



UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTOS DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA Y

DE PATOLOGÍA Y MEDICINA ORAL

ÁREAS DE OPERATORIA DENTAL Y RADIOLOGÍA

EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE CEMENTOS EN BASE A

RESINA COMPUESTA

Paulo Maximiliano Gallardo Candia

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

2018



UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**DEPARTAMENTOS DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA Y
DE PATOLOGÍA Y MEDICINA ORAL**

ÁREAS DE OPERATORIA DENTAL Y RADIOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE CEMENTOS EN BASE A
RESINA COMPUESTA**

Paulo Maximiliano Gallardo Candia

**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

2018

A mi familia, por su amor y apoyo incondicional

AGRADECIMIENTOS

A mis tutores, profesores Dr. Juan Estay, Dra. Camila Corral y Dra. Sylvia Osorio, por permitirme participar en este proyecto, y por su disposición a la hora de apoyarme en este proceso. Muchas gracias.

A todos los que me acompañaron en este largo recorrido por la Universidad, amigos, compañeros, profesores, funcionarios, que estuvieron prestos a ayudar y entregar una mano cuando más lo necesitaba. El paso por esta carrera fue mucho más ameno gracias a Uds.

A mi querida esposa Karen, por acompañarme incondicionalmente y sustentar mi camino en esta vida universitaria. Lo que hoy logro, es también tuyo, es un éxito de nuestra pequeña familia. Vendrán cosas mejores y quiero compartirlas contigo. Te amo.

A mi familia, en especial mis padres y hermanos, por darme las herramientas para poder emprender este camino en sus inicios, y apoyarme constantemente en mi desarrollo. Los quiero mucho.

Y a Dios, por ser quién me guía en este caminar, y por haberme sustentado en este proceso, que me ha permitido crecer y enfrentar de mejor forma las pruebas de la vida.

Esta Tesis, que es el símbolo del término de mi etapa universitaria, está dedicada a todos Uds. Infinitas gracias.

ÍNDICE

I.	Resumen	6
II.	Marco teórico	7
	1. Radiopacidad de materiales dentales	7
	2. Cementos de Resina Compuesta	8
	3. Radiopacidad de Cementos de Resina Compuesta	15
III.	Hipótesis	21
IV.	Objetivos	21
	1. Objetivo general	21
	2. Objetivos específicos	21
V.	Metodología	22
	1. Tipo de Estudio	22
	2. Materiales	22
	3. Preparación de los cuerpos de prueba	24
	4. Evaluación de la Radiopacidad	26
	5. Análisis Estadístico	28
VI.	Resultados	30
	1. Evaluación de Radiopacidad de RelyX™ U200	30
	2. Evaluación de Radiopacidad de Calibra®	31
	3. Evaluación de Radiopacidad de Calibra® Universal	32
	4. Evaluación de Radiopacidad de Bifix® SE	33
	5. Evaluación de Radiopacidad de Fuji GC Gold Label 1	34
	6. Evaluación de Radiopacidad de Goldsmith Fosfato de Zinc	35
	7. Análisis Estadístico	36
VII.	Discusión	41
VIII.	Conclusiones	53
IX.	Referencias Bibliográficas	54

I RESUMEN

Introducción: La radiopacidad es una propiedad fundamental de los materiales dentales, porque permite distinguir radiográficamente a estos de las estructuras dentarias y adyacentes. Los cementos de resina compuesta han tenido resultados clínicos exitosos y han aumentado su uso a lo largo del último tiempo. Sin embargo, se ha reportado variabilidad en los resultados de radiopacidad que presentan, incluso dentro de aquellos del mismo tipo. El objetivo del siguiente trabajo fue determinar y comparar la radiopacidad de los cementos en base a resina compuesta: RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal y Bifix® SE y corroborar si estos cumplen con el valor mínimo requerido por las normas ISO 4049 e ISO 6876.

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 materiales RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal, Bifix® SE, Goldsmith Fosfato de Zinc y Fuji GC Gold Label 1. Las muestras fueron radiografiadas junto a una cuña de aluminio escalonada de 1 a 10 mm. Luego, las imágenes fueron analizadas con software computacional, para determinar el valor en escala de grises que presentaban y su respectivo valor en mm de Al. Los datos fueron analizados para comparar la radiopacidad de los materiales entre sí y comparar estos valores con los requisitos establecidos por las normativas.

Resultados: La radiopacidad equivalente en mm de Al fue de $1,67 \pm 0,07$ para RelyX™ U200, $2,84 \pm 0,18$ para Calibra®, $2,26 \pm 0,14$ para Calibra® Universal y $2,37 \pm 0,15$ para Bifix® SE. Estos valores son todos menores a los 3 mm de Al exigidos por la norma ISO 6876, y mayores al mismo grosor de aluminio exigido por la norma ISO 4049. Se establecieron cuatro grupos con diferencias estadísticas: RelyX™ U200, con la menor radiopacidad, Calibra® Universal, Bifix® SE y Fuji GC Gold Label 1, con radiopacidad intermedia, Calibra®, con radiopacidad mayor a los anteriores, y Goldsmith® Fosfato de Zinc, con la mayor radiopacidad.

Conclusiones: En el presente estudio se determinó que existen diferencias en la radiopacidad entre los cementos de resina compuesta estudiados. Estos cumplen con la radiopacidad exigida por la norma ISO 4049, mas no con lo requerido por la norma ISO 6876.

II MARCO TEÓRICO

II.1 RADIOPACIDAD DE MATERIALES DENTALES

La radiopacidad es la capacidad que posee un material de absorber en cierta medida los fotones de rayos X y, por ende, no permitir que estos atraviesen la estructura completamente. En general, la radiopacidad es más alta cuando el material tiene mayor grosor, densidad y/o número atómico (Contreras, 1986; Goaz y White, 1995; Whaites, 2008). En odontología, esta propiedad es fundamental para los materiales dentales, porque permite distinguir radiográficamente a estos de las estructuras dentarias y tejidos adyacentes (Akerboom y cols., 1993; Pekkan, 2016). También es valiosa para evaluar el éxito de injertos en la estructura ósea (Pekkan y cols., 2012), ubicar materiales aspirados por vía respiratoria o al impactarse en tejidos blandos en lesiones traumáticas (Pekkan, 2016).

Una adecuada radiopacidad de los materiales dentales favorece la valoración, a través del examen radiográfico, de una serie de aspectos presentes en las distintas restauraciones, tales como adaptación marginal, contorno, anatomía, así como también la presencia de caries secundaria, fracturas del material y brechas marginales (Curtis y cols., 1990; O'Rourke y cols., 1995; Pekkan, 2016). De ahí la importancia que cada uno de los materiales restauradores directos, liners, bases cavitarias, agentes cementantes, sistemas adhesivos, materiales de relleno del canal radicular y materiales restauradores provisionales y definitivos, tengan una adecuada radiopacidad en relación al grosor y cantidad en que serán utilizados, y en concordancia al propósito de uso de cada uno de ellos, para ser debidamente identificados en el examen radiográfico (Akerboom y cols., 1993; Pekkan y cols., 2011a; Pekkan y cols., 2011b; Pekkan y Ozcan, 2012; Dukic, 2017). En relación a los materiales que son usados para cementación de restauraciones indirectas, la radiopacidad es importante en la pesquisa radiográfica de la línea de cementación entre diente y restauración, para evaluar la presencia de excesos del material cementante, los que pueden ser perjudiciales para los tejidos periodontales si no son retirados correctamente, para detectar caries secundaria, y la presencia de adaptación marginal deficiente (Espelid y cols., 1991; Tsuge, 2009; Pekkan y

cols., 2011a; Pekkan y cols., 2011b; Pekkan y Ozcan, 2012; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017).

Según lo establecido por la *International Organization for Standardization* (ISO), la radiopacidad es medida en relación a un equivalente en grosor de aluminio, en milímetros (mm de Al), usando una curva de calibración bajo condiciones radiográficas controladas (ISO, 2009; Dukic, 2017). Es posible la comparación debido a que la radiopacidad de 1 mm de aluminio es equivalente a la de 1 mm de dentina (ISO, 2009), y se espera que los materiales de cementación 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, 2016). El uso de esta unidad de medida permite comparar la radiopacidad de diversos tipos de materiales dentales, incluidos los agentes de cementación, y además estandariza los distintos estudios que se realizan sobre radiopacidad de estos materiales (Pekkan, 2016).

Considerando la importancia de la adecuada radiopacidad que deben poseer los materiales dentales en relación a su indicación, es decir, si se utilizan en procedimientos de restauración, cementación o endodónticos (Akerboom y cols., 1993; Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016; Dukic, 2017), es que la *International Organization for Standardization* (ISO) ha publicado una serie de normativas y protocolos con el fin de regular, evaluar y estandarizar las distintas propiedades de los materiales dentales, entre ellas la radiopacidad. Estas normativas clasifican a los materiales dentales en relación a su indicación y composición (ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010; ISO, 2012).

II.2 CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA

Los cementos de resina compuesta son materiales usados para la cementación de restauraciones indirectas, especialmente aquellas de cerámica completa. Dentro de sus indicaciones están la cementación de coronas, prótesis fija plural, carillas, prótesis implanto soportadas, postes radiculares, inlays, onlays y overlays (Pekkan y Ozcan, 2012; Dukic, 2017). Estos cementos presentan ventajas cuando se les compara con los cementos convencionales, dentro de ellas una

mayor resistencia a la carga oclusal y a la fractura en materiales de recubrimiento cerámico, y una menor microfiltración (Dukic, 2017).

Los cementos de resina compuesta, basados en metil metacrilato, fueron los primeros desarrollados, alrededor del año 1950. Estos presentaban pobres propiedades físicas, tales como, alta contracción de polimerización, alta microfiltración, alto coeficiente de expansión térmica y dificultosa remoción de excesos, debido al bajo contenido de relleno que tenían (Ladha y Verma, 2010; Lad y cols., 2014). También presentaban altos niveles de amina residual, lo que contribuía a significativos cambios de color del material, posterior a la polimerización (Ladha y Verma, 2010).

En 1963, el Dr. Rafael Bowen desarrolló el primer metacrilato multifuncional usado en odontología, llamado bis-GMA, descrito como un éster aromático de dimetacrilato, sintetizado de una resina epóxica y metil metacrilato (Bowen, 1963). El Bis-GMA es extremadamente viscoso, motivo por el que un dimetacrilato de baja viscosidad, como el trietilen-glicol-dimetacrilato (TEGDMA) es combinado con bis-GMA para reducir su viscosidad (Ladha y Verma, 2010).

Los cementos de resina usados en la actualidad, están compuestos de una matriz resinosa de bis-GMA o dimetacrilato uretano y un relleno de finas partículas inorgánicas (20-80%) para asegurar un delgado grosor de película (Ladha y Verma, 2010). Están disponibles en presentaciones de polvo/líquido, en cápsulas, o sistemas pasta/pasta, y se clasifican en tres tipos, basados en el método de polimerización: curado químico, también llamado autocurado; fotocurado y de curado dual (Ladha y Verma, 2010). Dentro de sus ventajas se encuentran las altas fuerzas compresiva y traccional, baja solubilidad y unión micromecánica a esmalte, dentina, aleaciones y superficies cerámicas, previamente preparadas. Además, se distinguen cualidades estéticas, permitiendo un amplio rango de formas, colores y translucidez (O'Brien, 2002; Hill, 2007; Lad y cols., 2014). Se presentan una serie de desventajas, dentro de las más relevantes la sensibilidad en la técnica de manipulación, la que requiere grabado ácido previo y en ocasiones la aplicación de un agente adhesivo o primer, reacciones pulpares severas, bajo módulo de

elasticidad y dificultad en remoción de excesos (Rosentiel y cols., 1998; O'Brien, 2002; Hill, 2007; Ladha y Verma, 2010).

Para facilitar el procedimiento de adhesión en relación a la cantidad de pasos necesarios, el tiempo involucrado en ello y aumentar la capacidad adhesiva, aparecen en escena los cementos auto-adhesivos, basados en polímeros de relleno que permiten la adhesión sin necesidad de un agente adhesivo o grabado ácido aplicado previamente (Ferracane y cols., 2011). Con el propósito de incrementar la adhesión de los cementos convencionales de resina bis-GMA, se agregan monómeros adhesivos a la composición, los que permiten una unión química a la estructura dentaria y a la superficie de la restauración a cementar. Estos incluyen un monómero bifuncional de fosfato, el 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado (10-MDP) y un monómero carboxílico, el 4-metacriloxietil trimetilato (4-META) (Ferracane y cols., 2011). En relación al 10-MDP, se ha reportado que mejora la resistencia a la biodegradación de la interfase adhesiva basada en la formación de múltiples nanocapas de sales de calcio unidas a la molécula de 10-MDP sobre la dentina, que protegen las fibras colágenas de la hidrólisis, mejorando la longevidad de las restauraciones (Yoshida y cols., 2008; Turp y cols., 2013; Moncada y cols., 2014)

Una serie de estudios *in vitro* sobre las propiedades físicas y químicas de los cementos de resina auto-adhesivos han sido reportados, pero es aún insuficiente la información disponible sobre su comportamiento clínico (Ferracane y cols., 2011; Weiser y Behr, 2015). Sin embargo, su uso en la práctica clínica ha ido en aumento, debido principalmente a su facilidad de manejo, al incremento de la preferencia de restauraciones estéticas y a los avances que han conseguido en relación a adhesión química a las estructuras (Ferracane y cols., 2011; Turp y cols., 2013; Moncada y cols., 2014; Hosney y cols., 2017). Es así como, en el mercado nacional, hay una amplia variedad de cementos de resina compuesta con sistema adhesivo que se comercializan, algunos con más tiempo de distribución y otros más recientes. A continuación, se describirán algunos de estos cementos con mayor uso en nuestro país, así como otros que han ido haciendo su aparición en el último tiempo.

II.2.1 RelyX™ U200

RelyX™ U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) es un cemento en base a resina, auto-adhesivo, de curado dual, que aparece en el mercado el año 2012, con el objetivo de mejorar las propiedades físicas y facilidad de manejo de los cementos RelyX™ Unicem y RelyX™ U100 (3M ESPE, 2012a). Al ser auto-adhesivo, no requiere pretratamiento en la estructura dental, como grabado, primer ni adhesivo. El primer está incorporado en su fórmula, junto con un ácido débil, el que graba a medida que el primer infiltra, para luego recibir el adhesivo propiamente tal. RelyX™ U200 se presenta en dos pastas, base y catalizador. La pasta base, según lo declarado por el fabricante, está compuesta por fibra de vidrio, ésteres de ácidos fosfóricos metacrilados, TEGDMA, sílice silano, persulfato de sodio y aditivos reológicos. La pasta catalizadora, a su vez, se compone de fibra de vidrio, dimetacrilatos, sílice silano, p-toluensulfonato de sodio, hidróxido de calcio y aditivos reológicos. El tiempo de trabajo reportado para RelyX™ U200 es de 2 minutos, y el de fraguado, de 6 minutos. En el caso del tiempo de exposición al fotocurado, es de 20 segundos (3M ESPE, 2012b).

Según el fabricante, está indicado para toda la cementación auto-adhesiva permanente de las restauraciones indirectas, inlays, onlays, coronas y puentes en base a cerámicas, composite o metal, postes y tornillos, puentes Maryland de 2 o más piezas, puentes de 3 piezas retenidos mediante inlays/onlays y restauraciones totalmente cerámicas, de composite o metálicas sobre pilares de implantes. No está indicado para la cementación de carillas (3M ESPE, 2012a). Existe controversia sobre su real capacidad auto-adhesiva. Estudios sugieren acondicionar previamente la dentina o esmalte con algún agente de grabado, como ácido fosfórico, EDTA o ácido poliacrílico, para aumentar la fuerza adhesiva del cemento (Rodrigues y cols., 2015; Youm y cols., 2015; Sekhri y cols., 2016).

En relación a las propiedades físicas del RelyX™ U200, existen reportes principalmente *in vitro*. Presenta mayor fuerza adhesiva en esmalte y dentina, en comparación a otros cementos auto-adhesivos y a cementos de ionómero modificados con resina (Pathak y cols., 2016; Pedreira y cols., 2016; Simões y cols., 2016). También se han reportado menores valores de contracción de polimerización

y de grado de conversión que en el caso de cementos adhesivos convencionales (Pulido y cols., 2016). En relación a la propiedad de ser cemento de curado dual, estudios han demostrado que el autocurado no es efectivo en la adecuada polimerización por sí solo y se requiere de la activación por luz, para mejorar el grado de conversión y polimerización, dureza del cemento, solubilidad y fuerza adhesiva (De Souza y cols., 2015).

En general, debido a que RelyX™ U200 es un cemento relativamente nuevo, no hay suficiente literatura disponible que evalúe su comportamiento clínico, así como tampoco *in vitro*.

II.2.2 Calibra®

Calibra® (Dentsply, Milford, DE, USA), es un cemento de resina estético, de curado dual, que se utiliza después de aplicar un adhesivo adecuado para dentina o esmalte, posterior a grabado ácido total, y así crear una unión adhesiva (Dentsply, 2012a). Calibra® se presenta en dos pastas, una catalizadora, en diversas viscosidades, y otra base, en variados colores. Según su fabricante, la pasta base se compone de bis-GMA, vidrio de borato de bario fluoroaluminosilicato, resina dimetacrilato polimerizable, dióxido de titanio y sílica hidrofóbica amorfa. Por su parte, la pasta catalizadora presenta los mismos componentes de la base, más peróxido de benzoilo (Dentsply, 2012b). Se indica para la cementación adhesiva de coronas de cerámica, carillas, inlays, onlays, prótesis fija plural y postes prefabricados (Dentsply, 2012a).

Al ser de curado dual, permite optimizar el proceso de polimerización, incluso cuando el fotocurado es atenuado o se encuentra bloqueado por la presencia de una restauración indirecta (Milleding y cols., 1995; Oliveira y cols., 2012). Estudios *in vitro* han demostrado mayor grado de conversión en auto y fotocurado cuando se le compara con otros cementos de curado dual (Arrais y cols., 2009), conversión que se mantiene cuando se interpone un material de restauración indirecto. Se ha establecido que este grado de conversión se ve favorecido a temperaturas iguales o superiores a 37°C (Oliveira y cols., 2012). En relación a su desintegración en el

medio bucal, se ha reportado que ésta es menor comparada con los cementos convencionales, tales como los de fosfato de zinc y vidrio ionómero (Gemalmaz y cols., 2012).

En relación a la cementación de postes intrarradiculares y sus propiedades físicas, se ha reportado que espigas cementadas con Calibra® tienen una resistencia a la fractura intermedia respecto a otros cementos de resina (Gopal y cols., 2017). Además, se ha establecido una menor resistencia al desalojo cuando se le compara con otros cementos de resina (Das y cols., 2015).

II.2.3 Calibra® Universal

Calibra® Universal (Dentsply, Milford, DE, USA) es un cemento de resina auto-adhesivo, de curado dual, creado con el fin de mejorar la facilidad de manejo y las propiedades del cemento Calibra® (Dentsply, 2017a). Fue creado en 2017, viniendo a reemplazar al tradicional SmartCem®2, de la misma compañía. Se encuentra disponible en una jeringa dual, que se compone de una pasta base y una catalizadora, con variedad de colores: translúcido, bleach (blanqueamiento), claro, medio y opaco (Dentsply, 2017a). Según lo indicado por su fabricante, las pastas se componen de dimetacrilato de uretano, resinas de di- y tri-metacrilato, HEMA, resinas de acrilato modificadas con ácido fosfórico, vidrio de borato de bario fluoroaluminosilicato, iniciador orgánico de peróxido, canforoquinona, óxido de fosfeno, aceleradores, hidroxitolueno butilado, estabilizador UV, dióxido de titanio, óxido de hierro, partículas de óxido de silicio de relleno inorgánico que van de 16 nm a 7 µm y relleno de 48,7% en volumen (Dentsply, 2017b). Dentro de sus indicaciones se encuentran la cementación permanente de todo tipo de restauraciones indirectas, como inlays, onlays, coronas, puentes y postes, de cerámica, composite o metales (Dentsply, 2017a).

Al ser un cemento de reciente aparición en el mercado, no presenta estudios publicados que evalúen sus propiedades físicas o químicas. La información con la que se cuenta se refiere a su mencionado predecesor, SmartCem®2, el que tiene una composición muy similar a Calibra® Universal (Dentsply, 2012a; Hattar y cols.,

2014). Respecto a las propiedades de este cemento, se han reportado altos valores de fuerza de adhesión a aleaciones metálicas comparado con otros cementos auto-adhesivos, esto debido principalmente a la presencia en su composición del monómero hidrofílico 4-META, el que se ha demostrado que tiene un rol fundamental en la unión química al sustrato, sea éste la estructura dentaria o el material de restauración indirecto (Nagakane y cols., 2006; Minami y Tanaka, 2013; Hattar y cols., 2014). Por su parte, respecto a la resistencia de adhesión a la estructura dentaria, es intermedia comparada con otros cementos adhesivos (Hitz y cols., 2012; Hattar y cols., 2015). Además, presenta mayor resistencia a la fractura en la cementación de postes intrarradiculares, cuando se le compara con otros cementos de resina (Gopal y cols., 2017).

II.2.4 Bifix® SE

Bifix® SE (Voco GmbH, Cuxhaven, Alemania) es un cemento de resina auto-adhesivo, de curado dual, desarrollado en el año 2005, para mejorar las propiedades de Bifix® QM. Al ser auto-adhesivo no requiere de grabado previo ni aplicación de agente adhesivo (Voco GmbH, 2017). Su presentación es en jeringa de automezcla, con dos tubos, uno base y otro catalizador, en proporción 4:1 respectivamente. Se encuentra en tres colores, universal, transparente y blanco opaco (Gerth y cols., 2006; Voco GmbH, 2017). Según lo establecido por su fabricante, se compone de bis-GMA, UDMA, glicerol dimetacrilato, monómeros fosfatados, iniciadores, estabilizadores, relleno vítreo de tamaño promedio 2 µm, de 70% en peso y 45% en volumen. Se establece un tiempo de fotocurado de 20 segundos por cada superficie a cementar (Ferracane y cols., 2011; Voco GmbH, 2017). Está indicado para la cementación definitiva de inlays, onlays, coronas, puentes de cerámica, dióxido de zirconio, composites y metal. También en la cementación definitiva de espigas metálicas, cerámicas, de zirconio y de fibra (Voco GmbH, 2017).

Se presenta poca evidencia sobre este cemento, la que principalmente es de estudios *in vitro*. Aschenbrenner y cols. evalúan la adaptación marginal entre diente y restauración cementada con variados cementos auto-adhesivos, entre ellos Bifix®

SE y se les compara con cementos de resina convencionales, concluyendo que los primeros presentan mejor adaptación marginal, siendo mayor en esmalte que dentina, pudiendo ser explicada esta diferencia por los bajos niveles de pH que alcanzan estos cementos comparados con los de resina convencional (Aschenbrenner y cols., 2012; Weiser y Behr, 2015). Cuando es usado para cementación de espigas intrarradiculares, se ha reportado que Bifix® SE presenta altos valores de resistencia al desalajo cuando se le compara con otros cementos auto-adhesivos (Ebert y cols., 2011).

II.3 RADIOPACIDAD DE CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA

En los cementos de resina compuesta se han reportado diferencias en sus propiedades físicas y químicas, incluso dentro de aquellos cementos del mismo tipo (Ladha y Verma, 2010; Ferracane y cols., 2011; Lad y cols., 2014; Weiser y Behr, 2015). Sin embargo, sus resultados clínicos han sido exitosos, y su uso se ha incrementado en los últimos años (Ferracane y cols., 2011; Hosney y cols., 2017). De manera similar a otras propiedades, la radiopacidad reportada también se presenta con gran variabilidad en los resultados obtenidos en los distintos cementos estudiados, independiente del tipo de sistema adhesivo que presenten (Pekkan y Ozcan, 2012; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017).

Como se mencionó anteriormente, la radiopacidad es una propiedad fundamental en los materiales de cementación, ya que permite detectar caries secundaria, adaptación marginal deficiente, excesos del material cementante y evaluar la interfaz entre diente y restauración (Espelid y cols., 1991; Tsuge, 2009; Hosney y cols., 2017). Por ello, las normativas ISO incluyen requerimientos específicos sobre esta propiedad, y en el caso de los cementos de resina, en específico, se presenta la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros” (ISO, 2009). Esta norma establece que los materiales de cementación en base a resina deben poseer una igual o mayor radiopacidad a la del mismo grosor de aluminio (ISO, 2009).

Ciertos autores difieren respecto a la radiopacidad estándar establecida por las normas ISO, mencionando que se debería distinguir en relación al tejido sobre el cual se usará el material cementante, sea esto en esmalte o dentina, debido a que el esmalte posee una radiopacidad mayor a la dentina, en un equivalente a 2 mm. de Al. (Pekkan, 2016). Por ende, sugieren que estos materiales presenten radiopacidad equivalente a la del esmalte, para así favorecer la detección de caries secundaria y fallas en la adaptación marginal en ese tejido (Pekkan y Ozcan, 2012). Si bien es cierto, la norma ISO 4049 establece un mínimo de radiopacidad para los materiales de cementación, esta norma no determina un valor máximo (ISO, 2009). Está descrito que materiales con niveles de radiopacidad muy alto dificultan la correcta interpretación radiográfica y evaluación de la cementación (Gu y cols., 2006).

Se debe considerar que una de las indicaciones de los cementos en base a resina es la cementación de espigas de fibra intrarradiculares. En este caso, el material cementante estará en relación a estructuras óseas que se superponen radiográficamente, y en la norma ISO 6876: "Materiales de sellado del canal radicular", no se incluyen los materiales en base a polímeros. Esta norma establece que los materiales de sellado radicular deben presentar una radiopacidad equivalente a por lo menos 3 mm de Al., situación que no estaría normada entonces para los cementos en base a resina compuesta usados para la cementación de postes intrarradiculares (ISO, 2012). Esta consideración toma mayor relevancia cuando se ha reportado presencia de burbujas en la interfaz diente-espiga, en cementación con resinas auto-adhesivas (Pedreira y cols., 2016) y la necesidad de cementos de mayor radiopacidad cuando se usan con postes de fibra menos radiopacos (Furtos y cols., 2012).

Dentro de las indicaciones de los cementos de resina compuesta está la cementación de carillas, restauraciones indirectas no metálicas como inlays, onlays y coronas cerámicas. Estudios de radiopacidad realizados en diferentes bloques de CAD/CAM demuestran que aquellos bloques basados en cerámica glaseada (leucita, disilicato de calcio) presentan valores de radiopacidad cercanos a la dentina, equivalentes a 1,15 mm de Al. (Hosney y cols., 2016). Esto dificulta la

correcta identificación de la línea de cementación entre diente y restauración, la que busca evaluar la condición de esta restauración por medio de controles radiográficos (Hosney y cols., 2017). En un estudio reciente, se evaluó esta interfaz entre diente y restauración indirecta cerámica, cementada con diferentes materiales de resina que presentaban variedad en su nivel de radiopacidad, y se concluyó que es preferible un cemento que tenga una radiopacidad mayor, donde es factible de pesquisar correctamente esta línea de cementación (Hosney y cols., 2017). En cementos con niveles de radiopacidad bajo el ideal, es decir, muy cercanos a los valores de la dentina y de los materiales cerámicos, se hace dificultoso distinguir esta interfaz (Hosney y cols., 2017)

La cantidad y tipo de relleno radiopaco, y el peso atómico de las partículas de relleno inorgánico influyen en la radiopacidad de los cementos de resina, resultando en una proporción directa entre porcentaje de relleno y radiopacidad (Taira y cols., 1993; Tsuge, 2009; Furtos y cols., 2012; Pekkan y Ozcan, 2012). Esta condición debe considerarse adecuadamente en los cementos en base a resina, debido a que estos agentes de relleno incrementan la expansión térmica del cemento e hidrolizan los silanos, pudiendo aumentar el nivel de opacidad de los materiales e inestabilidad del color (Amirouche-Korichi y cols., 2009). Los aditivos radiopacificadores usados en cementos de resina son aluminio, bario, iterbio, itrio, zinc y zirconio, los que presentan distintos pesos atómicos, lo que explicaría la variabilidad encontrada en los valores de radiopacidad de distintos cementos de resina (Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016).

II.3.1 Radiopacidad de RelyX™ U200

El agente radiopacificador de RelyX™ U200 es su relleno inorgánico, el que corresponde a un 43% en volumen (Furtos y cols., 2012; Dukic, 2017). En relación al valor de radiopacidad que presenta, sólo existe un estudio que la evalúa, llegando a valores entre 2 y 2,5 mm de aluminio (Dukic, 2017).

II.3.2 Radiopacidad de Calibra®

Sólo un estudio ha determinado la radiopacidad de Calibra®, en el que se observó que es significativamente más radiopaco que esmalte y dentina, con un valor de 3,51 mm de Al, siendo uno de los cementos de mayor valor de radiopacidad de los estudiados (Montes-Fariza y cols., 2016). Esto se debe principalmente a su relleno de titanio presente en la pasta base, el que tiene un alto número atómico, lo que favorece un mayor valor de radiopacidad (Furtos y cols., 2012; Montes-Fariza y cols., 2016).

II.3.3 Radiopacidad de Calibra® Universal

No existen estudios que evalúen la radiopacidad de este cemento, considerando que su denominación es reciente y viene a reemplazar a SmartCem®2 (Dentsply, 2017a). De todas formas, su predecesor tampoco reportaba estudio que evaluara esta propiedad, por lo que no hay antecedentes sobre el valor de radiopacidad de este cemento. De todas formas, su fabricante establece que es un cemento radiopaco, sin entregar valores específicos (Dentsply, 2017a). Dentro de su composición química, es de considerar que la cantidad de titanio, elemento con alto número atómico, así como el alto porcentaje de relleno inorgánico que presenta, determinen el nivel de radiopacidad de este cemento (Watts, 1987; Furtos y cols., 2012).

II.3.4 Radiopacidad de Bifix® SE

Se ha reportado sólo un estudio que evalúa la radiopacidad de este cemento. Dukic estableció valores para esta propiedad, obtenidos a diferentes tiempos de exposición y voltaje de la toma radiográfica, los que varían en el rango de 2,27 a 2,79 mm de Al, en todos los casos por sobre los valores de esmalte y dentina (Dukic, 2017). El alto porcentaje de relleno inorgánico, que alcanza al 70% peso, puede ser el determinante de la radiopacidad presente en este cemento (Furtos y cols., 2012).

II.3.5 Exigencias de radiopacidad según normas ISO

Los cementos de resina compuesta RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal y Bifix® SE tienen dentro de sus indicaciones la cementación definitiva de restauraciones indirectas de todo tipo, por lo que pueden ser incorporados dentro de la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, la que establece que la radiopacidad debe ser igual o superior a la de 1 mm de Al (ISO, 2009). Es así como, según los antecedentes reportados respecto a los valores de radiopacidad, RelyX™ U200, Calibra® y Bifix® SE cumplen con la norma, sin dejar de considerar que la evidencia es escasa, habiendo sólo un estudio que evalúa esta propiedad para cada cemento (Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017). En el caso de Calibra® Universal no existen estudios que evalúen su radiopacidad, por lo que no hay evidencia sobre si cumple con lo establecido por la norma.

Como se mencionó anteriormente, ciertos autores difieren respecto al estándar establecido por la norma ISO 4049, indicando que debería considerarse el tejido sobre el cual tendrá contacto el cemento, diferenciando entre dentina y esmalte (Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016). Respecto a este último, diversos estudios han determinado que el esmalte presenta un nivel de radiopacidad equivalente a un rango que va de 1,58 a 2,33 mm de Al, por lo que RelyX™ U200 y Bifix® SE no tendrían valores de radiopacidad por sobre la de este tejido, o lo sobrepasarían levemente, dependiendo de las condiciones de la toma radiográfica. Sólo Calibra® estaría por encima de estos valores (Tsuge, 2009; An y cols., 2015; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017).

Los cementos antes señalados tienen como indicaciones señaladas por sus fabricantes la cementación de espigas intrarradiculares, caso en el cual se sobreproyectarían una serie de estructuras en la toma radiográfica. La norma ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”, establece que todo material de sellado radicular debe presentar un valor de radiopacidad igual o superior a 3 mm de Al (ISO, 2012). Pero esta norma no incluye a los materiales en base a polímeros, por lo que no habría estándar que regule esta indicación de los cementos de resina compuesta (Pedreira y cols., 2016). Al respecto, el único cemento de los incluidos

en este estudio que cumpliría con este parámetro sería Calibra®, con un valor de radiopacidad de 3,51 mm de Al, sin dejar de considerar la escasa evidencia reportada (Montes-Fariza y cols., 2016).

A pesar que, la radiopacidad es una propiedad fundamental en los materiales usados en cementación de restauraciones indirectas, que permite evaluar los excesos del agente cementante, la adaptación marginal, la línea de cementación y la presencia de caries secundaria, la evidencia reportada en los estudios sobre esta propiedad en los cementos de resina compuesta es escasa y es menor aún en relación a los agentes cementantes más recientes. Además, los resultados arrojados en estos estudios demuestran amplia variabilidad entre los valores de radiopacidad de los cementos de resina estudiados, que no tienen relación con el tipo de sistema adhesivo que presentan. Considerando lo anterior, se requiere realizar más estudios que evalúen la radiopacidad de los cementos de resina compuesta, aportando así a la evidencia existente y determinando la variabilidad en relación al valor de radiopacidad de los agentes cementantes recientes, comparándolos con materiales de indicaciones similares, de diferente composición.

III HIPÓTESIS

Existen diferencias en el valor de radiopacidad entre los cementos de resina compuesta y respecto a lo requerido por las normas ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, e ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”.

IV OBJETIVOS

IV.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la radiopacidad de cementos de resina compuesta y verificar si cumplen las normas ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, e ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”.

IV.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el valor de escala de grises de RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal, Bifix® SE, Goldsmith Fosfato de Zinc y Fuji GC Gold Label 1, mediante software computacional.
- Determinar el valor de radiopacidad de RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal, Bifix® SE, Goldsmith Fosfato de Zinc y Fuji GC Gold Label 1, mediante software computacional.
- Comparar los valores de radiopacidad obtenidos entre los distintos materiales en estudio.
- Determinar si los valores de radiopacidad obtenidos cumplen con las normas ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, e ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”.

V METODOLOGÍA

V.1 TIPO DE ESTUDIO

Este trabajo de investigación consistió en un estudio experimental *in vitro*, en donde se determinó y comparó la radiopacidad de cuatro cementos de resina compuesta disponibles en el mercado nacional. Se utilizó como referencia cemento de vidrio ionómero y cemento de fosfato de zinc, que tienen indicaciones similares a los cementos de resina compuesta y su radiopacidad ha sido ampliamente estudiada.

Esta 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 Imagenología de la Clínica Odontológica de la misma facultad.

V.2 MATERIALES

V.2.1 Grupo Experimental: Materiales de cemento de resina compuesta

- RelyX™ U200 [Clicker, A30] (3M ESPE, St. Paul, MN, USA): cemento de resina compuesta auto-adhesivo, de curado dual.
- Calibra® [Base-Light, Regular Viscosity] (Dentsply, Milford, DE, USA): cemento de resina compuesta adhesivo (grabado total), de curado dual.
- Calibra® Universal [Light] (Dentsply, Milford, DE, USA): cemento de resina compuesta auto-adhesivo, de curado dual.
- Bifix® SE [Universal] (Voco GmbH, Cuxhaven, Alemania): cemento de resina compuesta auto-adhesivo, de curado dual.

V.2.2 Grupo Control: Materiales de referencia con aplicaciones similares

- Fuji GC Gold Label 1 (GC America Inc., Illinois, USA): cemento de vidrio ionómero convencional.
- Goldsmith® Fosfato de Zinc (Goldsmith, USA): cemento de fosfato de zinc.



Figura 1. Cementos de resina compuesta. (a) RelyX™ U200. (b) Calibra®. (c) Calibra® Universal. (d) Bifix® SE.



Figura 2. Cementos con aplicaciones similares. (a) Fuji GC Gold Label 1. (b) Goldsmith® Fosfato de Zinc.

V.3 PREPARACIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

Se prepararon los materiales siguiendo las indicaciones de las normas ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros” e ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular” (ISO, 2009; ISO, 2012)

V.3.1 RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal y Bifix® SE

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. Debido al sistema de automezcla presente en Calibra® Universal y Bifix® SE, éstos se aplicaron de manera directa en un molde (diseñado e impreso en 3D para asegurar un grosor apropiado). En el caso de RelyX™ U200 y Calibra®, se procedió a realizar la mezcla manual de estos materiales (base y catalizador) en bloques dispuestos para ello, y luego se aplicaron en el molde señalado. Sobre y bajo este molde, se posicionaron portaobjetos de vidrio y se procedió a polimerizar las muestras a través de estos, durante 20 segundos a cada lado, según las indicaciones del fabricante. Posterior a su polimerización, las muestras se mantuvieron en una estufa a 37 ± 2 °C (*Estufa UN30*, Memmert) por 24 horas, a la espera de su completo endurecimiento.

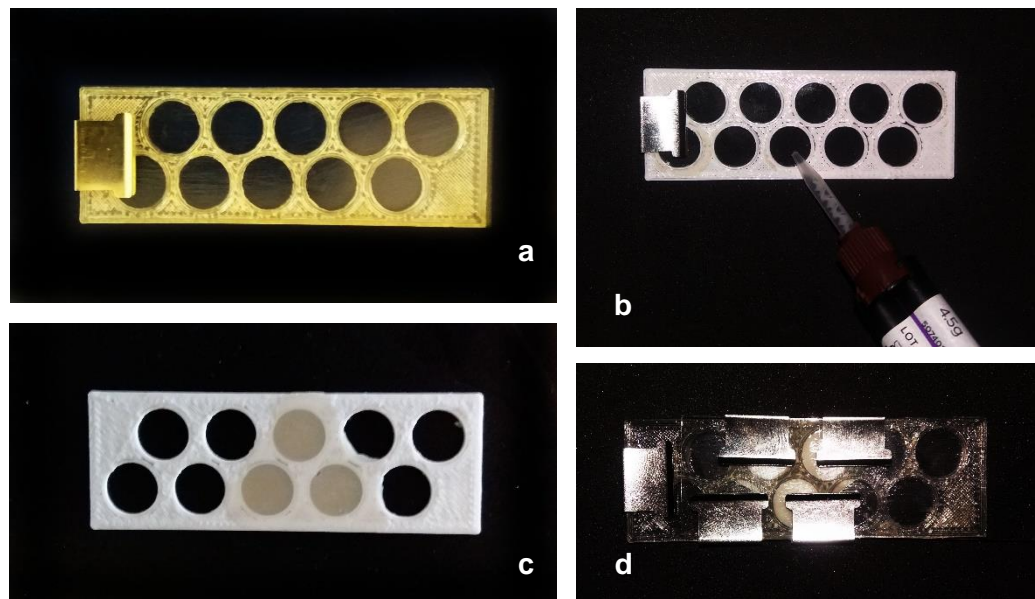


Figura 3. Preparación de los cuerpos de prueba. (a) Molde. (b) Aplicación de material mediante punta de automezcla. (c) Material en molde. (d) Molde y portaobjetos de vidrio.

V.3.2 Fuji GC Gold Label 1 y Goldsmith® Fosfato de Zinc

En el caso de los cementos del grupo control, con indicaciones similares a cementos de resina, y diferente composición química, Fuji GC Gold Label 1 y Goldsmith® Fosfato de Zinc, se mezclaron polvo y líquido de acuerdo a las indicaciones del fabricante, y se aplicaron en el molde. Sobre y bajo éste, se posicionaron los portaobjetos. Tanto molde como portaobjetos fueron cubiertos con una delgada película de vaselina sólida. Las muestras se mantuvieron en una estufa a 37 ± 2 °C (*Estufa UN30*, Memmert) por 24 horas.

V.3.3 Selección de los cuerpos de prueba

El grosor de las muestras confeccionadas se corroboró con un pie de metro digital (*Pie de metro e5001002*, Veto, Chile), y se seleccionó solo aquellos que presentaron un espesor de $1 \pm 0,1$ mm (siguiendo las indicaciones de la norma ISO 4049).

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

Este procedimiento se realizó hasta obtener 5 muestras por cada material que cumplieran con las exigencias descritas previamente.

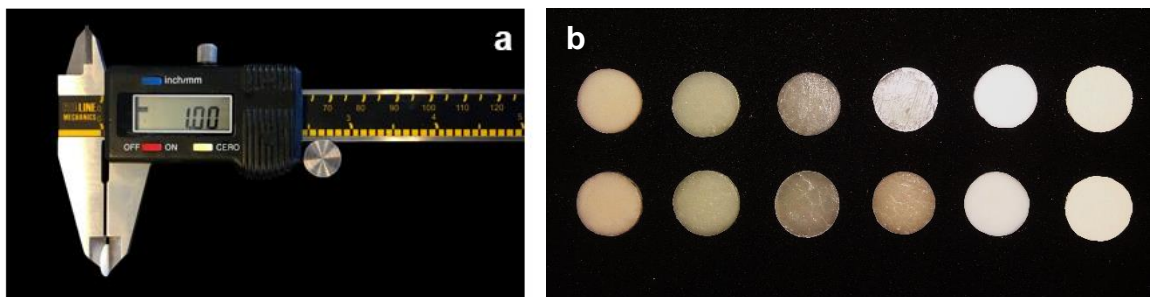


Figura 4. (a) Pie de metro digital. Calibración de cuerpos de prueba. (b) Selección de cuerpos de prueba con grosor $1 \pm 0,1$ mm.

V.4 EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD

V.4.1 Obtención de la 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 fotoestimulante (PSP) oclusal, tamaño 48x54 mm, *FireCR Dental* (3DISC Corp., Daejeon, Korea).

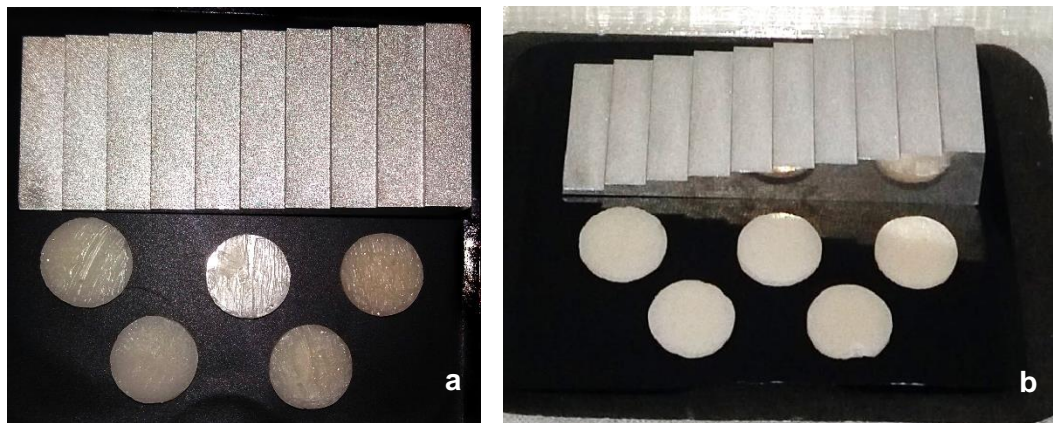


Figura 5. (a) y (b) Cuerpos de prueba y cuña escalonada de aluminio sobre película PSP

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 0,4 segundos. El equipo a utilizar fue *MyRay RXAC* (Imola, Italia), 70 Kv y 8 mA. La toma radiográfica se realizó por un solo operador, odontólogo, especialista en Radiología Maxilofacial.

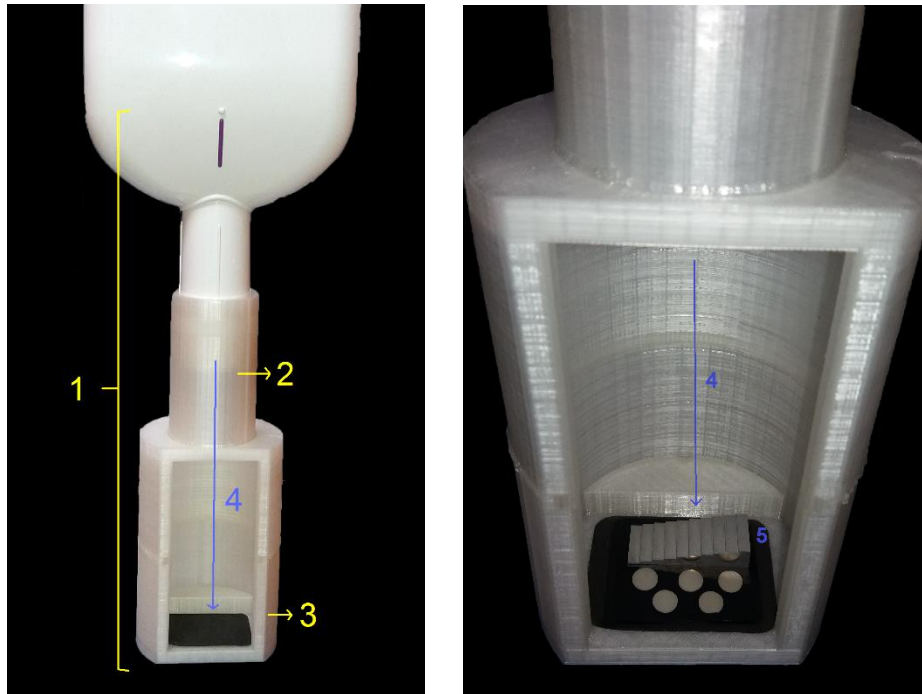


Figura 6. Esquema de dispositivo para estandarizar técnica radiográfica.

(1). Distancia del cátodo al plano de proyección 400 mm ISO 4049-2009.

(2). Posicionador para asegurar la perpendicularidad al plano de Proyección.

(3). Base estructural.

(4). Rayo X central.

(5). Elemento de fijación y posicionamiento de plano de proyección.

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, Finlandia). Posteriormente la imagen se exportó en formato *tiff* sin compresión ni filtros de mejoramiento.

Los archivos *tiff* fueron utilizados mediante el programa *Adobe Photoshop CC* (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 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 determinó 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.

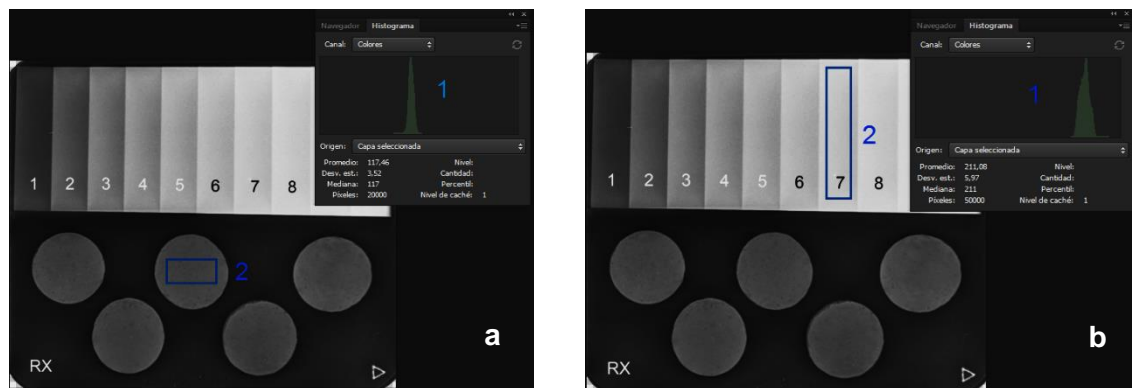


Figura 7. (a) y (b) Análisis de Radiografía en Software Photoshop CC (1) Histogramas.
(2) Área representativa de cuerpo de prueba (a) y de cuña de aluminio (b).

V.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos de valor de gris obtenidos se tabularon en el programa *Microsoft Excel 2016* (Microsoft, Washington, USA). Luego se graficó la curva “Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises” y, mediante ésta, se determinó la radiopacidad equivalente, en milímetros de aluminio, del valor de gris de cada una de las muestras a partir de la ecuación logarítmica entregada por la curva calculada con *Microsoft Excel 2016* (Microsoft, Washington, USA).

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 desviación estándar, y se corroboró si estos cumplían con los requisitos de radiopacidad mínima exigidos por las normas ISO 4049: "Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros", e ISO 6876: "Materiales de sellado del canal radicular". A continuación, se utilizó test de *Shapiro-Wilk* para determinar la normalidad de la distribución de los datos. Finalmente, una vez que se determinó que la distribución era normal, los datos entre grupos se analizaron con *ANOVA* de un factor y post-hoc *HSD Turkey*, con un nivel de significancia de $p=0,05$.

VI RESULTADOS

VI.1 Evaluación de la Radiopacidad de RelyX™ U200

En la Figura 8 se observa la imagen de la radiografía obtenida con muestras de RelyX™ U200 junto a la cuña escalonada de aluminio, y el respectivo gráfico de relación entre Milímetros de Aluminio y Valor en Escala de Grises.

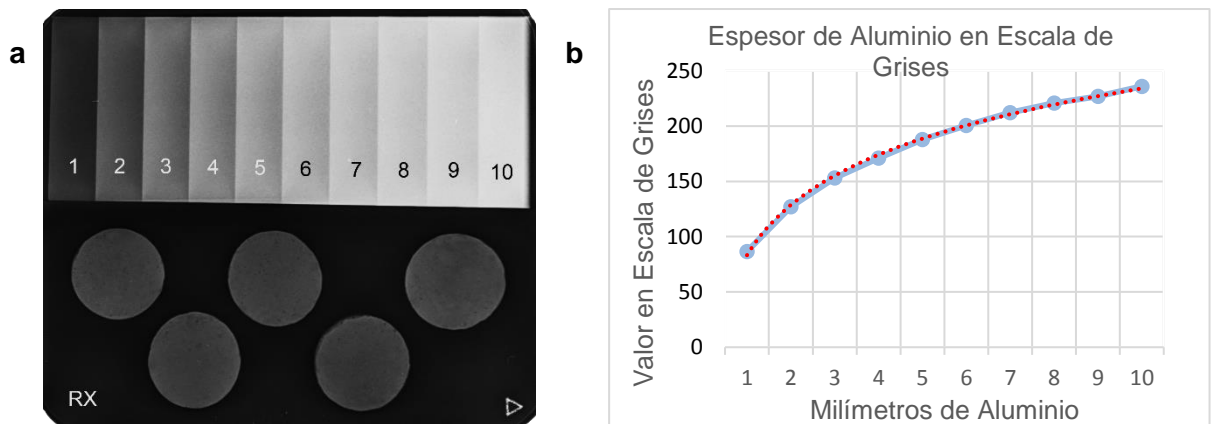


Figura 8. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de RelyX™ U200 de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de RelyX™ U200 es de $116,84 \pm 2,74$. La radiopacidad equivalente de RelyX™ U200, en milímetros de Aluminio, es de $1,67 \pm 0,07$ mm (Tabla 1).

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

Muestras de RelyX™ U200	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	116,43	1,66
Muestra 2	117,53	1,69
Muestra 3	120,98	1,78
Muestra 4	115,74	1,64
Muestra 5	113,52	1,58
Media \pm Desviación Estándar	$116,84 \pm 2,74$	$1,67 \pm 0,07$

VI.2 Evaluación de la Radiopacidad de Calibra®

En la Figura 9 se observa la radiografía obtenida con muestras de Calibra® junto a la cuña escalonada de aluminio, y su respectivo gráfico de relación entre Milímetros de Aluminio y su Valor en Escala de Grises.

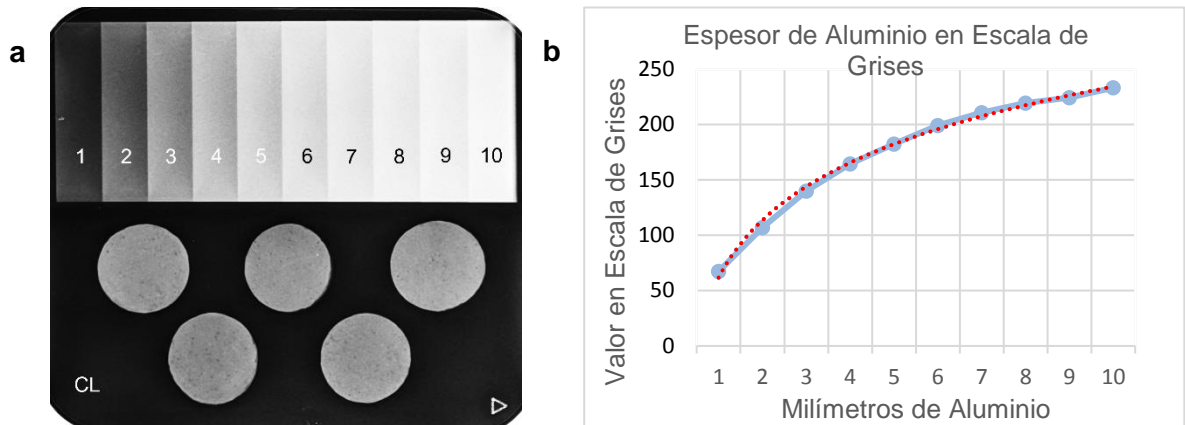


Figura 9. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de Calibra® Universal de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Calibra® es de $139,85 \pm 4,63$. La radiopacidad equivalente de Calibra®, en milímetros de Aluminio, es de $2,84 \pm 0,18$ mm (Tabla 2).

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

Muestras de Calibra®	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	139,55	2,83
Muestra 2	140,53	2,86
Muestra 3	146,39	3,10
Muestra 4	133,34	2,60
Muestra 5	139,43	2,82
Media \pm Desviación Estándar	$139,85 \pm 4,63$	$2,84 \pm 0,18$

VI.3 Evaluación de la Radiopacidad de Calibra® Universal

En la Figura 10 se observa la imagen radiográfica obtenida con muestras de Calibra® Universal junto a la cuña escalonada de aluminio, y el respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.

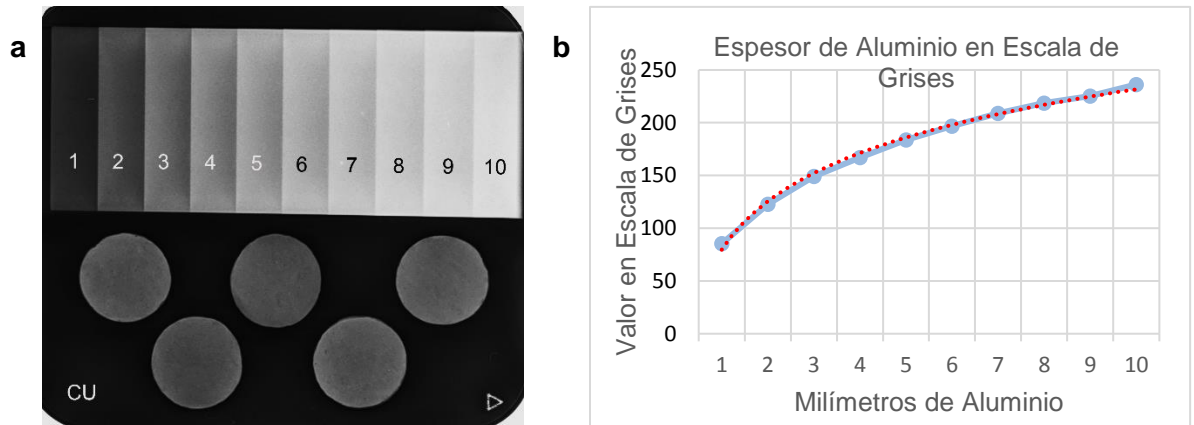


Figura 10. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de Calibra® Universal de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada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

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Calibra® Universal es de $133,48 \pm 4,13$. La radiopacidad equivalente de Calibra® Universal, en milímetros de Aluminio, es de $2,26 \pm 0,14$ mm (Tabla 3).

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

Muestras de Calibra® Universal	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	131,71	2,20
Muestra 2	132,35	2,22
Muestra 3	139,62	2,48
Muestra 4	128,64	2,10
Muestra 5	135,10	2,32
Media \pm Desviación Estándar	$133,48 \pm 4,13$	$2,26 \pm 0,14$

VI.4 Evaluación de la Radiopacidad de Bifix® SE

En la Figura 11 se muestra la imagen radiográfica obtenida con las muestras de Bifix® SE junto con la cuña escalonada de aluminio, y el respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.

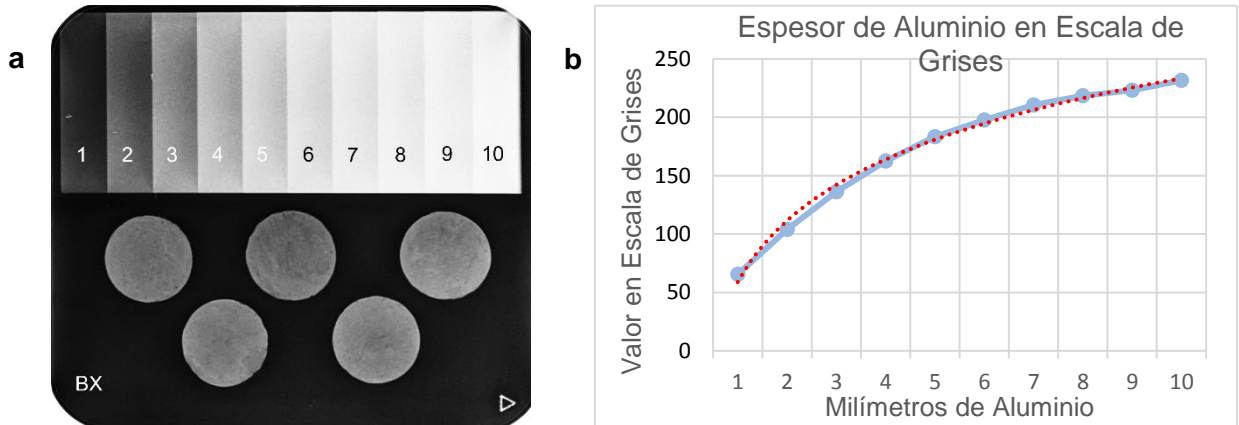


Figura 13. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de Bifix® SE de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) del valor en escala de grises de las muestras de Bifix®SE es de $124,22 \pm 4,80$. Por su parte, la radiopacidad equivalente, medida en milímetros de Aluminio, es de $2,37 \pm 0,15$ mm (Tabla 4).

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

Muestras de Bifix®SE	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	120,80	2,26
Muestra 2	118,58	2,20
Muestra 3	130,48	2,57
Muestra 4	123,93	2,36
Muestra 5	127,29	2,47
Media \pm Desviación Estándar	$124,22 \pm 4,80$	$2,37 \pm 0,15$

VI.5 Evaluación de la Radiopacidad de Fuji GC Gold Label 1

En la Figura 12 se observa la imagen de la radiografía obtenida con las muestras de Fuji GC Gold Label 1 junto a la cuña escalonada de aluminio, y el respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.

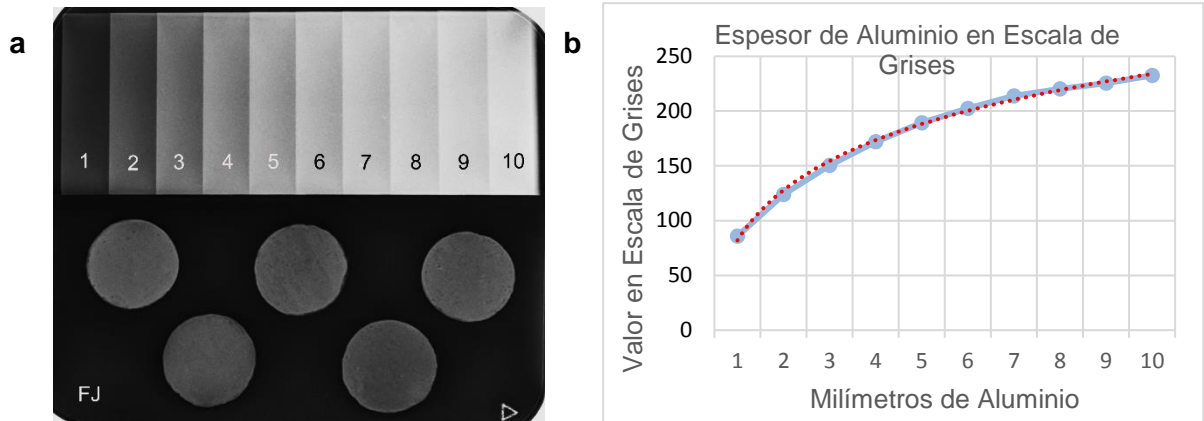


Figura 12. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de Fuji GC Gold Label 1 de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) del valor en escala de grises de las muestras de Fuji GC Gold Label es de $131,42 \pm 4,99$. Por su parte, la radiopacidad equivalente, medida en milímetros de Aluminio, es de $2,12 \pm 0,16$ mm (Tabla 5).

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

Muestras de Fuji GC Gold Label 1	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	136,08	2,27
Muestra 2	130,75	2,09
Muestra 3	134,50	2,22
Muestra 4	132,53	2,15
Muestra 5	123,24	1,86
Media \pm Desviación Estándar	$131,42 \pm 4,99$	$2,12 \pm 0,16$

VI.6 Evaluación de la Radiopacidad de Goldsmith® Fosfato de Zinc

En la Figura 13 se observa la imagen radiográfica obtenida con las muestras de Goldsmith® Fosfato de Zinc junto a la cuña de aluminio escalonada, y su respectivo gráfico de relación Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises.

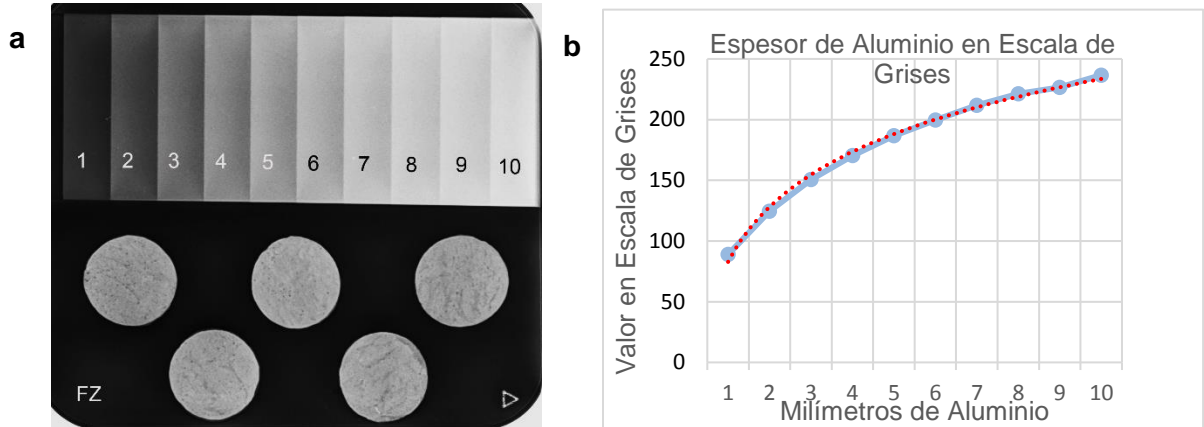


Figura 13. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en la parte superior (escalones de 1 a 10 mm) y en sección inferior muestras de Goldsmith Fosfato de Zinc de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) de valor en escala de grises de las muestras de Goldsmith® Fosfato de Zinc es de $185,48 \pm 3,10$. La radiopacidad equivalente, en milímetros de Aluminio, es de $4,80 \pm 0,22$ mm (Tabla 6)

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

Muestras de Goldsmith Fosfato de Zinc	Valor en Escala de Grises	Equivalencia en mm de Aluminio
Muestra 1	180,31	4,44
Muestra 2	187,53	4,95
Muestra 3	184,83	4,75
Muestra 4	187,50	4,95
Muestra 5	187,23	4,93
Media \pm Desviación Estándar	$185,48 \pm 3,10$	$4,80 \pm 0,22$

VI.7 Análisis Estadístico

Los valores estadísticos descriptivos de los materiales estudiados se muestran en la Tabla 7. La media de radiopacidad de todos los cementos estudiados cumplen con la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, la que establece que ésta debe ser igual o mayor a la del mismo grosor de aluminio (ISO, 2009).

Por su parte, en relación a la norma ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”, la que determina un mínimo de 3 mm de Al, sólo la cumple Goldsmith® Fosfato de Zinc (ISO, 2012).

Tabla 7. Análisis estadístico descriptivo de los materiales estudiados.

Material	Media (mm de Al)	Mediana	Desviación Estándar
RelyX™ U200	1,67	1,66	0,07
Calibra®	2,84	2,83	0,18
Calibra® Universal	2,26	2,22	0,14
Bifix® SE	2,37	2,36	0,15
Fuji GC Gold Label 1	2,12	2,15	0,16
Goldsmith® Fosfato de Zinc	4,80	4,93	0,22

En la Tabla 8 se muestran los valores obtenidos en el test *Shapiro-Wilk*, obteniendo todos los cementos estudiados un valor superior a 0,05, por lo que sus valores de radiopacidad se distribuyen de forma normal.

Tabla 8. Resultados de prueba de normalidad Shapiro-Wilk de los cementos estudiados.

Material	Valor p
RelyX™ U200	0,973
Calibra®	0,927
Calibra® Universal	0,978
Bifix® SE	0,966
Fuji GC Gold Label 1	0,906
Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,773

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

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

Material (A)	Material (B)	Valor p
RelyX™ U200	Calibra®	0,000*
	Calibra® Universal	0,000*
	Bifix® SE	0,000*
	Fuji GC Gold Label 1	0,002*
	Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,000*
Calibra®	RelyX™ U200	0,000*
	Calibra® Universal	0,000*
	Bifix® SE	0,001*
	Fuji GC Gold Label 1	0,000*
	Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,000*

* $p<0,05$ indica diferencias significativas

Tabla 9 (continuación). Análisis comparativo de los grupos estudiados mediante test post hoc HSD Tukey.

Material (A)	Material (B)	Valor p
Calibra® Universal	RelyX™ U200	0,000*
	Calibra®	0,000*
	Bifix® SE	0,890
	Fuji GC Gold Label 1	0,704
	Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,000*
Bifix® SE	RelyX™ U200	0,000*
	Calibra®	0,001*
	Calibra® Universal	0,890
	Fuji GC Gold Label 1	0,162
	Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,000*
Fuji GC Gold Label 1	RelyX™ U200	0,002*
	Calibra®	0,000*
	Calibra® Universal	0,704
	Bifix® SE	0,162
	Goldsmith® Fosfato de Zinc	0,000*
Goldsmith® Fosfato de Zinc	RelyX™ U200	0,000*
	Calibra®	0,000*
	Calibra® Universal	0,000*
	Bifix® SE	0,000*
	Fuji GC Gold Label 1	0,000*

*p<0,05 indica diferencias significativas

Existen diferencias significativas entre el grupo RelyX™ U200 y los otros grupos en estudio, con un valor de p<0,05, por lo que la radiopacidad de RelyX™ U200 es significativamente menor a la de los otros grupos. En el caso del grupo Calibra®, presenta diferencias significativas con los otros grupos estudiados, con

un valor $p < 0,05$, de modo que la radiopacidad de éste es menor sólo frente al grupo Goldsmith Fosfato de Zinc y significativamente mayor comparada con la radiopacidad de los otros grupos. Para los grupos Calibra® Universal, Bifix® SE y Fuji GC Gold Label 1, existen diferencias significativas con los grupos RelyX™ U200, Calibra® y Goldsmith® Fosfato de Zinc, por lo que la radiopacidad equivalente de estos grupos es mayor a RelyX™ U200 y menor a Calibra® y Goldsmith® Fosfato de Zinc. Por su parte, el grupo Goldsmith® Fosfato de Zinc presenta diferencias estadísticamente significativas con los otros grupos estudiados, con un valor $p < 0,001$, por lo que su radiopacidad equivalente es la mayor de todos los grupos de cementos.

El Gráfico 1 muestra la dispersión de los datos entre los grupos de cementos estudiados. De acuerdo con los resultados obtenidos mediante el test post hoc *HSD Tukey*, es posible establecer cuatro subconjuntos que presentan diferencias estadísticamente significativas de radiopacidad entre sí. El subconjunto “a” lo constituye RelyX™ U200, con el menor valor de radiopacidad. Por su parte, Fuji GC Gold Label 1, Calibra® Universal y Bifix® SE conforman el subconjunto “b”, con un valor de radiopacidad intermedio bajo. El cemento Calibra® corresponde al subconjunto “c”, con una radiopacidad equivalente intermedia alta, siendo la mayor de los cementos de resina estudiados. Finalmente, el subconjunto “d” está constituido por Goldsmith® Fosfato de Zinc, cemento que presenta el mayor valor de radiopacidad entre los grupos de cementos estudiados.

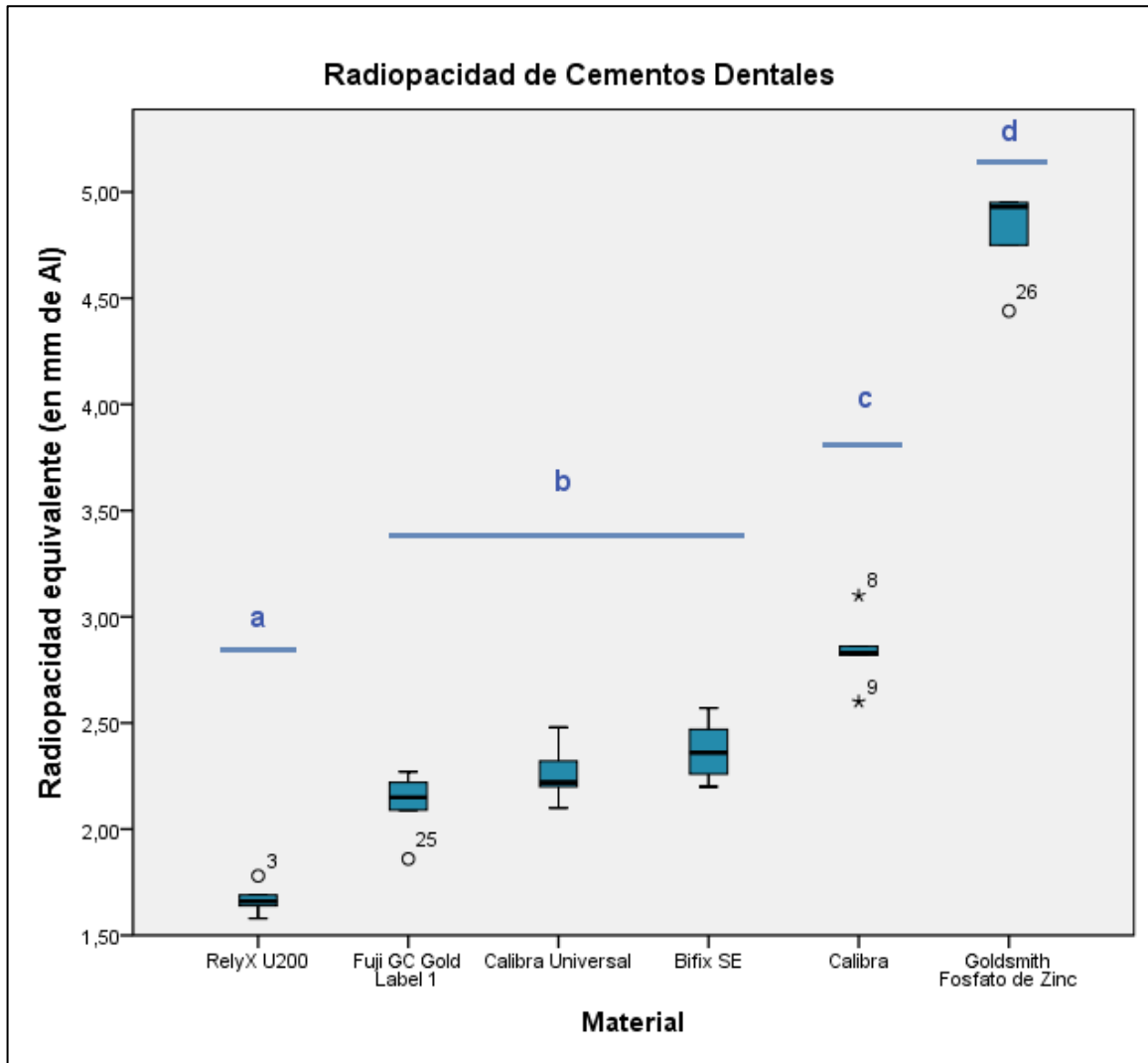


Gráfico 1. Radiopacidad equivalente en mm de Al de los diferentes materiales. Las cajas representan la dispersión de los datos entre el primer y tercer cuartil, en donde se encuentra el 50% de los datos. La línea horizontal dentro de las cajas representa la mediana. Las líneas verticales se extienden desde el mínimo hasta el máximo valor dentro de cada grupo. Los puntos señalados con asterisco indican valores atípicos. Los cementos con valores de radiopacidad con diferencias estadísticamente significativas se agrupan en subconjuntos denominados con letras “a, b, c y d”.

VII DISCUSIÓN

La radiopacidad es una propiedad fundamental en los cementos de resina compuesta usados en odontología, permitiendo detectar caries secundaria, adaptación marginal de la restauración cementada, excesos del material cementante y evaluar la interfaz entre diente y restauración (Espelid y cols., 1991; Tsuge, 2009; Hosney y cols., 2017). Es por este motivo que este estudio experimental determinó y comparó la radiopacidad de cuatro cementos de resina compuesta disponibles en el mercado nacional: RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal y Bifix® SE; y dos cementos de referencia con indicaciones similares: Fuji GC Gold Label 1 y Goldsmith® Fosfato de Zinc. Los resultados obtenidos en esta investigación demuestran que existen diferencias significativas en la radiopacidad de los materiales estudiados, con excepción de Calibra® Universal, Bifix® SE y Fuji GC Gold Label 1, que presentan radiopacidades similares, comprobándose que existe una gran variabilidad en los valores de esta propiedad, en cementos de resina. Se demuestra además que los cementos de resina compuesta estudiados no cumplen el requisito de radiopacidad equivalente a 3 mm de Aluminio establecido por la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular” (ISO, 2012). Por su parte, estos sí cumplen con el requerimiento de radiopacidad equivalente, de al menos el mismo grosor de Aluminio, que exige la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación basados en polímeros” (ISO, 2009).

RelyX™ U200 presentó una radiopacidad equivalente de $1,67 \pm 0,07$ mm de Al., siendo el cemento de resina compuesta estudiado con el menor valor de radiopacidad. Dukic, único estudio disponible que evaluó esta propiedad en este cemento, obtuvo un valor de radiopacidad que va desde 1,96 a 2,46 mm de Al, variaciones debidas a las diferentes combinaciones de tiempo de exposición y voltaje radiográficos usados en este estudio (Dukic, 2017). Las diferencias en los resultados obtenidos entre este experimento y el estudio de Dukic se pueden explicar en la distancia focal establecida en la toma radiográfica y el tipo de material usado. En primer lugar, Dukic determinó una distancia focal de 300 mm, que difiere con la del presente estudio, que se estableció en 400 mm (Dukic, 2017). De todas formas, la norma ISO 4049 establece un rango entre 300 mm a 400 mm de distancia

focal radiográfica, por lo que ambos estudios tienen este parámetro según lo establece la norma (ISO, 2009). La otra situación que explicaría la diferencia en los valores obtenidos, puede ser que Dukic usa el material RelyX™ U200 con dispensador de automezcla (RelyX™ U200 Automix), en contraste con el utilizado en este estudio, el que se mezcla de forma manual, aunque con un sistema Clicker que dispensa igual proporción de pasta base y catalizadora (3M ESPE, 2012; Dukic, 2017). Se ha reportado que la mezcla manual de dos pastas incorpora burbujas de aire que inhiben la polimerización debido a la presencia de oxígeno, afectando el grado de conversión del cemento. Las jeringas de automezcla, por su parte, generan una mezcla más homogénea, disminuyendo la formación de burbujas, aunque no eliminándolas (Pegoraro y cols., 2007; Yan y cols., 2010; De Souza y cols., 2015). Esto podría explicar el menor valor de radiopacidad de RelyX™ U200 obtenido en este estudio, cuando se le compara con el reportado por Dukic (Dukic, 2017).

Este material, de acuerdo a los resultados obtenidos, no cumple con la norma ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”, que exige una radiopacidad de al menos 3 mm de Al (ISO, 2012). Pese a que esta normativa no es usada para evaluar la radiopacidad de este cemento, porque ésta no incluye a los materiales en base a polímeros, la indicación de RelyX™ U200 en cementación de postes intrarradiculares hace que sea posible enmarcarlo en esta norma (3M ESPE, 2012). En un estudio *in vitro*, Pedreira y cols. reportaron la presencia de burbujas para RelyX™ U200 en la interfaz del canal radicular al cementar una espiga de fibra intrarradicular, las que no pueden ser pesquisadas si la radiopacidad del cemento es baja (Pedreira y cols., 2016). En efecto, al usar un cemento menos radiopaco, se observará una capa de separación entre diente y poste prefabricado, la que puede verse aún más si se usan espigas de baja radiopacidad, viéndose dificultado el control radiográfico posterior a la cementación (Akerboom y cols., 1993; Furtos y cols., 2012).

En el caso de la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, según lo obtenido en este estudio, RelyX™ U200 cumple con la radiopacidad establecida, que la exige en un valor igual o mayor al del mismo grosor de aluminio (ISO, 2009). Se debe considerar que, por las

indicaciones de este material, es utilizado en espesores menores a los estudiados, por lo que podría ser dificultosa la identificación radiográfica de la línea de cementación, cuando este cemento ha obtenido el menor valor de radiopacidad de todos los estudiados. Si bien es cierto, la norma ISO establece un mínimo de radiopacidad de 1 mm de Al para estos materiales, diversos autores difieren sobre este estándar, al indicar que esta radiopacidad debiera tener relación con los tejidos sobre los cuales se va a usar el cemento, esto es en dentina y/o esmalte (Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016). Es así que en la cementación de incrustaciones que presenten su línea de cementación en esmalte, la radiopacidad de RelyX™ U200 obtenida en este estudio, no permite identificar correctamente esta línea, la presencia de caries secundaria, la adaptación marginal ni los excesos de material cementante, considerando que, según reportes, la radiopacidad equivalente del esmalte va desde 1,58 a 2,33 mm de Al (Tsuge, 2009; An y cols., 2015; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017). Se ha determinado que valores de radiopacidad entre los equivalentes a los de esmalte y dentina, llevan a confusión al clínico, provocando una mayor probabilidad de diagnósticos falsos positivos de caries secundaria (Pedrosa y cols., 2011).

En este estudio, la radiopacidad determinada para Calibra® fue de $2,84 \pm 0,18$ mm de Al, la más alta de los cementos de resina estudiados. En relación al antecedente reportado sobre su valor de radiopacidad, Montes-Fariza y cols., lo determinan en 3,51 mm de Al, siendo más alto que el encontrado en este estudio (Montes-Fariza y cols., 2016). Esta diferencia de valores encontrados puede deberse a distinta metodología en la obtención de las muestras a radiografiar y de la técnica radiográfica empleada. En primer lugar, Montes-Fariza y cols. obtienen la medición de la radiopacidad equivalente de Calibra® a partir de una única muestra de 1 mm de espesor (Montes-Fariza y cols., 2016). En el presente estudio, se confeccionaron cinco muestras de Calibra® de $1 \pm 0,1$ mm de espesor, obteniendo en una de ellas un valor de radiopacidad equivalente más cercano al estudio de Montes-Fariza y cols., en específico de 3,1 mm de Al. Es de considerar al respecto que, al ser un cemento de mezclado manual, se pueden generar mayor cantidad de burbujas en la composición de Calibra®, pudiendo provocar diferencias de valores de radiopacidad en distintas muestras (Pegoraro y cols., 2007; Yan y cols., 2010; De

Souza y cols., 2015). Por esto, es poco representativo que se mida el valor de radiopacidad a partir de una única muestra. Como segunda diferencia en la metodología del estudio de Montes-Farisa y cols., en éste se utiliza una distancia focal radiográfica de 300 mm, la que difiere del presente estudio, que corresponde a 400 mm (ISO, 2009; Montes-Farisa y cols., 2016). De todas formas, en ambos estudios Calibra® es el cemento de resina de mayor valor de radiopacidad equivalente entre los cementos estudiados.

En relación a la norma ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”, los resultados obtenidos en este estudio concluyen que Calibra® no cumple con el mínimo estandarizado de 3 mm de Al, pese a que se le acerca bastante (ISO, 2012). Como se ha mencionado, esta norma cobra importancia cuando el material de cementación tiene como indicación la fijación de postes intrarradiculares, que es un uso establecido por el fabricante (Dentsply, 2012a). De todas formas, su alto valor de radiopacidad, cercana a los 3 mm de Al, permite que pueda ser un cemento de resina a elección en la cementación de espigas prefabricadas, más aún si se usa con un poste con alta radiopacidad (Akerboom y cols., 1993; Furtos y cols., 2012).

Respecto a la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, Calibra® cumple el mínimo de radiopacidad exigido, según los resultados obtenidos en este estudio (ISO, 2009). Es más, el valor de radiopacidad obtenido supera al equivalente del esmalte, permitiendo facilitar el diagnóstico de caries secundaria, pesquisar la línea de cementación, la adaptación marginal y la presencia de excesos del material (Tsuge, 2009; Pedrosa y cols., 2011; An y cols., 2015; Montes-Farisa y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017). Es necesario considerar que, en el uso clínico de este cemento, no se alcanzan espesores de 1 mm, por lo que, al presentar un alto valor de radiopacidad, muy por encima del equivalente a la dentina, se ve favorecida su identificación radiográfica a espesores más pequeños (Hosney y cols., 2017). Montes-Farisa y cols. evaluaron la radiopacidad de espesores menores de materiales cementantes de resina compuesta, y se reportó un valor de radiopacidad para Calibra® de 1,7

mm de Al para un grosor de 0,5 mm, siendo este valor mayor al equivalente de 1 mm de dentina reportado por el mismo estudio (Montes-Farisa y cols., 2016).

Los cementos de resina compuesta Calibra® Universal y Bifix® SE presentaron en este estudio, valores de radiopacidad equivalente de $2,26 \pm 0,14$ y $2,37 \pm 0,15$ mm de Al respectivamente, no siendo la diferencia entre ellos estadísticamente significativa, correspondiendo a valores intermedios de radiopacidad respecto a los otros cementos de resina estudiados. Sólo existe un estudio previo que evalúa la radiopacidad de Bifix® SE, con valores que oscilan entre 2,27 y 2,79 mm de Al, según el tiempo de exposición y kilovoltaje de la toma radiográfica (Dukic, 2017). Por lo que este estudio presenta resultados similares al de Dukic en los valores obtenidos de radiopacidad equivalente de Bifix® SE, considerando que no se hizo diferencias en los parámetros radiográficos antes señalados, sino que se estandarizó la toma radiográfico según lo establece la norma ISO 4049 (ISO, 2009). En relación a Calibra® Universal, no existen estudios que evalúen su radiopacidad, al ser un cemento relativamente nuevo, que viene a reemplazar al SmartCem®2 (Dentsply, 2017a), siendo entonces este experimento el primero con valores de radiopacidad de Calibra® Universal.

Respecto a la norma ISO 6876: "Materiales de sellado del canal radicular", según los valores determinados en este estudio, Calibra® Universal y Bifix® SE no cumplen con lo requerido de 3 mm de Al (ISO, 2012). Es posible enmarcar en esta norma a estos cementos, ya que ambos tienen dentro de sus indicaciones, la cementación de espigas prefabricadas, pese a que esta norma no incluye a los polímeros (ISO, 2012; Voco GmbH, 2017; Dentsply, 2017a). Es relevante esta consideración, porque se ha reportado que ambos cementos presentan características deseables en la cementación de pernos prefabricados intrarradiculares, tales como altas resistencias a la fractura y al desalojo, cuando se les compara con otros cementos de resina, por lo que son materiales a elección en esta indicación (Ebert y cols., 2011; Gopal y cols., 2017). Es entonces deseable que, al usar estos cementos para la fijación de postes prefabricados, se haga con espigas que presenten altos valores de radiopacidad (Furtos y cols., 2012).

En relación a la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros”, tanto Calibra® Universal como Bifix® SE, cumplen con el estándar de radiopacidad del mismo grosor de aluminio, según los resultados de este estudio (ISO, 2009). Ambos cementos superan este valor ampliamente, incluso igualando o superando los valores equivalentes de radiopacidad de esmalte reportado por diversos estudios (Tsuge, 2009; An y cols., 2015; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017). Esto permite que se puedan identificar radiográficamente los excesos de material cementante, perjudiciales para los tejidos periodontales, evaluar la línea de cementación y adaptación marginal, y diagnosticar adecuadamente la presencia de caries secundaria (Tsuge, 2009; Pedrosa y cols., 2011; An y cols., 2015; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017).

La radiopacidad de los materiales dentales está determinada por la presencia de elementos radiopacificadores que se incluyen en su composición, siendo los más comunes óxido de bismuto, sulfato o fosfato de calcio, sulfato de bario, dióxido de zirconio, dióxido de silicio y dióxido de titanio (Choi, 2015). Se ha establecido que el tipo, la concentración y el tamaño de la partícula del radiopacificador afectan el valor de radiopacidad de los distintos materiales dentales (Taira y cols., 1993; Tsuge, 2009). Así como en los otros materiales dentales, en los cementos de resina compuesta el tipo y la cantidad de relleno radiopaco afectan su radiopacidad (Taira y cols., 1993; Pekkan, 2016). Los aditivos radiopacificadores usados en estos cementos son aluminio, bario, titanio, iterbio, itrio, zinc y zirconio (Pekkan, 2016). En los cementos de resina, los elementos radiopacos deben ser considerados con mayor cuidado que en otros materiales de cementación. El relleno radiopaco puede incrementar la expansión térmica e hidrolizar los silanos, y esto puede aumentar los niveles de opacidad de los materiales (Amirouche-Korichi y cols., 2009). Esto también puede causar inestabilidad del color, así como fallas estéticas en restauraciones directas o indirectas de cerámica o composite de alta transmisión de luz (Pekkan, 2016). Es por esto que, pese a que la radiopacidad es una propiedad deseable en los cementos de resina compuesta, un alto contenido de relleno inorgánico y alta concentración de radiopacificadores, afectará sus propiedades físicas y estéticas (Pekkan, 2016).

En el caso de RelyX™ U200, su radiopacidad se debe principalmente al relleno vítreo que presenta, que según su fabricante corresponde al 43% en volumen (3M ESPE, 2012b). Se ha reportado que la radiopacidad de materiales dentales exceden a la del esmalte cuando el relleno inorgánico del cemento es superior al 70% en volumen y la cantidad de óxido radiopaco en las partículas de relleno supera el 20% (Watts, 1987). Esto explicaría la baja radiopacidad de RelyX™ U200 que, pese a que supera a la equivalente a la dentina, no lo hace respecto a la radiopacidad equivalente del esmalte, al tener un relleno inorgánico bajo el 50% en volumen.

El cemento de resina Calibra® tiene como agente radiopacificador su contenido de titanio, presente en la pasta base, el que tiene un alto número atómico, lo que explicaría que en este estudio sea el cemento de resina con mayor radiopacidad equivalente (Dentsply, 2012b; Furtos y cols., 2012). El fabricante no informa el porcentaje de relleno inorgánico del cemento, pero se presume que es alto, dado el valor de radiopacidad que presenta (Dentsply, 2012b).

Para los cementos Calibra® Universal y Bifix® SE, sus altos porcentajes de relleno inorgánico que, según sus fabricantes, ascienden al 48,7% en volumen, y al 70% en peso y 45% en volumen respectivamente, sumado a la presencia de titanio, con alto número atómico, en el caso de Calibra® Universal, actuarían como agentes radiopacificadores (Furtos y cols., 2012; Voco GmbH, 2017; Dentsply, 2017b). Estas características explicarían los valores de radiopacidad obtenidos para Calibra® Universal y Bifix® SE en este estudio, presentando ambos una radiopacidad equivalente superior a la del esmalte.

Se requieren, entonces, más estudios que evalúen el incremento en el contenido de relleno inorgánico o de agentes radiopacificadores, sin alterar las propiedades físicas y estéticas de los cementos de resina compuesta. Así como, la contribución en la radiopacidad, de los tipos de matriz usada en los diversos cementos, tales como HEMA, UDMA, 10-MDP, Bis-GMA y TEGDMA. En restauraciones donde la estética no es un problema, tales como aquellas ubicadas subgingivalmente, cementos de resina de alto valor de radiopacidad deberían ser usados (Pekkan, 2016).

Considerado que todos los cementos de resina estudiados tienen como indicación la cementación de postes prefabricados intrarradiculares, se hace necesario que el valor de radiopacidad que presenten sea superior o por lo menos cercano al equivalente a 3 mm de Al, como lo indica la norma ISO 6876 (ISO, 2012). Sin embargo, esta normativa no incluye regulación para los materiales en base a polímeros, así como tampoco estandariza esta propiedad en las espigas prefabricadas usadas intrarradicularmente. Se ha reportado que, en un estudio *ex vivo*, al cementar espigas prefabricadas de diferentes composiciones, aumenta la radiopacidad de la estructura fijada cuando se usan cementos de resina con mayor relleno inorgánico (70% en peso), en comparación con el uso de un cemento de menor relleno (30% en peso). Desde un punto de vista clínico, es relevante considerar que incluso cuando espigas menos radiopacas son usadas en combinación con cementos de menor relleno inorgánico, el poste es aún distinguible radiográficamente de las estructuras radiculares que lo rodean (Goracci y cols., 2015). Por lo tanto, el uso clínico de un cemento de resina con menor cantidad de relleno, que podría preferirse por su comportamiento elástico favorable durante el curado, parece seguro también desde la perspectiva de la radiovisibilidad posterior de la espiga dentro de la raíz. Lo anterior hace aconsejable que exigencias específicas de radiopacidad sean requeridas para estos materiales de uso endodóntico, y que más estudios evalúen esta propiedad en el uso conjunto de espigas y material de cementación (Goracci y cols., 2015).

Debido al aumento en la demanda de restauraciones estéticas, los cementos de resina compuesta han tomado relevancia en la práctica clínica diaria. Dentro de las indicaciones de estos cementos se encuentran la cementación de restauraciones indirectas libres de metal, tales como inlays, onlays y coronas de cerámica. Al respecto, se ha reportado que la radiopacidad de diferentes bloques CAD/CAM basados en cerámica glaseada (leucita, disilicato de litio) tienen valores de radiopacidad cercanos al de la dentina (1,5 mm de Al) (Hosney y cols., 2016). Esto puede hacer dificultoso identificar radiográficamente la interfaz entre diente y restauración, sobre todo si se usan cementos de baja radiopacidad. En un estudio reciente, Hosney y cols. evalúan la visualización radiográfica de la línea de cementación de onlays cerámicos fijados con cementos de resina en dientes

extraídos. A estos cementos se les había medido el valor de radiopacidad equivalente previamente. Se observó que la línea de cementación era claramente detectable en la radiografía cuando el cemento de resina utilizado presentaba una radiopacidad equivalente mayor a la de esmalte (2,7 mm de Al), contrario a lo que ocurre al usar un cemento de menor valor de radiopacidad, inferior a la del esmalte (1,25 mm de Al), donde es dificultoso distinguir esta interfaz (Hosney y cols., 2017). De los cementos de resina investigados en este estudio, RelyX™ U200 no presenta una radiopacidad equivalente mayor a la de esmalte, por lo que su identificación radiográfica en las condiciones antes descritas se verá afectada, dificultando la pesquisa de la línea de cementación, de excesos del material cementante, de un diagnóstico adecuado de caries secundaria y de la adaptación marginal (Tsuge, 2009; Pedrosa y cols., 2011; An y cols., 2015; Montes-Fariza y cols., 2016; Dukic, 2017; Hosney y cols., 2017).

Este estudio reporta resultados relevantes en relación a la radiopacidad de los cementos de resina compuesta. Estos cementos, en particular los analizados en este estudio, están indicados en procedimientos de cementación fija de espigas prefabricadas y de restauraciones indirectas de todo tipo, viendo potenciada su propiedad adhesiva en aquellas restauraciones de cerámica completa. Las principales ventajas de los cementos de resina respecto a los de tipo convencional, representados en este estudio por los grupos controles Fuji GC Gold Label 1 y Goldsmith® Fosfato de Zinc, radican en su capacidad adhesiva tanto al sustrato dentario como al de la restauración, requiriendo así un menor tratamiento de las superficies a unir, preservando la salud de la estructura dentaria; la posibilidad de presentarse en una variedad de colores que les permiten ser usados en restauraciones estéticas, con resultados satisfactorios; y mejor adaptación marginal, que reduce el riesgo de caries y falla de la restauración (Paul y cols., 1996; el-Mowafy, 2001; Gu y Kern, 2003; Tian y cols., 2014). Sin embargo, cuando se compara la radiopacidad obtenida en este estudio y la reportada en la literatura, la amplia variabilidad de valores que presentan los cementos de resina, hace que cada uno se tenga que considerar en forma independiente en esta propiedad cuando se le compara con cementos convencionales.

El fosfato de zinc, un cemento convencional, presenta valores de radiopacidad muy elevados, según los reportes entre 4,6 y 7,8 mm de Al, los que concuerdan con los $4,8 \pm 0,22$ mm de Al obtenidos en este estudio, siendo uno de los cementos más radiopacos presentes en el mercado, debido al alto porcentaje de zinc presente en su composición (Rasimick y cols., 2007; Tsuge, 2009; Antonijevic y cols., 2012; Pekkan y Ozcan, 2012; Reis y cols., 2012). Sin embargo, se ha reportado que una radiopacidad muy elevada no es recomendable en un material de cementación, pudiendo causar un efecto Mach y resultar en falsos positivos o negativos (Pekkan, 2016). En relación al otro cemento convencional utilizado como control en este estudio, Fuji GC Gold Label 1, un cemento de vidrio ionómero, la literatura reporta valores de radiopacidad entre 1,8 y 2,33 mm de Al, los que concuerdan con los resultados obtenidos en el presente estudio (Antonijevic y cols., 2012; Pekkan y Ozcan, 2012). En relación a esta propiedad, se conoce que los cementos de vidrio ionómero suelen tener un menor valor de radiopacidad frente a los cementos de resina. Sin embargo, en relación a lo obtenido en esta investigación, RelyX™ U200 obtuvo un valor de radiopacidad significativamente menor que Fuji GC Gold Label 1, en tanto Calibra® Universal y Bifix® SE no obtuvieron diferencias significativas en el valor de radiopacidad cuando se les compara con Fuji GC Gold Label 1. Sólo Calibra® obtuvo una radiopacidad equivalente significativamente mayor al cemento de vidrio ionómero del grupo control. Es de considerar que, en la actualidad, a los cementos de vidrio ionómero se les agregan elementos con altos números atómicos, como estroncio y bario, para incrementar la radiopacidad de estos (Tsuge, 2009).

Dentro de las fortalezas del presente estudio, se encuentran el estricto control de calidad al momento de seleccionar las muestras confeccionadas y el control de ejecución de los procedimientos realizados, con el fin de limitar la influencia de estas variables en los resultados obtenidos. Las muestras fueron estrictamente preparadas siguiendo las indicaciones de los fabricantes. Fueron sometidas a un proceso de calibración, donde se seleccionaron sólo aquellas con un grosor igual a $1 \pm 0,1$ mm, según lo requerido por la norma (ISO, 2009; ISO, 2012). Luego, se radiografiaron estas muestras para pesquisar errores en la mezcla del material, falta de homogeneidad de ésta, o bien la presencia de burbujas. Es así

como, las muestras incluidas en este estudio cumplían con lo establecido por las normas ISO (ISO, 2009; ISO, 2012).

Además, se ha reportado que la variabilidad en los valores de radiopacidad que presentan los mismos materiales restauradores entre diferentes estudios, se debe principalmente a varios factores de la toma radiográfica, como kilovoltaje, película de rayos X utilizada, tiempo de exposición, grosor de las muestras, incluso afectaría la edad de las soluciones de revelado y fijación (Pekkan, 2016). Es por esto que en este estudio se intentó estandarizar las variables durante la prueba de toma de radiopacidad. En primer lugar, se utilizó una cuña escalonada de aluminio con un nivel de pureza del 99% (*OMT160*, Odeme, Santa Catarina, Brasil), cumpliendo lo establecido por la norma ISO que solicita una cuña de aluminio con 98% de pureza (ISO, 2009; ISO, 2012). Junto con esto, se estandarizó la toma radiográfica mediante un protocolo (Vega y cols., 2017), diseñando un dispositivo para la toma radiográfica, asegurado así la perpendicularidad de los rayos a la muestra y la distancia focal establecida por la norma ISO (ISO, 2012). Al usar una película digital de fósforo fotoestimulante (PSP), la que fue escaneada posteriormente, se descartaron las variables relacionadas con el revelado convencional y su posterior análisis, permitiendo estandarizar la obtención de la imagen radiográfica.

Como limitante y futura proyección de esta investigación, se plantea la necesidad de evaluar los materiales en virtud de los volúmenes y espesores que son utilizados en la práctica clínica. Esto permitiría la extrapolación de 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 protocolo no especificados (ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010; ISO, 2012). Por lo tanto, sería interesante incluir en la película radiográfica, junto con las muestras y la cuña escalonada de aluminio, un preparado de diente humano, en corte longitudinal de 1 mm de espesor, que incluya los distintos tejidos que componen al órgano dental: esmalte, dentina y tejido pulpar,

con el fin de relacionar la radiopacidad de estos tejidos con la de las muestras y la cuña escalonada, sometidos a las mismas condiciones.

La radiopacidad de los materiales dentales es una propiedad fundamental en la práctica clínica, debido a que este examen complementario permite realizar diagnósticos con mayor precisión y mejor control de los tratamientos (Akerboom y cols., 1993; Pekkan y cols., 2011b; Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016). Sin embargo, respecto a los cementos de resina compuesta, se han reportado una gran variabilidad en los valores de radiopacidad que presentan, esto además favorecido por la constante aparición de nuevos cementos de este tipo. Es por este motivo que, en esta investigación experimental se determinó y comparó la radiopacidad de cementos de resina que se comercializan en el mercado nacional, para ser una referencia tanto para el clínico, a la hora de elegir un material de cementación definitiva y controlarlo radiográficamente, como para los fabricantes, pudiendo estandarizar y publicitar la radiopacidad de sus materiales.

VIII CONCLUSIONES

- Los cementos de resina compuesta estudiados presentan valores de radiopacidad diversos, estableciéndose tres grupos con diferencias significativas. RelyX™ U200 es el cemento de resina con el menor valor de radiopacidad; Calibra® Universal y Bifix® SE tienen una radiopacidad equivalente intermedia; y Calibra® presenta el mayor valor de radiopacidad de los cementos de resina analizados en este estudio.
- La radiopacidad de los cementos de resina estudiados RelyX™ U200, Calibra®, Calibra® Universal y Bifix® SE es de $1,67 \pm 0,07$; $2,84 \pm 0,18$; $2,26 \pm 0,14$ y $2,37 \pm 0,15$ mm de Al respectivamente, por lo tanto, cumplen la norma ISO 4049: “Materiales restauradores, de relleno y cementación, basados en polímeros” y no cumplen la norma ISO 6876: “Materiales de sellado del canal radicular”.

IX REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3M ESPE (2012a). 3M ESPE MAGAZINE. N°63, abril-junio 2012: 3-4.
- 3M ESPE (2012b). RelyX U200: Hoja de seguridad.
- Aschenbrenner CM, Lang R, Handel G, Behr M (2012). Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clinical of Oral Investigation* 16(1):191-200
- Akerboom H, Kreulen C, van Amerongen A, Mol A (1993). Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *Journal of Prosthetic Dentistry* 70(4): 351-355.
- Altintas SH, Yildirim T, Kayipmaz S, Usumez A (2013). Evaluation of the radiopacity of luting cements by digital radiography. *Journal of Prosthodontics* 22(4): 282-286.
- Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC (2009). Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dental Materials* 25(11): 1411-1418.
- An SY, Lee DH, Lee KB (2015). Radiopacity for Contemporary Luting Cements Using Digital Radiography under Various Exposure Conditions. *Journal of Prosthodontics* 24(8): 642-646.
- Antonijevic D, Jevremovic D, Jovanovic S, Obradovic-Djuricic K (2012). An in vitro radiographic analysis of the density of dental luting cements as measured by CCD-based digital radiography. *Quintessence International* 43(5): 421-428.
- Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA (2009). Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dualpolymerizing modes of commercial resin luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101(2): 128-136.
- Bowen R (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* 66: 57-64.
- Choi TT (2015). Radiographic assessment of some dental restorative materials (Thesis). University of Hong Kong, Pokfulam, Hong Kong SAR. Retrieved from http://dx.doi.org/10.5353/th_b5573058

- Contreras R (1986). Radiología dental básica y clínica. 1ra ed. Santiago, Chile: Empresa El Mercurio S.A.P. pp. 5-24.
- Curtis PM, von Fraunhofer JA, Farman AG (1990). The radiographic density of composite restorative resins. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology* 70(2): 226-230.
- Das AK, Muddugangadhar BC, Amarnath GC, Garg A, Kumar U, Rao TR (2015). Comparative evaluation of push-out bond strength of a Fiber Post System using four different Resin Cements: An In-Vitro Study. *Journal of International Oral Health* 7(Suppl 1): 62-67.
- De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science* 23(4): 358-368.
- Dentsply (2012a). Calibra Esthetic Resin Cement Directions For Use EN
- Dentsply (2012b). Calibra Esthetic Resin Cement Safety Data Sheet EN
- Dentsply (2017a). Calibra Universal Instrucciones de Uso
- Dentsply (2017b). Calibra Universal Safety Data Sheet
- Dukic W (2017). Radiopacity of Composite Luting Cements Using a Digital Technique. *Journal of Prosthodontics* doi: 10.1111/jopr.12578 [E-pub ahead of print].
- Ebert J, Leyer A, Günther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R y cols. (2011). Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *Journal of Endodontics* 37(11): 1558-1561.
- el-Mowafy O (2001) The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal Canadian Dental Association* 67: 97-102.
- Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC, Glasspoole EA (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials* 7(2): 114-117.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation* 38(4): 295-314.

- Furtos G, Baldea B, Silaghi-Dumitrescu L, Moldovan M, Prejmerean C, Nica L (2012). Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements. *Dental Materials Journal* 31(2): 266-272.
- Gemalmaz D, Pameijer CH, Latta M, Kuybulu F, Alcan T (2012). In vivo disintegration of four different luting agents. *International Journal of Dentistry* 2012:831508.doi:10.1155.
- Gerth H, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites - A comparative study. *Dental Materials* 22: 934-941
- Goaz P, White S (1995). *Radiología Oral: Principios e interpretación*. 3ra ed. Madrid, España: Mosby/Doyma Libros, S.A. pp. 79-96.
- Gopal S, Irodi S, Mehta D, Subramanya S, Govindaraju VK (2017). Fracture Resistance of Endodontically Treated Roots Restored with Fiber Posts using different Resin Cements - An In-Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 11(2): ZC52-ZC55.
- Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL (2006). Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dental Materials* 22(8): 765-770
- Gu XH, Kern M (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics* 16:109-116.
- Hattar S, Hatamleh M, Khraisat A, Al-Rabab'ah M (2014). Shear bond strenght of self-adhesive resin cements to base metal alloy. *Journal of Prosthetics Dentistry* 111(5): 411-415.
- Hattar S, Hatamleh M, Faleh S, Al-Rabab'ah M (2015). Bond strenght of self-adhesive resin cements to tooth structure. *The Saudi Dental Journal* 27: 70-74.
- Hill EE (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America* 51(3): 643-658, vi.
- Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle C, Sailer I (2012). Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strenght. *Dental Materials* 28: 1183-1190.

- Hosney S, Kandil M, El-Mowafy O (2016). Radiopacity of different non-metallic CAD/CAM blocks. *International Journal of Prosthodontics* 29(3): 271-273
- Hosney S, Abouelseoud HK, El-Mowafy O (2017). Radiopacity of resin cements using digital radiography. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* doi: 10.1111/jerd.12288. [Epub ahead of print]
- International Organization of Standardization (2007). ISO 9917-1, Dentistry Water-based cements, Part 1: Powder/liquid acid-based cements. Geneva: ISO.
- International Organization of Standardization (2009). ISO 4049, Dentistry polimer-based filling, restorative and luting materials. 3 ed. Geneva: ISO.
- International Organization of Standardization (2010). ISO 9917-2, Dentistry Water-based cements, Part 2: Resin-modified cements. Geneva: ISO.
- International Organization of Standardization (2012). ISO 6876, Dental root canal sealing materials. 2ed. Geneva: ISO.
- Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health* 6(1): 116-120.
- Ladha K, Verma M (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 10(2): 79-88.
- Milleding P, Ortegren U, Karlsson S (1995). Ceramic inlay systems: Some clinical aspects. *Journal of Oral Rehabilitation* 22(8): 571-580.
- Minami H, Tanaka T (2013). History and current state of metal adhesion systems used in prosthesis fabrication and placement. *Journal of Oral Science* 55: 1-7.
- Moncada G, García Fonseca R, de Oliveira OB, Fernández E, Martín J, Vildósola P (2014). Rol del 10-metacriloilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral* 7(3): 194-199.

- Montes-Fariza R, Monterde-Hernández M, Cabanillas-Casabella C, Pallares-Sabater A (2016). Comparative study of the radiopacity of resin cements used in aesthetic dentistry. *Journal of Advance Prosthodontics* 8(3): 201-206.
- Nagakane T, Yoshida Y, Hirata I, Fukuda R, Nakayama Y, Shirai K y cols. (2006). Analysis of chemical interaction of 4-MET with hydroxiapatite using XPS. *Dental Materials Journal* 25: 645-649.
- O'Brien W (2002). *Dental materials and their selection*. 3rd edn. : 133-155.
- Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA (2012). Effect of Temperatura on the Degree of Conversion and Working Time of Dual-Cure Resin Cements Exposed to Different Curing Conditions. *Operative Dentistry* 37(4): 370-379.
- O'Rourke B, Walls A, Wassell R (1995). Radiographic detection of overhangs formed by resin composite luting agents. *Journal of Dentistry* 23: 353-357.
- Pathak S, Shashibhushan KK, Poornima P, Reddy VS (2016). In vitro Evaluation of Stainless Steel Crowns cemented with Resin-modified Glass Ionomer and Two New Self-adhesive Resin Cements. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 9(3): 197-200.
- Paul SJ, Pliska P, Pietrobon N, Scharer P (1996). Light transmission of composite luting resins. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 16: 164-173.
- Pedreira AP, D'Alpino PH, Pereira PN, Chaves SB, Wang L, Hilgert L y cols. (2016). Effects of the application techniques of self-adhesive resin cements on the interfacial integrity and bond strength of fiber posts to dentin. *Journal of Applied Oral Science* 24(5): 437-446.
- Pedrosa RF, Brasileiro IV, dos Anjos Pontual ML, dos Anjos Pontual A, da Silveira MM (2011). Influence of materials radiopacity in the radiographic diagnosis of secondary caries: evaluation in film and two digital systems. *Dentomaxillofacial Radiology* 40:344-350.
- Pegoraro TA, Silva NR, Carvalho RM (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 51: 453-471.

- Pekkan G, Pekkan K, Hatipoglu MG, Tuna SH (2011a). Comparative radiopacity of ceramics and metals with human and bovine dental tissues. *Journal of Prosthetic Dentistry* 106(2): 109-117.
- Pekkan G, Saridag S, Beriat N (2011b). Evaluation of the radiopacity of some luting, lining and filling dental cements. *Clinical Dentistry Research* 35: 2-9.
- Pekkan G, Aktas A, Pekkan K (2012). Comparative radiopacity of bone graft materials. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery* 40(1): e1-4.
- Pekkan G, Ozcan M (2012). Radiopacity of different resin-based and conventional luting cements compared to human and bovine teeth. *Dental Materials Journal* 31(1): 68-75.
- Pekkan G (2016). Radiopacity of dental materials: An Overview. *Avicenna Journal of Dental Research* 8(2): e36847.
- Pulido CA, de Oliveira Franco AP, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, y cols. (2016). An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116(4): 570-576.
- Rasimick BJ, Gu S, Deutsch AS (2007). Measuring the radiopacity of luting cements, dowels and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *Journal of Prosthodontics* 16(5): 357-364.
- Reis JM, Jorge EG, Ribeiro JG, Pinelli LA, Abi-Rached Fde O, Tanomaru-Filho M (2012). Radiopacity evaluation of contemporary luting cements by digitalization of images. *ISRN Dentistry* 2012:704246 Epub Sep 13.
- Rodrigues RF, Ramos CM, Francisoni PA, Borges AF (2015). The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113(3): 220-227.
- Rosentiel S, Land M, Crispin B (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 80(3): 280-301.
- Sekhri S, Mittal S, Garg S (2016). Tensile Bond Strength of Self Adhesive Resin Cement After Various Surface Treatment of Enamel. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 10(1): ZC01-04.

- Simões TC, Luque-Martinez I, Moraes RR, Sá A, Loguercio AD, Moura SK (2016). Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Operative Dentistry* 41(3): E64-72.
- Taira M, Toyooka H, Miyawaki H, Yamaki M (1993). Studies on radiopaque composites containing ZrO₂-SiO₂ fillers prepared by the sol-gel process. *Dental Materials* 9(3): 167-171.
- Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials* 30:e147-e162.
- Tsuge T (2009). Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *Journal of Oral Science* 51(2): 223-230.
- Turp V, Sen D, Tuncelli B, Ozcan M (2013). Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and rinse technique. *Journal of Advanced Prosthodontics* 5:226-233.
- Vega V, Negrete P, Paredes P, Osorio S, Estay J, Corral C y cols. (2017). Radiopacity assessment using 3D printed devices. En: XXVIII Reunión Anual de IADR División Chile, 4 de agosto 2017, Santiago de Chile, IADR.
- Voco GmbH (2017). Hoja de Seguridad Bifix® SE.
- Watts DC (1987). Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *Journal of Dentistry* 15: 38-43.
- Weiser F, Behr M (2015). Self-adhesive resin cements: a clinical review. *Journal of Prosthodontics* 24(2): 100-108.
- Whaites E (2008). *Fundamentos de Radiología Dental*. 4ta ed. Barcelona, España: Elsevier Masson.
- Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY (2010). Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Operative Dentistry* 35: 203-210.
- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani N, y cols. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 83: 454-458.

- Youm SH, Jung KH, Son SA, Kwon YH, Park JK (2015). Effect of dentin pretreatment and curing mode on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Advance Prosthodontics* 7(4): 317-322.