevos materiales. La ISO ha publicado una serie de normativas que tienen por objetivo regular y estandarizar las distintas propiedades que deben poseer los materiales dentales, estableciendo protocolos que permitan evaluarlas. (24)

Una alternativa para el remplazo de las láminas de aluminio de la ISO es la realización de densitometría digital. Existen varios trabajos que utilizaron la densitometría digital como método alternativo a la utilización de cuñas de aluminio, los programas utilizados fueron Digora para Windows versión 1.51, Transmission densitometer (X Rite 341, Grand Rapids, MI). En nuestro estudio también se empleó imagenología digital para evaluar el análisis densitométrico utilizando la herramienta histograma del software Image J, el cual es de acceso gratuito por internet, en el que una de sus funciones permite determinar el promedio de los niveles de intensidad radiográfica. Mediante el análisis de los promedios entregados por los histogramas analizados, se logró determinar cuál era la concentración necesaria de OZ que se le debía agregar a la mezcla para obtener un resultado similar al Gold estándar MTA.

En la literatura odontológica existen reportes previos relacionados con la radiopacidad de los materiales dentales, los cuales mencionan que los radiopacificadores más comunes son el óxido de bismuto, sulfato o fosfato de calcio, dióxido de zirconio, dióxido de titanio y dióxido de silicio. Estos estudios establecieron que el tipo, la concentración y el tamaño de partícula del radiopacificador afectan el nivel de radiopacidad de los distintos materiales. (25)

Los resultados de esta investigación demuestran que existen diferencias en la radiopacidad del CP con las distintas concentraciones de OZ. A la inspección visual se observó que las ROI de los especímenes analizados existía un aumento evidente de la intensidad de radiopacidad al aumentar las concentraciones de OZ. Estas observaciones son coincidentes con estudios previamente realizados, ya que Cutajar y cols. y Antonijevic D y cols., observaron que al aumentar la concentración del radiopacificante aumentaba la radiopacidad de los especímenes. (22)

Estudios preexistentes sugieren que al aumentar la concentración de OZ, en los cementos de silicato de calcio, mejora significativamente las propiedades de estos. En primer lugar, este compuesto corresponde a un relleno inerte, que no interfiere con la reacción de hidratación de los cementos, además se observó que mejoraba la resistencia a la fractura y resistencia compresiva. Por último, se menciona que disminuye la citotoxicidad y mejora la biocompatibilidad, permitiendo una liberación mayor y más prolongada de iones calcio. (26)

Existen trabajos en los que se observó, que el remplazo de óxido de bismuto por OZ en cementos de silicato de calcio mejora la biocompatibilidad del material, por lo que, se ha comenzado a sugerir como agente radiopacificador. Choi T. comparó cementos en base silicato de calcio con diferentes tipos de radiopacificadores y no encontraron diferencias significativas en cuanto a la radiopacidad al utilizar óxido de bismuto, OZ o sulfato de bario. (27)



Existen diversas investigaciones en las que se observó la radiopacidad del CP con agregado de OZ. En uno de los estudios analizados realizaron muestras en forma de disco para cada material de prueba de 1 mm de espesor y 10 mm de diámetro. (2). En otro estudio se realizaron discos de 8 mm de diámetro y 1 mm de espesor. (22). En ambos casos se comprobó el espesor de los especímenes con un calibrador digital. En este trabajo se utilizaron paralelepípedos de 4x3x2 mm, que se obtuvieron estandarizadamente en una máquina cortadora de tejidos mineralizados. Independientemente de la técnica utilizada, se advierte que nuestra metodología y la expuesta por la literatura es adecuada para el análisis de radiopacidad en especímenes estandarizados.

Torabinejad determinó que el MTA Pro-Root requiere una concentración de 20% de óxido de bismuto para obtener la radiopacidad necesaria para el uso clínico, según las normas ISO (6).

Un estudio realizado por Camilleri y cols, en el año 2010 determinó que el OZ en una concentración del 30% puede ser una alternativa prometedora para reemplazar al óxido de bismuto. Además, declaró que esta concentración del radiopacificador es óptima para el uso clínico, biocompatible y que no afecta la resistencia mecánica del cemento. (2)

De acuerdo con Cutajar y cols., se considera que al agregar al CP una concentración del 30% de OZ, resulta un material de óptimas propiedades, comparable con el MTA Pro-Root. Dentro de estas propiedades, se menciona la radiopacidad exhibida, la resistencia a la compresión, y el tiempo de fraguado. Por otra parte, los resultados entregados por esta investigación demostraron que al CP se le debe agregar un 34,4% de OZ para obtener una radiopacidad comparable con la del MTA- Pro-Root.

Los estudios anteriores tomando como control positivo al MTA Pro- Root, no explicaron la razón por la cual la concentración propuesta por ellos al 30% era adecuada para el uso clínico (2).

En nuestro estudio se determinó que la concentración de OZ adicionada al CP para alcanzar una radiopacidad equivalente a la del MTA Pro- Root fue de 34,4%. Podemos inferir que se necesita una mayor concentración de OZ que de óxido de bismuto para obtener una radiopacidad equivalente a la del MTA Pro- Root porque el peso atómico del óxido de bismuto es de 208,98 y presenta una densidad de 9,8 g/cm<sup>3</sup> a diferencia del OZ que presenta un peso atómico considerablemente menor, que es de 91,22 y una densidad de 6,49 g/cm<sup>3</sup> (28).

Un hallazgo inesperado fue que en los espécimen experimentales con OZ al 10% (figura 2B), se observó una diferencia considerable en la morfología radiográfica y distribución del radiopacificador en las ROI, respecto de los otros especímenes. Esto podría explicarse por una homogenización deficiente de ambos materiales durante el proceso de mezcla. Otra causa podría deberse a que durante el proceso de espatulado la homogenización fue deficiente.

Este estudio determina que una concentración al 34,4% de OZ, es coincidente con la radiopacidad del MTA. Sin embargo las diferencia de 4,4% entre nuestro estudio y los preexistentes no pueden ser explicados, ya que en los estudios precedentes no se explica cómo se mezclan, como se espatulan y como es el proceso de fraguado de los materiales antes del análisis densitométrico.

Investigar en esta materia, es relevante para la Odontología Clínica de países en desarrollo, considerando el valor social que conlleva el proponer un biomaterial de bajo costo para el tratamiento del inicio y progresión de la caries dental, así como en la terapia endodóntica.

## **CONCLUSIÓN**

- Se concluye que una concentración de 20% de OZ no confiere la radiopacidad adecuada para el uso clínico
- Se determinó que una concentración de 34,4% de OZ le confiere al CP una radiopacidad equivalente al MTA (control positivo).

## REFERENCIAS

1. Ravi K, Vanka A, Shashikiran N. Portland cement: A Building of Evidence for Clinical Use. *Int. J. Dent. Clin.* 2011;1(3):52-55.
2. Camilleri J, Gandolfi M. Evaluation of the radiopaciyc of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int, endodon J.* 2010;(7).
3. Hungaro Duarte M, Ricci Vivian R, Guerreiro Tanomaru J, Tanomaru M, Gomes de Moraes I. Radiopacity of Portland Cement Assosiated with Different Radiopacifying Agents. *JOE.* 2009;(5):1 - 3.
4. Rivera G, Arroniz S, Llamosas E. Estudio comparativo de la filtración a nivel del tercio cervical utilizando MTA, cemento Portland y fosfato de zinc como selladores. *Oral Revista.* 2018;27(9):419-420.
5. Obando Pereda G, Torres Chavez K, Salas Beltrán H, Hofling J. Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del Cemento Portland. *Endodoncia.* 2009;(3):3 - 11.
6. Torabinejad M, White D. Tooth Filling Material and Method of Use. 1995;(442,193).
7. Miñana Gómez Miguel. El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) en Endodoncia. *RCOE.* Junio 2002 7 (3): 283-289.
8. Schwartz RS, Mauger M, Clement D, Walker WA. Mineral Trioxide Aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc* 1999; 130:967-75.
9. García R, Garduño M. Similitud de la morfología y química elemental de los cementos tipo agregado de tióxido mineral y cemento Portland, mediante

microscopia electrónica y espectroscopia de dispersión de electrones. Rev. Odont. Mex.2014;(18):105-110.

10. Shabahang S, Torabinejad M, Boyne PP, Abedi H, McMillan P. A comparative study of root-end induction using osteogenic protein-1, calcium hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. (1999) J Endodon;25:1-6.
11. Romero G, Ramos Manotas J, Díaz Caballero A. Comparación in vitro de la microfiltración apical del MTA ProRoot y Angelus en dientes monorradiculare. Av. Odontoestomatol 2012; 28 (3): 125-131.
12. Martínez Rus Francisco, Pradíes Ramiro Guillermo, Suárez García M<sup>a</sup> Jesús, Rivera Gómez Begoña. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007; 12 (4): 253-263.
13. Pekkan G. Radiopacity of Dental Materials: An Overview. Avicenna J Dent Res. 2016;(8):1-6.
14. Curtis P, Von Fraunhofer J, Farman A. The radiographic density of composite restorative resins. oral surg oral med oral pathol. 2005;(70).
15. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. J Endod 2007; 33:295–298.
16. Hungaro Duarte MA, Minotti PG, Rodrigues CT, Zapata RO, Bramante CM, Tanomaru Filho M, Vivan RR, Gomes de Moraes I, Bombarda de Andrade F Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of white Portland cement and white mineral trioxide aggregate. J Endod 2012; 38:394–397.

17. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR  
Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2004; 37:699–704.
18. Antonijevic D, Medigovic I, Zrilic M, Jokic B, Vukovic Z, Todorovic L  
The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. *Clin Oral Investig* 2014; 18:1597–1604.
19. Espelid I, Tveit A, Erickson R, Keck S, Glasspoole E.  
Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater.* 1991;(7).
20. Cutajar A, Mallia B, Camilleri J. Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; characterization and determination of Physical properties. *J dental.* 2011;(5):1 - 5.
21. Reshmas, Sharathchandra, Ragavendra, Rajkumar. Single step apexification using white portland cement. *Endodontology.* 2018;110-112.
22. Antonijevic D, Medigovic I, Zrilic M, Vukovic Z, Jokic B, Todorovic L. The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. 18th ed. Heidelberg: *clin oral revist.*; 2018.
23. International Organization for Standardization, Dentistry Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva: ISO; 2009.
24. International Organization for Standardization , Dentistry Water-based cements. 2nd ed. Geneva: ISO; 2010.

25. Hungaro M. Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics*. 2009;35:737-740.
26. Pekkan G, De Oliveira G, Vivan R, Guerreiro J. Radiopacity of Dental Materials: An Overview. *Avicenna Journal of Dental Research*. 2018;8.
27. Bosso R, Guerreiro J, Berbert F, Duarte M, Tanomaru M. Physicochemical properties of calcium silicate cements associated with microparticulate and nanoparticulate radiopacifiers. *Clinical Oral Investigations*. 2015;(20):83-90.
28. Porter R. *El Manual Merck*. 19th ed. Estados Unidos: Editorial Médica Panamericana;.
29. Choi T. Radiographic assessment of some dental Restorative materials [Master of science in dental Materials Science degree]. The University of Hong Kong; 2015.
30. Reshmas, Sharathchandra, Ragavendra, Rajkumar. Single step apexification using white portland cement. *Endodontology*. 2018;110-112.
31. Pekkan G. Radiopacity of Dental Materials: An Overview. *Avicenna J Dent Res*. 2016;8(2):1-4.
32. Torrealba Triviño Marcela, Contreras Escobar Carolina, Guzmán Zuluaga Carmen Lucía. Determinación de Valores Numéricos en la Escala de Grises de Diferentes Materiales Dentales Mediante Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT). *Int. J. Odontostomat*. 2017 11 (1): 25-30
33. Henrriquez A, Coelho M, Rodrigues M, Augusto L, Reginna de Siqueira E, Guerreiro. Portland Cement Use in Dental Root Perforation. 2014;1-5.

- 34.**Steffen R, van Waes H. Understanding mineral trioxide aggregate/Portland cement: A review of literature and background factors. *Eur J Paediatr Dent* 2009;10(2):93-97.
- 35.**Viola N, Tanomaru M, Sérgio P. MTA versus Portland cement. *RSBO*. 2011;8(4):1-7.
- 36.**Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR. Physical properties of a new root end filling material. (1995) *J Endodon*; 21: 349-53.
- 37.** Scharz S. Richard, et al. Mineral trioxide Aggregate: a new material for endodontics. (1999) *JADA*, Alaska, USA, 130(7):967-75.