



**UNIVERSIDAD DE CHILE**  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
ÁREA DE OPERATORIA

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE MATERIALES DE RESTAURACIÓN  
INDIRECTA ESTÉTICOS**

**Francisco Javier Meza Vásquez**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO  
DE CIRUJANO – DENTISTA.**

**TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Juan Estay Larenas**

**TUTORES ASOCIADOS  
Prof. Dra. Camila Corral Núñez  
Prof. Dra. Sylvia Osorio Muñoz**

**Adscrito a PRI-ODO 01/017 “Evaluación de la radiopacidad de materiales  
dentales restauradores”  
Santiago-Chile  
2017**





**UNIVERSIDAD DE CHILE**  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
ÁREA DE OPERATORIA

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE MATERIALES DE RESTAURACIÓN  
INDIRECTA ESTÉTICOS**

**Francisco Javier Meza Vásquez**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO  
DE CIRUJANO – DENTISTA.**

**TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Juan Estay Larenas**

**TUTORES ASOCIADOS  
Prof. Dra. Camila Corral Núñez  
Prof. Dra. Sylvia Osorio Muñoz**

**Adscrito a PRI-ODO 01/017 “Evaluación de la radiopacidad de materiales  
dentales restauradores”  
Santiago-Chile  
2017**

***A mi familia, por su extraordinario apoyo.***

*“Quien no es lo bastante valiente para correr riesgos no conseguirá nada en la vida”*

*Muhammad Ali*

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi familia, especialmente a mis padres. Gracias por mantener la fe intacta en mí, por enseñarme que con actitud, perseverancia y amor todo es posible. Esta Tesis, esta dedicada a ustedes.

A mis tutores, profesores Dr. Juan Estay, Dr. Camila Corral y Dra. Sylvia Osorio, por dejarme ser parte de este trabajo, por su disposición, paciencia y ayuda en la realización de esta tesis .

A mis amigos con los que recorrí estos largos años de Universidad, especialmente a Matías, Cristi, Vicho, Diego y Carlita. Por todos los momentos que vivimos y viviremos juntos.

A el laboratorio dental Beraudent, por su total ayuda y disposición con los materiales utilizados en esta tesis.

## ÍNDICE

I.	Resumen	7
II.	Marco Teórico	8
	1. Radiopacidad de materiales dentales	8
	2. Materiales restauradores indirectos	9
	3. Materiales cerámicos	10
	4. Materiales de resina reforzada o cerómeros	13
	5. Radiopacidad de materiales de restauración indirecta	16
III.	Hipótesis	19
IV.	Objetivos	19
	1. Objetivo general	19
	2. Objetivos específicos	19
V.	Metodología	20
	1. Tipo de Estudio	20
	2. Materiales	20
	3. Preparación de los cuerpos de prueba	21
	4. Evaluación de Radiopacidad	23
	5. Análisis Estadístico	26
VI.	Resultados	27
	1. Evaluación de Radiopacidad de Signum	27
	2. Evaluación de Radiopacidad de VITA VM	28
	3. Evaluación de Radiopacidad de In:Joy	29
	4. Evaluación de Radiopacidad de Vita Blocs Mark II	30
	5. Evaluación de Radiopacidad de IPS e.max	31
	6. Evaluación de Radiopacidad de Suprinity PC	33
	7. Análisis Estadístico	34
VII.	Discusión	36
VIII.	Conclusiones	42
IX.	Referencias Bibliográficas	43

## I RESUMEN

**Introducción:** La radiopacidad es una característica que se encuentra en mayor o menor grado en los materiales dentales, esta permite su identificación en el exámen radiográfico. Las restauraciones indirectas tienen variadas indicaciones, desde inlays hasta prótesis fijas, presentan diversas mejoras en sus propiedades en comparación con las restauraciones directas. Sin embargo, no se reportan muchos estudios sobre la radiopacidad de estos. El objetivo del siguiente trabajo fue determinar la radiopacidad de distintos materiales indirectos basados en resina (Signum, Vita VM, In:Joy) y basados en bloques cerámicos (VitaBlocs Mark II, IPS e.max, Suprinity PC). **Material y método:** Este trabajo consistió en un estudio experimental *in vitro*. Se prepararon muestras en forma de discos de 10 mm de diámetro y  $1 \pm 0,1$  mm de espesor de los cerómeros: Signum, VITA VM e In:Joy. Se seccionaron los bloques en forma de rectángulos de 15x13 mm de diámetro y  $1 \pm 0,1$  mm de espesor de los materiales cerámicos: Vita Blocs Mark II, IPS e.max, Suprinity PC. Las muestras fueron radiografiadas junto a una cuña de aluminio, escalonada de 1 a 10 mm. Posteriormente, las imágenes fueron analizadas mediante software computacional, para determinar el valor en escala de grises de las muestras y su respectivo valor en mm de Aluminio. Los datos fueron analizados para determinar la radiopacidad de los materiales y comparar los valores de radiopacidad entre sí. **Resultados:** La radiopacidad equivalente en mm de Aluminio fue de  $2,33 \pm 0,44$  mm para Signum;  $1,07 \pm 0,07$  mm para VITA VM;  $0,87 \pm 0,05$  mm para In:Joy;  $1,03 \pm 0,13$  mm para Vita Blocs Mark II;  $1,32 \pm 0,008$  mm para IPS e.max;  $2,17 \pm 0,05$  mm para Suprinity PC. Signum y Suprinity PC presentaron mayores valores de radiopacidad que los demás materiales ( $p < 0.05$ ). **Conclusiones:** En el presente estudio se determinó que existen diferencias en la radiopacidad entre los distintos materiales y dentro de materiales del mismo grupo.

## **II MARCO TEÓRICO**

### **II.1 RADIOPACIDAD DE MATERIALES DENTALES**

La radiopacidad es la característica que tienen los cuerpos de absorber los fotones de rayos X. Esta varía dependiendo de la densidad, grosor y/o número atómico de los elementos que constituyen el cuerpo (Whaites, 2008). La radiopacidad se encuentra, en mayor o menor grado en todos los materiales dentales, incluyendo los materiales de restauración directa y materiales para restauraciones indirectas (Pekkan y cols. 2016). Es una propiedad importante ya que permite al clínico evaluar aspectos relevantes de las restauraciones como su adaptación marginal, distinguir lesiones de caries secundarias y brechas entre diente y restauración, por lo tanto, es considerada una útil herramienta diagnóstica que permite evaluar restauraciones a lo largo del tiempo (Pekkan y Saridag, 2016).

La radiopacidad de los materiales dentales es importante para distinguir los materiales de restauración dental de otros dientes y estructuras circundantes. También es una herramienta valiosa para evaluar la absorción de materiales en las estructuras óseas (Pekkan y cols. 2012). Una de las desventajas de los materiales que son radiolúcidos, es que se puede dificultar su detección si son aspirados o impactados en el tejido blando debido a traumatismos o a razones iatrogénicas (Pekkan y cols. 2016), por lo tanto, la detección radiográfica de los materiales dentales puede salvar vidas en casos de obstrucciones respiratorias accidentales o impactación en las estructuras anatómicas vecinas (Price, 1986; Newton y cols. 1987; Pekkan, 2016).

Los materiales restauradores deben ser lo suficientemente radiopacos para ser distinguidos de esmalte y dentina. Sin embargo, por otra parte, un exceso de radiopacidad puede reducir la capacidad de diagnosticar caries secundarias y otros defectos, enmascarándolos (Espelid y cols. 1991; Hara y cols. 2001; Saridag, 2015). Por ello, para la mayoría de los materiales restauradores dentales, se recomienda una radiopacidad moderada, que esté ligeramente sobre la



radiopacidad del tejido dental reemplazado, ya que una radiopacidad inferior podría generar problemas al clínico al momento de evaluar una restauración (Pekkan y cols. 2016).

Para la *International Organization for Standardization* (ISO), la radiopacidad se mide en relación a un equivalente en grosor de aluminio, en milímetros (mm de Al), usando una curva de calibración en condiciones radiográficas controladas (ISO, 2009; Dukic, 2017). Es posible la comparación, debido a que de acuerdo a ISO, la radiopacidad de 1 mm de aluminio es equivalente a la de 1 mm de dentina (ISO, 2009), y se espera que los materiales presenten una radiopacidad equivalente a la del mismo grosor de dentina, aunque hay autores que sugieren que ésta sea comparable a la del esmalte (Pekkan y cols. 2016). El uso de esta unidad de medida permite comparar la radiopacidad de diversos tipos de materiales dentales, incluidos los materiales de restauración indirecta, y además estandariza los distintos estudios que se realizan sobre radiopacidad de estos materiales (Pekkan y cols. 2011; Pekkan y cols. 2016).

## **II.2 MATERIALES RESTAURADORES INDIRECTOS**

Durante la práctica clínica no siempre es posible restaurar de forma directa, en estos casos se recurre a restauraciones confeccionadas de forma indirecta, fuera de boca. Estas se realizan sobre un modelo en el laboratorio dental, las que una vez finalizados, se prueba en boca y se cementan. Este tipo de restauraciones suelen demorar más de una sesión clínica en estar finalizadas. Estas restauraciones deben conservar la armonía óptica, forma anatómica, sellado marginal y mantención de la integridad del remanente coronario. Dentro de los materiales de restauración indirecta encontramos a las cerámicas dentales, materiales metal-cerámicos, metales (aleaciones nobles y no nobles) y las resinas reforzadas o cerómeros (Practical Science, JADA. 2003. Macchi 4ta. ed. 2010).

Las tecnologías Computer Aided Design (CAD) Computer Aided Manufacturing (CAM) han alcanzado una etapa de pleno desarrollo y se utilizan actualmente en clínicas odontológicas y laboratorios para la fabricación de una amplia gama de restauraciones indirectas. Distintos fabricantes han desarrollado variados tipos de bloques comerciales CAD/CAM, principalmente basados en formulaciones de porcelana y vidrio/cerámica, y en un menor porcentaje los basados en resina compuesta (Hosney y cols. 2016).

### **II.3 MATERIALES CERÁMICOS**

Las cerámicas dentales son conocidas por su apariencia natural y sus duraderas propiedades químicas y ópticas (Kelly y Nishimura, 1996). Los sistemas cerámicos fueron desarrollados para mejorar la estética y la compatibilidad biológica de las prótesis dentales fijas (McLean 2001; Pekkan y cols. 2011). Se utilizan para fabricar prótesis fijas unitarias y plurales, inlays, onlays y carillas (Pekkan y cols. 2011).

Los materiales cerámicos están constituidos por átomos metálicos y no metálicos. Pueden presentar enlaces por uniones iónicas y/o covalentes y tener estructuras ordenadas (cristalinas) o no ordenadas (vítreas) (O'brien, 4ta ed. 2008; Macchi, 4ta ed. 2010). Las porcelanas constituyen un grupo de materiales cerámicos que se obtienen a partir de tres materias primas fundamentales: caolín, cuarzo y feldespato (Macchi, 4ta ed. 2010). Las cerámicas dentales se clasifican según sus propiedades químicas, según su punto de fusión y según su técnica de confección. Desde el punto de vista químico se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y zirconiosas (Martínez y cols. 2007; O'brien, 4ta ed. 2008; Macchi 4ta ed. 2010). Según su punto de fusión: muy baja fusión, baja fusión, media fusión y alta fusión (Macchi, 4ta ed. 2010).

Según su técnica de confección: se clasifican como cerámicas de vidrio moldeables, cerámicas obtenidas mediante la técnica de matrices refractarias, cerámicas producidas con CAD (Computer Aided Design) y CAM (Computer Aided Manufacturing), y cerámicas prensadas térmicamente (Martínez y cols. 2007).

Las restauraciones cerámicas son capaces de reflejar la luz, lo que produce una apariencia y color similar a la del diente natural. Estas restauraciones poseen una conductividad térmica y un coeficiente de expansión térmica que también son similares a las del diente natural. Su fuerza compresiva es alta y son químicamente inertes. Estas restauraciones sin embargo, tienen algunas propiedades negativas, son frágiles y tienen una fuerza flexural baja. Debido a estas propiedades en la estructura cerámica, es que se han desarrollado técnicas de reforzamiento para prevenir la formación y propagación de microcracks. Se han agregado aditivos cristalinos para este fin (leucita, alumina, magnesio, aluminato de magnesio, disilicato de litio, circonio, sanidina), y matrices cerámicas compuestas (zirconia whiskers) (Pekkan y cols. 2011).

Existen diversos estudios donde se investigan las propiedades mecánicas, químicas y ópticas de estos materiales, pero se encuentran muy pocos estudios que hablen de su radiopacidad.

### **II.3.1 VITABLOCS MARK II**

VitaBlocks Mark II (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE), desarrollado por Vita Zahnfabrik, son bloques compuestos de porcelana feldespática, desarrollado por Vita Zahnfabrik. Tienen un tamaño promedio de la partícula de 4  $\mu\text{m}$ , constituida principalmente por  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (60-64%) y  $\text{SiO}_2$  (20-23%)

y otros óxidos como  $\text{Na}_2\text{O}$  -  $\text{K}_2\text{O}$ , que son sinterizados a  $1.100\text{ }^\circ\text{C}$ . Presenta una resistencia a la fractura de  $123\text{ MPa}$ . Esta cerámica permite el grabado con ácido fluorhídrico debido a su alto contenido vítreo, el cual genera retenciones micromecánicas que permiten la adhesión a la estructura dentaria por medio de cementos resinosos disminuyendo la filtración marginal. Los bloques Mark II son bloques monocromáticos, se encuentran disponibles en quince colores, seis tamaños y tres variantes de translucidez y saturación, con la posibilidad de ser caracterizados como cerámicas (Caparroso y cols. 2010). Se indica para restauraciones inlay, onlay y prótesis fija parcial.

### **II.3.2 IPS E.MAX**

IPS e.max (IvoclarVivadent Ag GmbH, LIE), es un bloque de cerámica de disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$ ), desarrollado por Ivoclar Vivadent, para la técnica CAD/CAM, compuesto por 70% cristales de  $\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$  con un tamaño de partícula de  $3\text{-}6\text{ }\mu\text{m}$ . En esta fase cristalina intermedia, el bloque es fácil de tallar en un equipo CAD/CAM. El color de IPS e-max CAD en fase cristalina va desde el blanco hasta azul grisáceo pasando por azul. Este color es condicionado por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio. La resistencia a la fractura del material es de  $130\text{ MPa}$  en la fase intermedia. El material posee un coeficiente de expansión térmica ( $100\text{ - }400\text{ }^\circ\text{C}$ ) de  $10,15 \pm 0,4\text{ } 10^{-6}\text{ ppm/K}$  (Caparroso y cols. 2010). Se indica para carillas, inlay, onlay, prótesis fija unitarias y plurales, y superestructuras de implante.

### **II.3.3 SUPRINITY PC**

Suprinity PC (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE), es una cerámica de silicato de litio reforzada con dióxido de circonio, formulada como bloques para la confección CAD/CAM de prótesis fijas unitarias anteriores y

posteriores, carillas y prótesis fijas implanto soportadas. Presenta una resistencia a la fractura de 420 MPa, y un módulo de elasticidad de 70 GPa.

#### **II.4 MATERIALES DE RESINA REFORZADA O CERÓMEROS (Ceramic Optimized Polimer)**

Una resina reforzada, es un tipo de material combinado que generalmente incluye una matriz orgánica y un componente cerámico (Macchi 4ta. ed. 2010). Esta matriz orgánica está combinada con partículas cerámicas tratadas con un agente de enlace (vinil-silano) para asegurar la unión entre ambas fases. Generalmente, estos materiales compuestos poseen una alta carga cerámica (> 50% en volumen). Esto se logra con combinaciones de distintos tamaños de partículas, para asegurar buenas propiedades mecánicas y mantenimiento de una adecuada textura superficial.

El material también contiene los pigmentos necesarios para lograr la propiedad óptica de color que, junto con la necesaria translucidez, permita obtener armonía óptica en la restauración final (Macchi 4ta. ed. 2010).

Existen también las resinas de fibra reforzadas, que son restauraciones que contienen distintos tipos de fibras (de vidrio, polietileno, kevlar, carbono) que mejoran sus propiedades físicas y mecánicas (Butterworth y cols. 2003). Este material puede constituir la totalidad del bloque restaurador o recubrir una estructura realizada con otro material, por lo general metálico.

Las resinas compuestas dentales fueron introducidas inicialmente para ser usadas como materiales restauradores anteriores. Posteriormente, con mejores tecnologías, se introdujeron las resinas de restauración para los dientes

posteriores (Nandini y cols. 2010). Aunque las últimas resinas compuestas directas presentan excelentes propiedades ópticas y mecánicas, su uso en restauraciones posteriores de gran extensión es todavía un reto, debido a que la contracción de polimerización es una gran preocupación en cavidades con un alto factor C. Aún cuando ha habido numerosos avances en los sistemas adhesivos, se ha observado que la interface adhesiva es incapaz de resistir las tensiones de polimerización en los márgenes de la cavidad sin esmalte (Loguercio y cols. 2004; Thonemann y cols. 1999). Esto conlleva un sellado deficiente, lo que resulta en microfiltración, sensibilidad postoperatoria y caries secundarias (Nandini y cols. 2010).

El poder lograr un adecuado contacto interproximal y la completa polimerización de las resinas compuestas en las zonas más posteriores de la cavidad, son otros de los retos para las resinas compuestas directas. Numerosos avances se han concretado en mejorar las deficiencias de las resinas compuestas directas, sin embargo ningún método a podido eliminar completamente el problema de la microfiltración marginal (Loguercio y cols. 2002; Thonemann y cols. 1999).

Las resinas compuestas indirectas fueron introducidas para reducir la contracción de polimerización y mejorar las propiedades del material. En comparación a restauraciones de resina compuesta directa generan menor sensibilidad postoperatoria, puesto que la única polimerización que se produce es la asociada a la cementación (Nandini y cols. 2010). Las resinas compuestas indirectas o cerómeros ofrecen también otros beneficios en comparación con las restauraciones de resina compuestas directas, tales como mejores propiedades mecánicas, menor contracción de polimerización, mejor anatomía, contactos proximales y estética, el grado de conversión de monómero a polímero es mayor (Nandini y cols. 2010; Dietschi y cols. 1995; Ferracane y cols. 1992)

Los sistemas indirectos de resina compuesta procesados en laboratorio proporcionan una alternativa estética para las restauraciones posteriores tipo inlay, onlay y overlay (Garber, 1994; Miara, 1998; Peutzfeld, 2001 Leinfelder, 2005).

#### **II.4.1 SIGNUM**

Signum (Heraeus/Kulzer, Ciudad de México, MX), es una resina compuesta nanohíbrida reforzada, su matriz esta compuesta de una resina a base de ésteres metacrílicos multifuncionales con un relleno vidrio cerámico y nanopartículas inorgánicas de sílice. Se indica para restauraciones inlay, onlay, overlay y prótesis fijas unitarias.

#### **II.4.2 VITA VM**

VITA VM (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE), es una resina compuesta de micropartículas reforzada, su matriz esta compuesta por dimetacrilatos, copolímeros, un catalizador y pigmentos inorgánicos. Presenta una proporción de material de relleno (dióxido de silicio) de 41–52 %, presenta una resistencia a la fractura de 110 MPa y un módulo de elasticidad de 4.500 MPa.

#### **II.4.3 IN:JOY**

In:Joy (Dentsply Sirona Co. USA), es una resina compuesta reforzada, su matriz esta compuesta por una base de dimetacrilatos, monorrelleno inorgánico, pigmentos inorgánicos y un catalizador. Presenta una proporción de material de relleno de 55%. Presenta una resistencia a la fractura de 90 MPa y un módulo de elasticidad de 5,0 GPa.

## II.6 RADIOPACIDAD DE MATERIALES DE RESTAURACIÓN INDIRECTA

Muchos estudios han revelado que el nivel de radiopacidad de los materiales dentales es importante, y que debe estar en concordancia en el uso al que se le va a dar al material. Un material altamente radiopaco puede causar muchos errores en el diagnóstico, llevando a falsos positivos o negativos. Para los materiales dentales, el nivel de radiopacidad debe estar en el rango de radiopacidad de la estructura a reemplazar (Pekkan y cols. 2016).

La propiedad de radiopacidad de los distintos materiales de restauración indirecta está dada por diferentes elementos como: bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales, dependiendo de su concentración, permiten interpretar con mayor o menor facilidad a través de radiografías la presencia de caries secundarias, el ajuste marginal y el contorno (Mejias y cols. 2012).

En el caso de las cerámicas dentales, su radiopacidad también varía dependiendo del tipo y porcentaje de refuerzos que contengan, como lo son la alumina, leucita, magnesio, disilicato de litio y óxido de circonio (Pekkan y cols. 2016). La gran mayoría de los sistemas cerámicos aseguran un diagnóstico radiográfico de caries dental, sin embargo, sólo unos pocos autores evalúan la radiopacidad de estos materiales. Es reconocido que los materiales cerámicos tipo inlay, debieran ser más radiopacos que el esmalte para permitir la detección de caries secundarias. En un estudio in vitro de materiales cerámicos tipo inlay, se encontró que Vita Cerec no posee una radiopacidad suficiente para permitir la detección de caries secundarias, según el autor, una inadecuada interpretación de las radiografías de inlays Vita Cerec, resultan en un innecesario recambio de la restauración (Pekkan y cols. 2011).



Según estudios que han comparado algunas de las distintas marcas comerciales de cerámicas dentales que hay en el mercado, se ha concluido que una gran mayoría, tiene una radiopacidad mayor a la dentina humana. La radiopacidad difiere en las diversas marcas comerciales de materiales cerámicos, no siendo siempre los mismos o parecidos, esto porque los distintos tipos de cerámicas tienen una diferente composición ya sea en porcentaje de los mismos componentes o que estos sean diferentes (Pekkan y cols. 2011).

La International Organization for Standardization (ISO) el año 2009, desarrolló la norma ISO 4049 para polímeros de resina utilizados en odontología, con lo cual ha permitido evaluar las distintas características de los materiales basados en resina, dentro de ellas la radiopacidad. La norma ISO 6872 para cerámicas dentales, actualmente no cuenta con un requisito de radiopacidad, sin embargo, se encuentra actualmente en desarrollo la normativa ISO 18675 para bloques cerámicos maquinables, con lo que se espera, se pueda estandarizar la metodología de evaluación de radiopacidad y también los requisitos para bloques cerámicos y de resina.

En los diversos procedimientos clínicos que involucran restauraciones indirectas (inlay, onlay, overlay, prótesis fija unitaria y plurales), los controles radiográficos pre y post cementación son necesarios para evaluar el ajuste, contorno proximal, hombros y brechas (Tveit y cols. 1986). De aquí la necesidad de estudiar la radiopacidad de los materiales que mejor nos ayuden a encontrar estos defectos.

La radiopacidad en estos tipos de materiales indirectos, todavía no ha sido estudiada a cabalidad, más aún, debido al constante desarrollo de nuevos materiales, que de acuerdo a sus fabricantes, sobrepasan las propiedades de materiales anteriores, es que se hace necesario más estudios al respecto. Es por lo anterior, que este trabajo busca evaluar la radiopacidad de materiales de restauración indirecta disponibles actualmente en el mercado, tanto cerámicos como en base a resinas. De esta manera, se busca obtener evidencia que ayude al clínico a tomar decisiones más informadas al momento de elegir un material, además, de proveer información que asista al radiólogo dental en el diagnóstico radiográfico de restauraciones realizadas con estos materiales.

### **III. HIPÓTESIS**

Existen diferencias en el valor de radiopacidad entre los materiales dentales indirectos estéticos basados en cerámicas y resinas reforzadas.

### **IV OBJETIVOS**

#### **IV.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar la radiopacidad de materiales de restauración indirecta basados en cerámicas y resinas reforzadas.

#### **IV.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar el valor de radiopacidad de materiales de restauración indirecta basados en cerámicas.
  
- Determinar el valor de radiopacidad de materiales de restauración indirecta basados en resinas reforzadas.
  
- Comparar los valores de radiopacidad obtenidos entre los distintos materiales en estudio.

## V METODOLOGÍA

### V.1 TIPO DE ESTUDIO

Este trabajo de investigación consistió en un estudio experimental *in vitro*, en que se determinó y comparó la radiopacidad de tres cerómeros y tres cerámicas dentales, disponibles en el mercado nacional.

La investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Nanobiomateriales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Servicio de Radiología de la Clínica Odontológica de la misma facultad.

### V.2 MATERIALES

#### V.2.1 Materiales de restauraciones indirectas:

##### Cerómeros:

- Signum A3 (Heraus/Kulzer, Hanaus, ALE).
- VITA VM A2 (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE)
- In:Joy A2 (Dentsply Sirona Co. USA)



**Figura 1.** Cerómeros. 1(a) In:Joy. 1(b) Signum. 1(c) VITA VM

### Cerámicas:

- VitaBlocs Mark II (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE)
- Suprinity PC D3 (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, ALE)
- IPS e.max A1 (IvoclarVivadent Ag GmbH, LIE)



**Figura 2.** Cerámicas. Vitablocs Mark II, Suprinity PC, IPS e.max

## V.3 PREPARACIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

### V.3.1 Signum, VITA VM, In:Joy. (Según indicaciones norma ISO 4049)

Por cada material a evaluar, se confeccionaron 5 discos de  $10 \pm 0,1$  mm de diámetro y de  $1 \pm 0,1$  mm de espesor. Se aplicaron de manera directa en un molde (diseñado e impreso en 3D para asegurar un grosor apropiado). Sobre y bajo este molde, se posicionaron portaobjetos de vidrio y se procedió a polimerizar las muestras 90 segundos, a través de un horno Kulzer UniXS, según las indicaciones del fabricante.

### V.3.2 VitaBlocks Mark II, IPS e.max, Suprinity PC

Por cada material a evaluar, se confeccionaron 3 cuadrados de  $15 \times 13 \pm 0,1$  mm de diámetro y de  $1 \pm 0,1$  mm de espesor. Estos se obtuvieron utilizando una recortadora de dientes Buehler/Isomet 1000 Precision Saw. Una vez obtenidas las muestras de IPS e.max y Suprinity PC se colocaron en un horno Vita Vacumat 40t a 845 grados Celsius durante 8 minutos para su cristalización, según las indicaciones del fabricante.

### V.3.3 Selección de los cuerpos de pruebas

El grosor de las muestras confeccionadas se corroboró mediante pie de metro digital (*Pie de metro E5001002, Veto, Chile*), seleccionándose sólo aquellos que presentaran un espesor de  $1 \pm 0,1$  mm (siguiendo las indicaciones de la norma ISO 6876).



**Figura 3.** Pie de metro digital. Calibración de cuerpos de prueba.

Los cuerpos de prueba fueron radiografiados de manera preliminar (Equipo de rayos X *Myray RXAC, Imolia, Italia*). Las radiografías fueron estudiadas por dos especialistas en Radiología Maxilofacial y se descartaron aquellas muestras que presentasen burbujas o defectos.

Este procedimiento se realizó hasta obtener 5 muestras por cada material en el caso de los cerómeros y 3 muestras por cada material cerámico, que cumpliesen con las exigencias descritas anteriormente.

## V.4 EVALUACIÓN DE RADIOPACIDAD

### V.4.1 Adquisición de imagen radiográfica

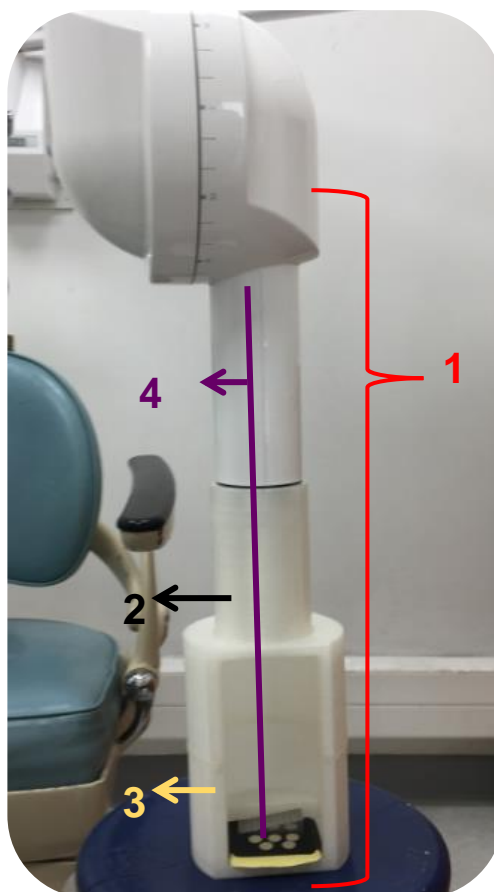
La imagen radiográfica, se obtuvo posicionando las muestras de cada grupo de material en conjunto con una cuña de aluminio escalonada de 1 a 10 mm, con una pureza mayor a 99% de Aluminio (*OMT160*, Odeme, Santa Catarina, Brasil). Se utilizó una película de fósforo fotoestimulable (PSP) oclusal, tamaño 48x54 mm *FireCR Dental* (3DISC Corp., Daejeon, Korea).



**Figura 4.** Cuerpos de prueba y Cuña Escalonada de Aluminio sobre película PSP.

La toma radiográfica se estandarizó acorde a la normativa ISO 4049-2009 (ISO, 2009). La distancia focal se fijó en 400 mm y el tiempo de exposición en 0,5 segundos. El equipo utilizado fue *Myray RXAC* (Imolia, Italia), 70 Kv y 8 mA. La

toma radiográfica se realizó por un solo operador, odontólogo especialista en Radiología Maxilofacial.



**Figura 5.** Esquema de dispositivo para estandarizar técnica radiográfica.

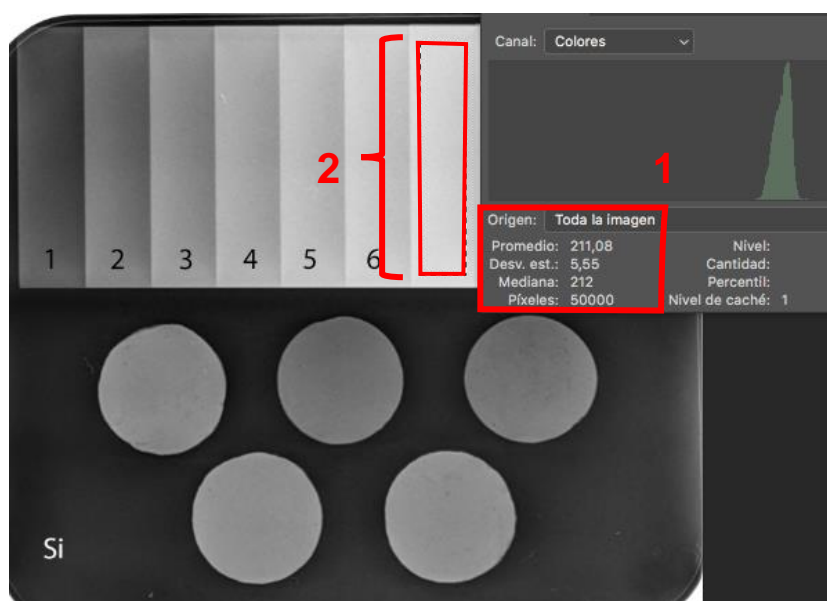
- (1). Distancia del cátodo al plano de proyección 400 mm ISO 4049-2009.
- (2). Posicionador para asegurar la posición perpendicular al plano de Proyección.
- (3). Base estructural.
- (4). Rayo X central

#### V.4.2 Análisis de escala de grises

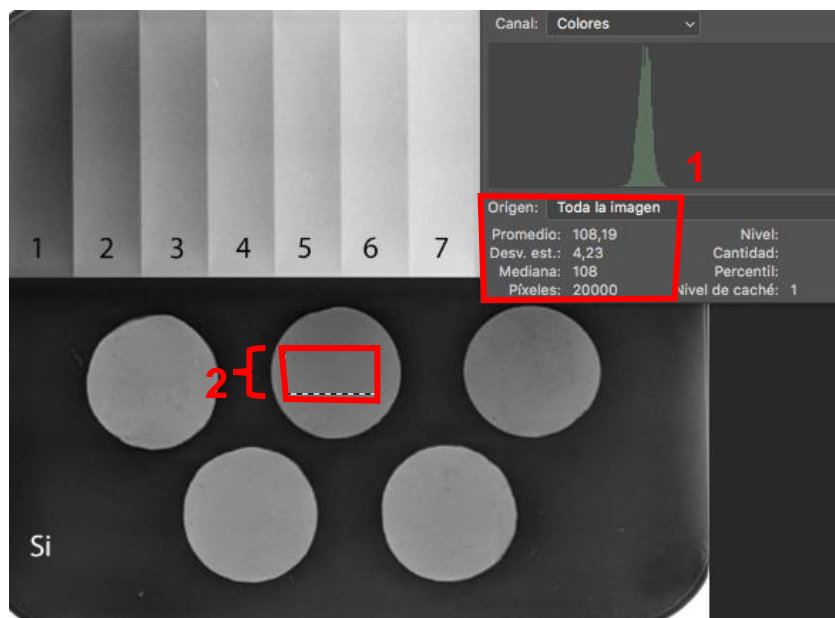
La PSP expuesta fue procesada en el dispositivo FireCR Dental Reader (3DISC Imaging. Virginia, USA) e importada al software Planmeca Romexis 4.4.0.R (Planmeca Helsinki, Finland). Posteriormente la imagen fue exportada en formato *tiff* sin compresión ni filtros de mejoramiento.



Los archivos *tiff* fueron analizados mediante el programa *Adobe Photoshop CS6* para *Mac* (Adobe, California, USA). En cada imagen se determinó el valor, en escala de grises, de cada segmento de la cuña escalonada de aluminio (área de 100 x 500 píxeles), así como de cada una de las 5 muestras. Esto se realizó seleccionando un área representativa (área de 200 x 100 píxeles) del objeto de análisis y utilizando la herramienta *Histograma*, la cual determina de manera automática el promedio de valor de gris de todos los píxeles incluidos en el área previamente seleccionada. Este valor puede variar desde 0, que corresponde a negro puro, hasta 255 que representa blanco puro.



**Figura 6.** Análisis de Radiografía en Software Photoshop CS6. (1) Histograma. (2) Área representativa de escalón de cuña de Aluminio.



**Figura 7.** Análisis de Radiografía en Software Photoshop CS6. (1) Histograma. (2) Área representativa de cuerpo de prueba.

## V.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

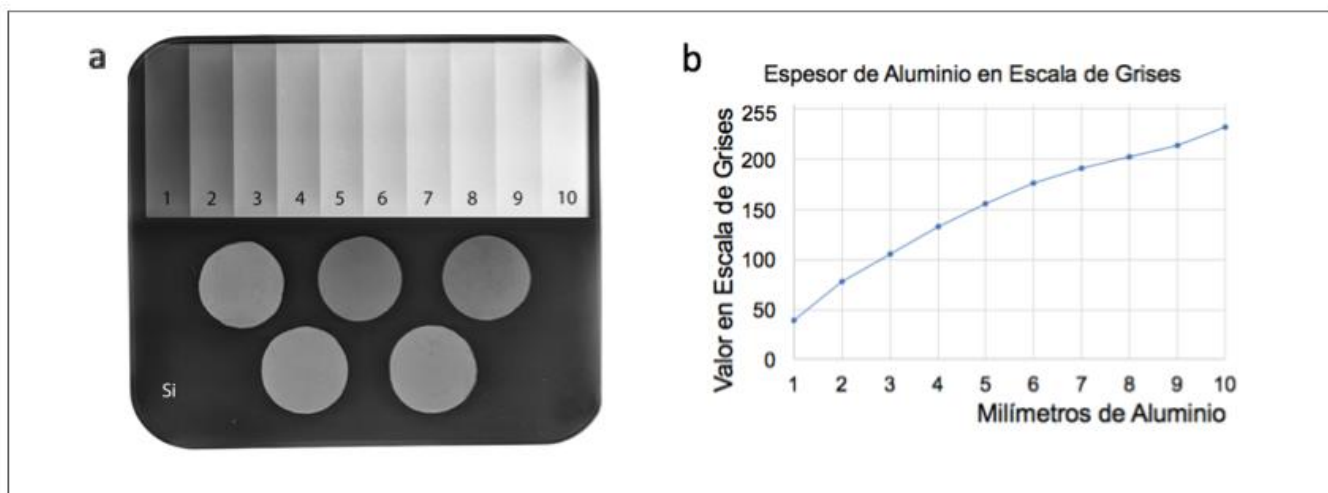
Los datos de valor de gris obtenidos se tabularon en el programa *Microsoft Excel 2016* para un computador *Mac*. Luego se graficó la curva “Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises” y mediante esta, se determinó la radiopacidad equivalente, en milímetros de aluminio, del valor de gris de cada una de las muestras.

Los datos de radiopacidad equivalente de las muestras de cada grupo, expresada en milímetros de aluminio, se procesaron a través del software *SPSS Statistics 21.0* (IBM, New York, USA). Se realizó estadística descriptiva de cada grupo, presentando los resultados como “medias  $\pm$  desviación estándar”. Los datos entre grupos se analizaron con *ANOVA* de un factor y post-test *HSD Tukey*, con un nivel de significancia de  $p=0,05$ .

## VI RESULTADOS

### VI.1 Evaluación de Radiopacidad de Signum

En la Figura 8 se observa la imagen de la radiografía obtenida con muestras de Signum junto a la cuña escalonada de aluminio y el respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 8.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de Signum de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

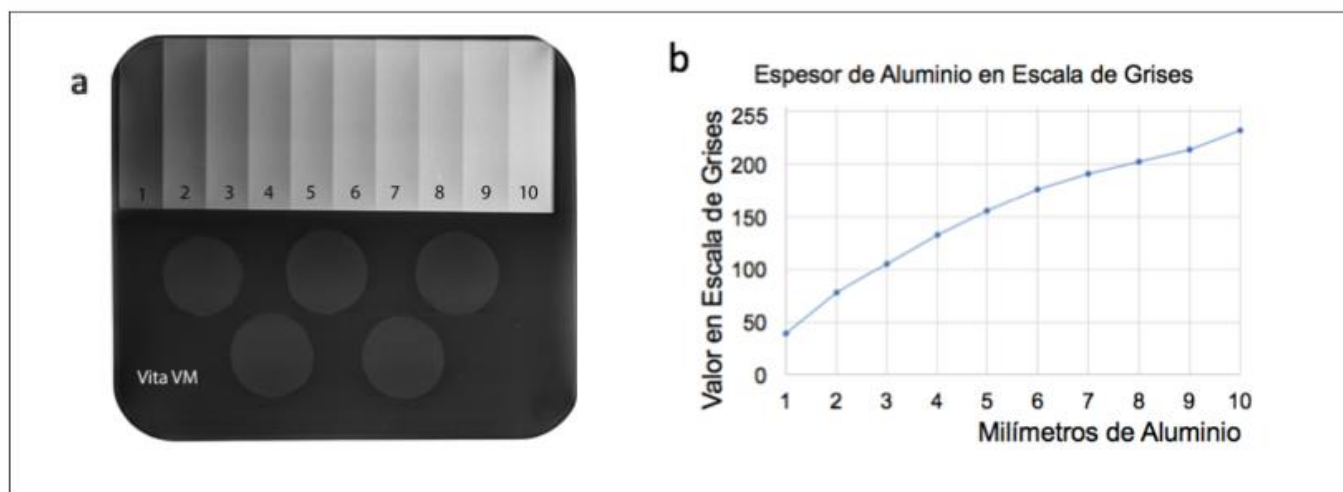
El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Signum, es de  $127,38 \pm 14,01$ . La radiopacidad equivalente de Signum, en milímetros de Aluminio, es de  $2,33 \pm 0,44$  mm (Tabla 1).

**Tabla 1.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 8 (b).

Muestras de Signum	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	131,33	2,43
<b>Muestra 2</b>	108,62	1,76
<b>Muestra 3</b>	117,17	1,99
<b>Muestra 4</b>	140,28	2,75
<b>Muestra 5</b>	139,52	2,72
<b>Media ± Desviación estándar</b>	127,38 ± 14,01	2,33 ± 0,44

## VI.2 Radiopacidad de VITA VM

En la Figura 9 se observa imagen de la radiografía obtenida con muestras de VITA VM junto a la cuña escalonada de aluminio y el respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 9.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de VITA VM de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado con cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

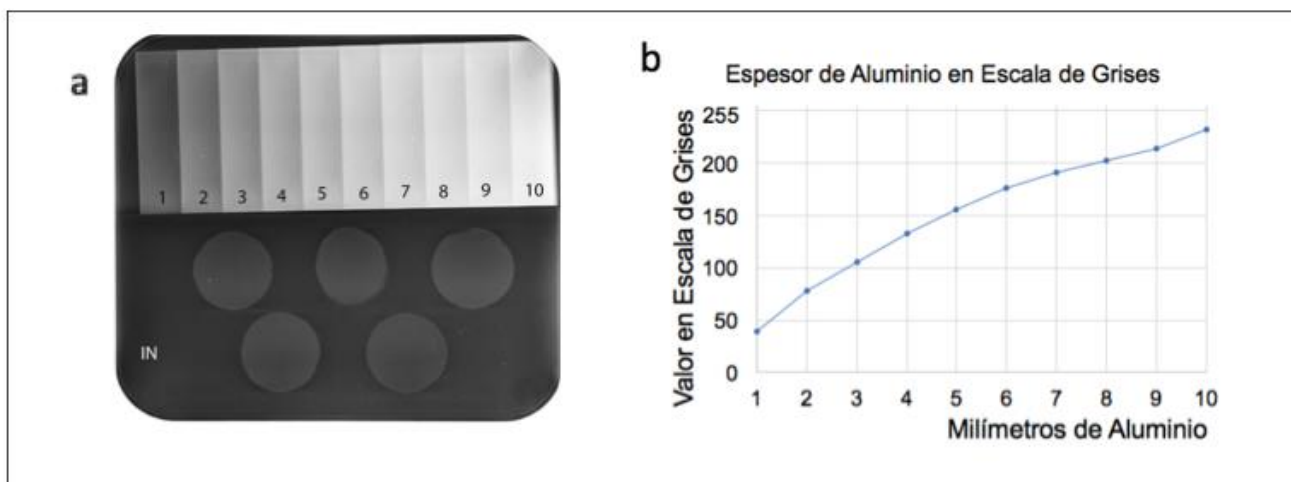
El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de VITA VM, es de  $50,44 \pm 4,36$ . La radiopacidad equivalente de VITA VM, en milímetros de Aluminio, es de  $1,07 \pm 0,07$  mm (Tabla 2).

**Tabla 2.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 9 (b).

Muestras de VITA VM	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	44,69	0,98
<b>Muestra 2</b>	47,96	1,03
<b>Muestra 3</b>	51,95	1,09
<b>Muestra 4</b>	51,37	1,08
<b>Muestra 5</b>	56,27	1,17
<b>Media <math>\pm</math> Desviación estándar</b>	$50,44 \pm 4,36$	$1,07 \pm 0,07$

### VI.3 Radiopacidad de In:Joy

En la Figura 10 se observa imagen de la radiografía obtenida con muestras de In:Joy junto a la cuña escalonada de aluminio, y respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 10.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de In:Joy de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado con cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

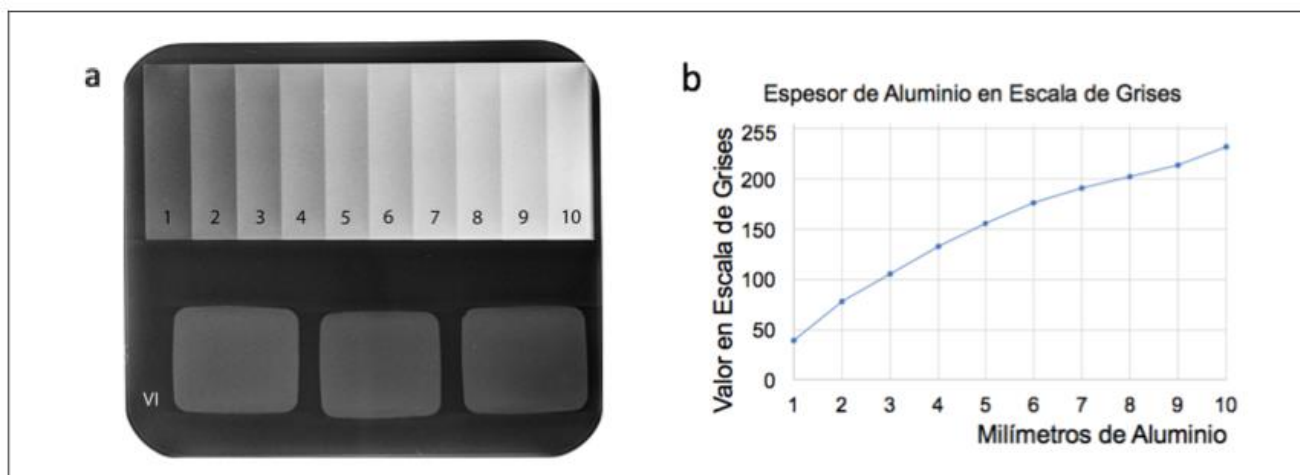
El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de In:Joy, es de  $71,26 \pm 4,22$ . La radiopacidad equivalente de In:Joy, en milímetros de Aluminio, es de  $0,87 \pm 0,05$  mm (Tabla 3).

**Tabla 3.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 10 (b).

Muestras de In:Joy	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	65,85	0,80
<b>Muestra 2</b>	71,68	0,87
<b>Muestra 3</b>	77,37	0,95
<b>Muestra 4</b>	69,32	0,84
<b>Muestra 5</b>	72,10	0,88
<b>Media <math>\pm</math> Desviación estándar</b>	$71,26 \pm 4,22$	$0,87 \pm 0,05$

#### VI.4 Radiopacidad de Vita Blocs Mark II

En la Figura 11 se observa imagen de la radiografía obtenida con muestras de Vita Blocs Mark II junto a la cuña escalonada de aluminio, y respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 11.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de Vita Blocs Mark II de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado con cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

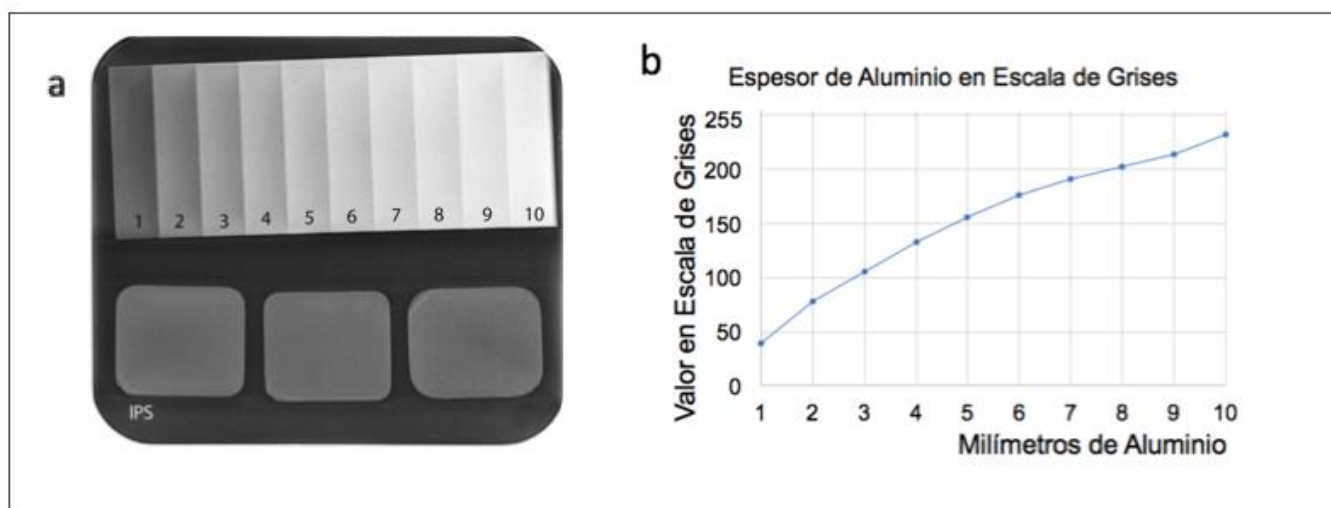
El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Vita Blocs Mark II, es de  $82,12 \pm 7,78$ . La radiopacidad equivalente de Vita Blocs Mark II, en milímetros de Aluminio, es de  $1,03 \pm 0,13$  mm (Tabla 4).

**Tabla 4.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 11 (b).

Muestras de Vita Blocs Mark II	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	87,76	1,13
<b>Muestra 2</b>	85,38	1,08
<b>Muestra 3</b>	73,24	0,88
<b>Media <math>\pm</math> Desviación estándar</b>	<b><math>82,12 \pm 7,78</math></b>	<b><math>1,03 \pm 0,13</math></b>

## VI.5 Radiopacidad de IPS e.max

En la Figura 12 se observa imagen de la radiografía obtenida con muestras de IPS e.max junto a la cuña escalonada de aluminio, y respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 12.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de IPS e.max de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado con cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de IPS e.max, es de  $104,53 \pm 0,41$ . La radiopacidad equivalente de IPS e.max, en milímetros de Aluminio, es de  $1,32 \pm 0,008$  mm (Tabla 5).

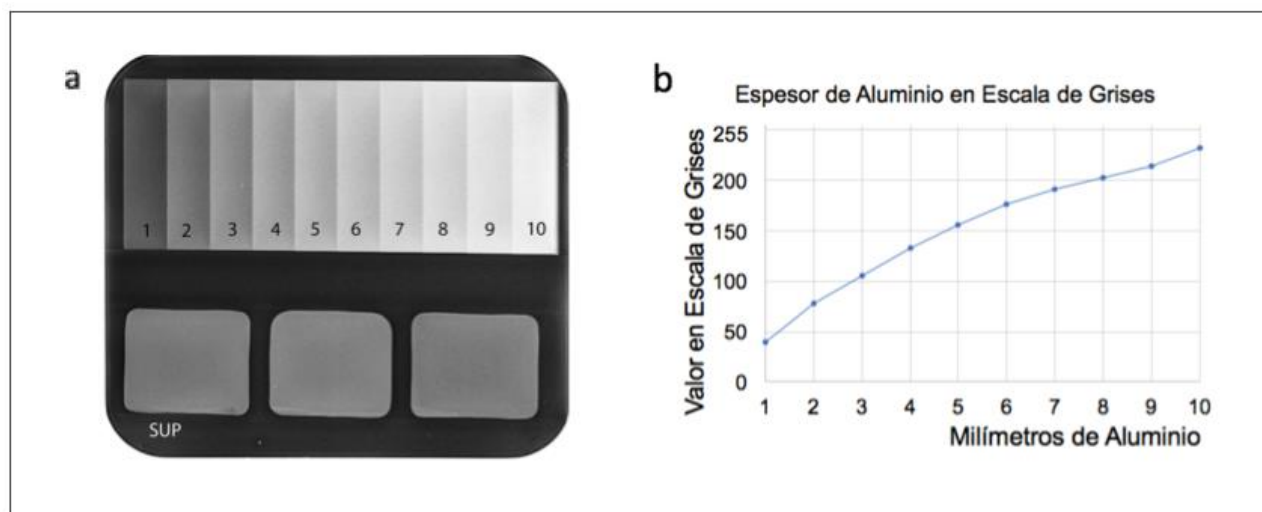
**Tabla 5.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 12 (b).

Muestras de Vita Blocs Mark II	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	104,36	1,31
<b>Muestra 2</b>	104,23	1,31
<b>Muestra 3</b>	105,01	1,33
<b>Media <math>\pm</math> Desviación estándar</b>	$104,53 \pm 0,41$	$1,32 \pm 0,008$



## VI.6 Radiopacidad de Suprinity PC

En la Figura 13 se observa imagen de la radiografía obtenida con muestras de Suprinity PC junto a la cuña escalonada de aluminio, y respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.



**Figura 13.** (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de Suprinity PC de  $1 \pm 0,1$  mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado con cuña escalonada de aluminio de imagen (a).

El promedio ( $\pm$  desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Suprinity PC, es de  $125,51 \pm 1,69$ . La radiopacidad equivalente de Suprinity PC, en milímetros de Aluminio, es de  $2,17 \pm 0,05$  mm (Tabla 6).

**Tabla 6.** Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 13 (b).

Muestras de Suprinity PC	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
<b>Muestra 1</b>	125,90	2,18
<b>Muestra 2</b>	126,98	2,22
<b>Muestra 3</b>	123,65	2,11
<b>Media <math>\pm</math> Desviación estándar</b>	<b><math>125,51 \pm 1,69</math></b>	<b><math>2,17 \pm 0,05</math></b>

## VI.5 Análisis Estadístico

Los valores estadísticos descriptivos de los materiales estudiados se muestran en la Tabla 7.

**Tabla 7.** Análisis estadístico descriptivo de los materiales estudiados.

<b>Material</b>	<b>Media (Mm d Al)</b>	<b>Mediana</b>	<b>Desv. Estándar</b>
<b>Signum</b>	<b>2,33</b>	2,43	0,44
<b>VITA VM</b>	<b>1,07</b>	1,08	0,07
<b>In:Joy</b>	<b>0,87</b>	0,87	0,05
<b>Vita Blocs Mark II</b>	<b>1,03</b>	1,08	0,13
<b>IPS e.max</b>	<b>1,32</b>	1,31	0,008
<b>Suprinity PC</b>	<b>2,17</b>	2,18	0,05

Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó ANOVA con una significancia de  $p=0,05$ . Se obtuvo un valor  $p<0,001$ , por tanto, se determinó la existencia de diferencias significativas entre al menos dos de los grupos estudiados. Para determinar cuáles grupos presentaban diferencias, se utilizó el test HSD Tukey para comparar entre estos. Los resultados de HSD Tukey se presentan en la Tabla 9.

**Tabla 9.** Análisis comparativo de los grupos estudiados mediante HSD Tukey.

<b>Material (A)</b>	<b>Material (B)</b>	<b>Valor p</b>
<b>Signum</b>	VITA VM	0,000*
	In:Joy	0,000*
	Suprinity PC	0,917
	IPS e.max	0,000*
	Vita Blocs Mark II	0,000*
<b>VITA VM</b>	Signum	0,000*
	In:Joy	0,699
	Suprinity PC	0,000*
	IPS e.max	0,644
	Vita Blocs Mark II	1
<b>In:Joy</b>	Signum	0,000*
	VITA VM	0,699
	Suprinity PC	0,000*
	IPS e.max	0,104
	Vita Blocs Mark II	0,909
<b>Suprinity PC</b>	Signum	0,917
	VITA VM	0,000*
	In:Joy	0,000*
	IPS e.max	0,002*
	Vita Blocs Mark II	0,000*
<b>IPS e.max</b>	Signum	0,000*
	VITA VM	0,644
	In:Joy	0,104
	Suprinity PC	0,002*
	Vita Blocs Mark II	0,61
<b>Vita Blocs Mark II</b>	Signum	0,000*
	VITA VM	1
	In:Joy	0,909
	Suprinity PC	0,000*
	IPS e.max	0,61

\*p<0,05 indica diferencias significativas.

Existen diferencias significativas de los grupos Signum y Suprinity PC, con los otros grupos estudiados, con un valor  $p < 0,001$ , de modo que, la radiopacidad de Signum y Suprinity PC es significativamente mayor que la de los otros grupos. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos VITA VM, In:Joy, Vita Blocs Mark II y IPS e.max.

## VII DISCUSIÓN

En este estudio experimental se determinó y comparó la radiopacidad de tres cerómeros: Signum, VITA VM y In:Joy; y tres materiales cerámicos: Vita Blocs Mark II, IPS e.max y Suprinity PC, con diferentes composiciones químicas, en función del grosor, utilizando la radiografía digital y la medición de escala de grises en píxeles. Los resultados de esta investigación demuestran que existen diferencias estadísticamente significativas en la radiopacidad de los materiales Signum y Suprinity PC versus la radiopacidad de los materiales VITA VM, In:Joy, IPS e.max y Vita Blocs Mark II. Las medias de radiopacidad equivalente de casi todos los materiales estudiados, son mayores a la radiopacidad del mismo grosor de aluminio (Norma ISO 4049), excepto para In:Joy y Vita Blocs Mark II.

La radiopacidad de estos materiales, generalmente depende del porcentaje y tipo de relleno que tengan. Materiales compuestos de relleno con un bajo número atómico, aparecen radiolúcidos, mientras que los que contienen un relleno con alto número atómico aparecen radiopacos (Saridag y cols. 2015).

Acorde a los resultados de este estudio, el cerómero Signum y el bloque cerámico Suprinity PC mostraron los valores más altos de radiopacidad. La alta radiopacidad de Signum se puede atribuir al alto porcentaje de relleno inorgánico en su composición (73%). Signum presentó una radiopacidad equivalente de  $2,33 \pm 0,44$  mm de Aluminio. Saridag y colaboradores, reportaron una radiopacidad de 3,25 mm de Aluminio para Signum (Saridag y cols. 2015). En su estudio, las muestras fueron polimerizadas con una luz LED durante 40 segundos por cada cara, a diferencia de este estudio, donde se utilizó un horno Kulzer UniXS durante 90 segundos, una vez confeccionadas, fueron dejadas por 24 horas en un cuarto oscuro, solo se sacaron al momento de tomar las radiografías. La cuña escalonada de aluminio en el estudio de Saridag y colaboradores, no presentaron sus especificaciones. También en dicho estudio, la distancia entre cátodo-plano de

proyección fue de 300 mm a diferencia de nuestro estudio que se guió por la normativa ISO 4049-2009, donde la distancia fue de 400 mm. El tiempo de exposición fue de 0,2 segundos en el caso de Saridag y colaboradores, en comparación al utilizado en este estudio que fue de 0,5 segundos. Por último, ellos usaron el programa Image-Pro Plus 4.0 para analizar las radiografías, a diferencia de nuestro caso en que utilizamos Adobe Photoshop CS6, lo que puede explicar la diferencia en los resultados.

En un estudio de Hosney y colaboradores, se reportó una radiopacidad equivalente de 1,15 mm y 0,85 mm de Aluminio para IPS e.max y Vita Blocs Mark II (Hosney y cols. 2016) respectivamente, a diferencia de este estudio, donde IPS e.max presentó una radiopacidad equivalente a  $1,32 \pm 0,008$  mm de Aluminio y Vita Blocs Mark II presentó una radiopacidad equivalente a  $1,03 \pm 0,13$  mm de Aluminio. A pesar de que las diferencias son bajas, se encontraron una serie de diferencias en el método del estudio de Hosney y colaboradores con respecto al presente estudio.

Las muestras del estudio de Hosney y colaboradores, tenían un grosor de  $2.0 \pm 0.05$  mm, a diferencia de nuestro estudio donde las muestras presentaron un grosor de  $1.0 \pm 0.05$  mm. La cuña escalonada de aluminio que ellos utilizaron presentaba 14 escalones, no se encontraban presentes las especificaciones de ella a diferencia de la cuña escalonada utilizada en este estudio que presentaba 10 escalones y una pureza del 99%. Otra de las diferencias presentadas en el estudio de Hosney y colaboradores, era que en la toma radiográfica, la distancia entre el cátodo y el plano de proyección fue de 120 mm, la exposición a 65 kV y 4 mA con un tiempo de exposición de 0,125 segundos, en cambio en este estudio la distancia, como ya se explicó anteriormente, fue de 400 mm y se expuso a 70 kV y 8 mA, y el tiempo de exposición fue de 0,5 segundos.

El cerómero In:Joy, es el material que presenta el menor valor de radiopacidad equivalente a  $0,87 \pm 0,05$  mm de Aluminio, esto se puede deber a su más bajo porcentaje de relleno inorgánico (55%).

En el presente estudio, los materiales Signum, Suprinity PC, VITA VM y IPS e.max, mostraron una radiopacidad igual o mayor a la dentina, según la Norma ISO 4049, no así el cerómero In:Joy ni la cerámica Vita Blocs Mark II . Un estudio de Hosney y colaboradores, determinó el nivel de radiopacidad de diversos bloques CAD/CAM, entre ellos el VITABLOCS Mark II y IPS e.max. Esa investigación concluyó que el material VITABLOCS Mark II obtuvo un valor de radiopacidad menor al recomendado por la norma ISO 4049 (Hosney y cols. 2016).

Dentro de las cualidades del presente estudio, están, el riguroso control de calidad de las muestras confeccionadas y el estricto control sobre los procedimientos realizados, ambos con el fin de limitar a lo más mínimo la influencia de estas variables en los resultados obtenidos. Las muestras fueron preparadas estrictamente acorde a las indicaciones de los fabricantes. Pasaron por un proceso de calibración, seleccionándose solo aquellas que presentaran un grosor de  $1 \pm 0,1$  milímetros, según lo requerido por la norma (ISO, 2009). Posteriormente, se radiografiaron las muestras para identificar errores en la manipulación del material y en la confección de las mismas, manifestados como burbujas de aire o alteraciones en la homogeneidad. De esta forma, las muestras finalmente incluidas en el estudio, cumplían con todos los requisitos exigidos por las normas ISO y presentaban una preparación óptima del material.

De la misma manera, se estandarizaron las variables durante la ejecución de la prueba de radiopacidad. 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 (ISO,2009). En el estudio, se utilizó una cuña escalonada de aluminio con un 99% de pureza (*OMT160*, Odeme, Santa Catarina, Brasil). Junto con esto, se creó mediante impresión 3D, una estructura especialmente diseñada para el equipo de rayos X *Myray RXAC* (Imolia, Italia), con el fin de asegurar la perpendicularidad del haz de rayos X con respecto a las muestras y para estandarizar la distancia focal. Para la toma radiográfica, se utilizó una película de fósforo fotoestimulable que fue escaneada posteriormente, sin requerir de revelado convencional, lo que estandariza la adquisición de la imagen. Todas las tomas radiográficas fueron llevadas a cabo por el mismo profesional, odontólogo especialista en Radiología Maxilofacial, estandarizando la distancia focal en 400 mm, el tiempo de exposición en 0,5 segundos y la exposición a 70 Kv y 8 mA, según lo dispuesto por la norma ISO 4049-2009.

Una de las limitantes de este estudio, es que para los bloques CAD/CAM, todavía no existe una estandarización para evaluar su radiopacidad. De igual manera, se siguió el mismo protocolo que con todos los materiales (norma ISO 4049-2009), por lo que no debería haber variaciones. Actualmente la ISO se encuentra desarrollando la norma ISO 18675 para bloques cerámicos maquinables, con lo que se espera esto se pueda estandarizar.

Cabe mencionar, que el estudio se aleja de la realidad clínica, ya que los materiales no fueron confeccionados como serían utilizados normalmente en las diferentes situaciones clínicas, ni en grosor ni en forma. Para esto se sugiere que las muestras sean preparadas simulando el grosor real de la restauración. Esto permitiría que se extrapole los resultados a los requerimientos clínicos del examen radiográfico. Otra limitante de este estudio, es que se utilizó como base la radiopacidad de la dentina reportada por las normas ISO, es decir, 1 mm de aluminio corresponde a 1 mm de dentina, valor que fue determinado en condiciones y protocolos no especificados (ISO, 2009).

En próximos estudios se podría incluir en la película radiográfica, junto a las muestras y la cuña escalonada de aluminio, un corte de diente humano, en un

corte longitudinal de 1 mm de espesor, que incluya los distintos tejidos que componen al órgano dental: esmalte, dentina y tejido pulpar, con el objetivo de relacionar la radiopacidad de estos tejidos con la radiopacidad de las muestras y la cuña sometidos a las mismas condiciones.

Para el Odontólogo, la radiopacidad de los materiales dentales es una herramienta fundamental al momento de complementar el diagnóstico, permite realizar diagnósticos más precisos y un mejor control de los tratamientos, siempre y cuando sus valores permitan diferenciar correctamente los tejidos, no cayendo en falsos positivos o negativos (Akerboom y cols., 1993; Pekkan y cols., 2011; Pekkan, 2016).

En diferentes situaciones clínicas, los problemas en el diagnóstico surgen cuando las imágenes radiográficas presentan diferencias de radiopacidad apenas discernibles entre los tejidos dentales y los materiales de restauración (Akerboom y cols. 1993; Cruz y cols. 2014). De acuerdo con Cruz y colaboradores, una radiopacidad ideal para materiales dentales, es aquella que está más cercana de la radiopacidad de la dentina y que en última instancia produce una atenuación similar a la del tejido de dentina sano (Cruz y cols. 2014). Las restauraciones excesivamente radiopacas pueden dificultar la capacidad del clínico y/o Radiólogo dental para detectar defectos marginales (Berry y cols.1983).

En la detección de caries secundaria, próximas a una restauración muy radiopaca, se produce el efecto "Match Band". Este último fenómeno es una ilusión visual, que mejora el contraste entre dos áreas de distintas radiopacidades, lo que hace que el borde oscuro, sea más oscuro. Este efecto puede malinterpretarse como caries secundarias en ciertas situaciones. Este efecto desaparecerá cuando el área clara sea enmascarada. La percepción de este efecto varía según los observadores (Donoso y cols. 2008; Espelid y cols. 1991; Berry y cols. 1983).



Los desafíos diagnósticos se pueden presentar, como se dijo anteriormente, cuando en una situación clínica los valores de radiopacidad son muy similares entre los materiales, lo que dificulta a los clínicos el distinguir estas pequeñas variaciones en una imagen radiográfica. Otros estudios muestran que materiales restauradores con una radiopacidad cercana a la del esmalte ayuda en la eficacia del diagnóstico de caries secundarias, esto para que el margen de la cavidad y el contorno de la restauración puedan ser detectados correctamente (Pekkan y cols. 2011).

El incremento de la radiopacidad en los materiales restauradores, reduce la detección de caries e incrementa la ocurrencia de diagnósticos falsos positivos, por lo que una adecuada radiopacidad de los materiales restauradores tanto directos como indirectos, ayudan al clínico a diagnosticar caries secundarias, brechas marginales, hombros y sobrecontornos en la restauración.

El continuo desarrollo y actualización de nuevos materiales dentales, con distintas y mejores propiedades, hace necesario más estudios sobre la radiopacidad de estos, debido a la importancia al momento de escoger un material para que ayude al Odontólogo a realizar diagnósticos más certeros.

Se sugiere continuar esta línea de investigación sobre los materiales restauradores indirectos, debido a la poca literatura encontrada sobre este tema.

## VIII CONCLUSIONES

- Existen diferencias en el valor de radiopacidad entre los materiales dentales indirectos estéticos basados en cerámicas y resinas reforzadas.
- Se comparó y determinó que existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de radiopacidad del cerómero Signum y la cerámica Suprinity PC, en comparación con los materiales VITA VM, In:Joy, IPS e.max y Vita Blocs Mark II. Se determinó que el cerómero Signum y la cerámica Suprinity PC presentaron los valores estadísticamente más altos de radiopacidad versus los demás materiales ( $p < 0,05$ ).

## X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akerboom HB, Kreulen CM, van Amerongen WE (1993). Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *Journal of Prosthetics Dentistry*; 70: 351-355.

Berry H (1983). Cervical Burnout and match band: two shadows of doubt in radiologic interpretation of carious lesions. *Journal of the American dentistry association*; 106: 622-625.

Butterworth C, Ellakwa A, Shortall A (2003). Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, vol. 30, no. 6, pp. 300–306.

Cruz A, Esteves R, Poiate I (2014). Influence of radiopacity of dental composites on the diagnosis of secondary caries: the correlation between objective and subjective analyses. *Operative dentistry*; 39: 90-97.

Dietschi D, Scampa U, Campanile G, Holz J (1995). Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class II composite resin restorations: An In vitro evaluation. *Quintessence Int.*;26:127–38.

Donoso J (2008). Análisis comparativo in vitro, de la radiopacidad de resinas compuestas fotopolimerizables presentes en el Mercado actualmente. Trabajo de grado, Universidad de Chile.

Dukic W (2017). Radiopacity of Composite Luting Cements Using a Digital Technique. *Journal of Prosthodontics* doi: 10.1111/jopr.12578

Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials* 7:114–117.

Garber D, Goldstein R (1994). Porcelain and Composite inlays and onlays. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; pp. 117–33.

Hara A, Serra M, Haiter-Neto F (2001). Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *American Journal of Dentistry*. Dec;14(6):383-6.

Hosney S, Kandil M, El-Mowafy O (2016). Radiopacity of different non-metallic CAD/CAM blocks. *International Journal of Prosthodontics* 29(3): 271-273

International Standards Organization (2009). ISO 4049, Dentistry Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3 ed. Geneva: ISO.

Kelly J, Nishimura I, Campbell S (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetics Dentistry*.;75:18-32.

Leinfelder K (2005). Indirect posterior composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*.;26:495–503.

Macchi R (2010). *Materiales Dentales*. 4ta ed. Buenos Aires, Argentina. Ed. Panamericana

Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España*;12(4):253- 263.

Mclean J (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetics Dentistry*. Jan;85(1):61-6.

Mejías K, Mena D (2012). Resin opacity and translucence different according to its size from particle and its clinical application. Trabajo de grado, Universidad Nacional de Colombia.

Miara P (1998). Aesthetic guidelines for second-generation inlays and onlay composite restorations. *Practical Periodontics and Aesthetics Dentistry*.;10:423–31.

Nandini S (2010). Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*. Oct-Dec; 13(4): 184–194.

O'Brien W (2002). Dental materials and their selection. 3rd ed. : 133-155.

Pekkan G, Pekkan K, Hatipoglu MG, Tuna SH (2011b). Comparative radiopacity of ceramics and metals with human and bovine dental tissues. The Journal of Prosthetic Dentistry 106:109–117.

Pekkan G (2016). Radiopacity of Dental Materials: An Overview. Avicenna Journal of Dental Research 8: e36847.

Pekkan G, Saridag S, Pekkan K, Helvacioğlu D (2016). Comparative radiopacity of conventional and full-contour Y-TZP ceramics. Dental Material Journal.;35(2):257–63.

Peutzfeldt A (2001). Indirect Resin and Ceramic Systems. Operative Dentistry.;1153–76

Practical Science, JADA (2003). Direct and Indirect Restorative Material; Vol. 134

Saridag S, Helvacioğlu-Yigit D, Alniacik G (2015). Radiopacity measurements of direct and indirect resin composites at different thicknesses using digital image analysis. Dental Materials Journal; 34(1): 13–18

Tveit AB, Espelid I (1986). Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. Dental Material Journal; 2:159-62.

Whaites E (2008). Fundamentos de Radiología Dental. 4ta ed. Barcelona, España: Elsevier Masson.