



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

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE CEMENTOS DE SILICATO DE
CALCIO**

Pedro Esteban Negrete Valderrama

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

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

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

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



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

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE CEMENTOS DE SILICATO DE
CALCIO**

Pedro Esteban Negrete Valderrama

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

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

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

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

A mi familia, por el cariño y apoyo incondicional.

“Cada profesión ha de ser concebida no sólo como un medio de ganarse la vida, de mejorar su situación económica, de labrar un porvenir a sus hijos, sino también como el ejercicio de una misión social y una colaboración al bien común de la sociedad.”

San Alberto Hurtado

AGRADECIMIENTOS

A mis tutores, profesores Dra. Camila Corral, Dr. Juan Estay y Dra. Sylvia Osorio, por la oportunidad de realizar este trabajo y, principalmente, por el compromiso, la disposición y la paciencia que tuvieron para ayudarme a realizar esta Tesis.

A todos los que acompañan el trayecto en la universidad: Pato, Juanito, Lucho, David, Sra. Oriana, a cada una de las asistentes en los botiquines. Por esa sonrisa, disposición conmigo, el instrumental y el material a última hora, entre otras cosas, que me salvó en incontables oportunidades.

A todos mis amigos con los que recorrí estos años de Universidad, especialmente a Max, Vero, Paci, Cata, Pipo. Por todos los momentos que vivimos y que hicieron una experiencia inolvidable el paso por la Universidad.

A Belén, mi compañera. Gracias por haber estado siempre a mi lado en esta larga etapa universitaria. Se vienen muchas cosas más para los dos. Te amo.

A toda mi gran familia, pero especialmente a mis padres. Todo lo que soy y he podido lograr hasta ahora en la vida, se lo debo a ustedes. Les agradezco por sobre todo el cariño, la motivación, la educación y los valores transmitidos. Esta Tesis, símbolo del término de mi etapa universitaria, está dedicada a ustedes.

ÍNDICE

| | | |
|-------|---|----|
| I. | Resumen | 6 |
| II. | Marco Teórico | 7 |
| | 1. Radiopacidad de materiales dentales | 7 |
| | 2. Cementos de Silicato de Calcio | 8 |
| | 3. Radiopacidad de Cementos de Silicato de Calcio | 16 |
| III. | Hipótesis | 22 |
| IV. | Objetivos | 22 |
| | 1. Objetivo general | 22 |
| | 2. Objetivos específicos | 22 |
| V. | Metodología | 23 |
| | 1. Tipo de Estudio | 23 |
| | 2. Materiales | 23 |
| | 3. Preparación de los cuerpos de prueba | 24 |
| | 4. Evaluación de Radiopacidad | 27 |
| | 5. Análisis Estadístico | 30 |
| VI. | Resultados | 31 |
| | 1. Evaluación de Radiopacidad de TheraCal LC | 31 |
| | 2. Evaluación de Radiopacidad de Biodentine™ | 32 |
| | 3. Evaluación de Radiopacidad de Dycal | 33 |
| | 4. Evaluación de Radiopacidad de GC Fuji IX | 34 |
| | 5. Análisis Estadístico | 36 |
| VII. | Discusión | 39 |
| VIII. | Conclusiones | 47 |
| IX. | Sugerencias | 48 |
| X. | Referencias Bibliográficas | 49 |

I RESUMEN

Introducción: La radiopacidad es una propiedad esencial de los materiales dentales, que permite su identificación en el examen radiográfico. Los cementos de silicato de calcio han demostrado óptimos resultados clínicos en sus distintas aplicaciones, que incluyen procedimientos endodónticos y restauradores. Sin embargo, se han reportado resultados variables con respecto a su radiopacidad. El objetivo del siguiente trabajo fue determinar la radiopacidad de los cementos basados en silicato de calcio: Biodentine™ y TheraCal LC; y corroborar si estos cumplen con el valor mínimo requerido por las normas ISO 6876, ISO 9917-1 e ISO 9917-2. **Material y método:** Este trabajo consistió en un estudio experimental *in vitro*. Se prepararon muestras en forma de discos de 10 mm diámetro y $1 \pm 0,1$ mm de espesor, de los materiales: Biodentine™, TheraCal LC, Dycal y GC Fuji IX. Las muestras fueron radiografiadas junto a una cuña de aluminio, escalonada de 1 a 10 mm. Posteriormente, las imágenes fueron analizadas mediante software computacional, para determinar el valor en escala de grises de las muestras y su respectivo valor en mm de Al. Los datos fueron analizados para comparar la radiopacidad de los materiales entre sí y comparar con los requisitos establecidos por las normativas. **Resultados:** La radiopacidad equivalente en mm de Al, fue de $2,17 \pm 0,17$ mm para TheraCal LC y de $2,79 \pm 0,22$ mm para Biodentine™. Las medias de radiopacidad equivalente de ambos cementos son menores a los 3 milímetros de aluminio exigidos por la norma ISO 6876. Por otro lado, estos cementos presentan una radiopacidad equivalente superior a la del mismo grosor de aluminio, mínimo requerido por las normas ISO 9917-1 e ISO 9917-2. La radiopacidad de TheraCal LC fue significativamente menor que la de los otros materiales ($p < 0,001$). Biodentine™ presentó una radiopacidad mayor a TheraCal LC ($p < 0,05$) y menor a Dycal y GC Fuji IX ($p < 0,05$). **Conclusiones:** En el presente estudio se determinó que existen diferencias en la radiopacidad de distintos tipos de cementos de silicatos de calcio. La radiopacidad de TheraCal LC es menor a la radiopacidad determinada de Biodentine™. Los cementos de silicato de calcio estudiados cumplen con la radiopacidad exigida por las normas ISO 9917-1 e ISO 9917-2, más no con lo requerido por la norma ISO 6876.

II MARCO TEÓRICO

II.1 RADIOPACIDAD DE MATERIALES DENTALES

La radiopacidad es una propiedad esencial de los materiales dentales. Estos deben poseer un índice absorcional suficiente, en relación al espesor y cantidad en que son utilizados, con el fin de poder ser debidamente identificados en el examen radiográfico (Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016). Una adecuada radiopacidad permite distinguir los materiales de estructuras dentales y estructuras adyacentes (Curtis y cols., 1990; Pekkan, 2016). De igual forma, debido a que poseen radiopacidad, es posible evaluar, por medio del examen radiográfico, distintos aspectos relacionados a las restauraciones: contorno, adaptación marginal, anatomía; y detección de caries adyacentes, brechas marginales o fracturas del material (Curtis y cols., 1990; Espelid y cols., 1991; Pekkan, 2016).

Junto con lo señalado anteriormente, la radiopacidad de los materiales dentales cobra vital importancia en situaciones puntuales, como en casos de compromiso respiratorio, por aspiración de estos, o en casos de impactación en tejidos blandos, por iatrogenia o ingestión, y su proyección a estructuras anatómicas vecinas (Price, 1986; Newton y cols., 1987; Pekkan, 2016). Por tanto, es deseable que estos, incluyendo materiales restauradores directos, liners, bases cavitarias, sistemas adhesivos y materiales de restauración indirecta, tanto temporales como definitivos; tengan una radiopacidad adecuada para satisfacer estas necesidades (Pekkan, 2016).

La radiopacidad de los materiales dentales se define como un valor de densidad óptica. Acorde a la *International Organization for Standardization* (ISO), esta se expresa en un equivalente a grosor de aluminio, es decir, en milímetros de aluminio (mm de Al), debido a que 1 mm de este posee la misma radiopacidad de 1 mm de dentina (ISO, 2009). Utilizar esta unidad permite la comparación y estandarización en distintos estudios, y la validación de nuevos materiales (ISO, 2000; Pekkan y cols., 2016).

La evidencia sostiene que la radiopacidad de los materiales dentales es crítica y debiese depender de la indicación y uso de estos, distinguiendo entre procedimientos de restauración, cementación y endodónticos (Akerboom, 1993; Pekkan y cols., 2011a; Pekkan y cols., 2011b; Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan, 2016). La *International Organization for Standardization* (ISO) ha publicado una serie de normativas que tienen por objetivo regular y estandarizar las distintas propiedades que deben poseer los materiales dentales, estableciendo protocolos que permitan evaluarlas. Dentro de estas, se mencionan requisitos de propiedades de radiopacidad. Estas normativas clasifican a los materiales dentales de acuerdo a sus indicaciones y a la naturaleza de su composición (ISO, 2002; ISO, 2007; ISO, 2010).

II.2 CEMENTOS DE SILICATO DE CALCIO

Los cementos de silicato de calcio, son cementos de tipo hidráulicos que poseen complejos de silicato de calcio entre sus componentes (Parirokh y Torabinejad, 2010a). Silicio y calcio se liberan cuando el cemento está en contacto con fluidos tisulares, lo que permite clasificarlos como materiales bioactivos (Chang, 2012; Han y Okiji, 2013; Nowicka y cols., 2013), es decir, provocan una respuesta biológica en la interface entre los tejidos y el material, resultando en una unión entre estos (Cao y Hench, 1996). Cuando entran en contacto con el tejido pulpar, estimulan la formación de un puente dentinario al ser aplicados como materiales de recubrimiento pulpar directo e indirecto, promoviendo la reparación de este tejido (Nowicka y cols., 2013; Corral y cols., 2016). A su vez, al entrar en contacto con los fluidos fisiológicos, permiten el depósito de una capa de apatita en su superficie, similar a la hidroxiapatita, resultante de la interacción entre fosfatos y el calcio liberado por estos (Parirokh y Torabinejad, 2010b). Esto genera una unión íntima a la dentina, mediante la incorporación de calcio y sílice a la dentina intertubular, la deposición intrafibrilar de apatita y la formación de estructuras tipo tags (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Han y Okiji, 2013; Corral y cols., 2016).

II.2.1 Mineral Trioxide Aggregate.

El primer material de silicato de calcio, desarrollado para uso odontológico, corresponde al Mineral Trioxide Aggregate (MTA) (patentado en 1995 por Torabinejad y White en la Universidad de Loma Linda, Estados Unidos), el cual se obtuvo a partir del cemento Portland tipo I usado en construcción (Torabinejad y White, 1995).

MTA se presenta comercialmente como un polvo al que se le incorpora un líquido, que corresponde a agua destilada (Parirokh y Torabinejad, 2010a; Corral y cols., 2016). Este polvo está compuesto principalmente por silicato tricálcico, silicato dicálcico y óxido de bismuto para otorgar radiopacidad. Posee también pequeñas cantidades de aluminato tricálcico y aluminoferrita tetracálcico (Camilleri y cols., 2005; Parirokh y Torabinejad, 2010a; Chang, 2012).

El fabricante original de MTA es Dentsply International, quien produce dos versiones: ProRoot MTA, conocido como Grey MTA, y Tooth-Colored MTA o White MTA. Las composiciones de ambas versiones son similares, siendo su principal diferencia, la ausencia de compuestos de hierro en la fórmula de White MTA (Camilleri y cols., 2005; Parirokh y Torabinejad, 2010a). A su vez, se ha observado menor tamaño de partículas en White MTA, lo que explicaría las mejores propiedades de manipulación al compararlo con Grey MTA (Chang, 2012; Corral y cols., 2016).

La preparación de MTA se realiza mezclando el polvo con agua destilada estéril en una proporción 3:1 (Chang, 2012; Corral y cols., 2016). De esta forma, se produce una reacción de hidratación en que se genera silicato de calcio hidratado. En un comienzo, la mezcla corresponde a un gel de silicato de calcio hidratado amorfo, que va solidificando a medida que aumenta la cantidad de este (Chang, 2012; Camilleri, 2008; Camilleri y cols., 2013). De esta reacción, se genera como subproducto hidróxido de calcio, el cual explica el alto pH de la mezcla de MTA: 10,2 al inicio de la reacción llegando a 12,5 después de 3 horas (Parirokh y Torabinejad, 2010a). Cuando la reacción de MTA se produce en

presencia de fluidos corporales, que poseen iones fosfatos, se deposita hidroxiapatita deficiente en calcio en la superficie de MTA, donde el calcio es aportado por la reacción de este (Chang, 2012; Camilleri y cols., 2013). El tiempo de fraguado es de 165 ± 5 minutos para la versión original, Grey MTA, y de 70 ± 5 minutos para White MTA, con 5 minutos de trabajo en ambas presentaciones (Camilleri y cols., 2005; Chang, 2012).

Originalmente, MTA fue indicado como material de relleno apical en apicectomías y en reparación de perforaciones radiculares (Chang, 2012). Luego, gracias a diversos estudios realizados y motivados por los excelentes resultados de biocompatibilidad, se expandió su uso en endodoncia y en odontología restauradora, siendo utilizado para recubrimiento pulpar directo e indirecto, pulpotomías, apexogénesis, apexificación y obturación de conductos radiculares (Vasudev y cols., 2003; Parirokh y Torabinejad, 2010a; Parirokh y Torabinejad, 2010b; Chang, 2012).

La evidencia ha sostenido en los últimos años, que MTA es el material de restauración indicado para la realización de recubrimiento pulpar directo e indirecto en dientes permanentes, presentando mayor porcentaje de éxito al compararlo con hidróxido de calcio, material usado convencionalmente en estos procedimientos (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Aguilar y Linsuwanont, 2011; Leye y cols., 2012; Petrou y cols., 2013; Corral y cols., 2016; Schwendicke y cols., 2016).

En procedimientos de recubrimiento pulpar directo, una revisión sistemática realizada por Aguilar y Linsuwanont, reportó un porcentaje de éxito de 90,5% para MTA y un 70,6% para hidróxido de calcio (Aguilar y Linsuwanont, 2011). Similares resultados ofrecen otras revisiones publicadas, aunque no se evidencian diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Corral y cols., 2016; Schwendicke y cols., 2016). MTA es propuesto como material de elección para estos procedimientos, ya que, a diferencia del hidróxido de calcio, no es soluble y mantiene estable el sellado de la zona pulpar expuesta, además de inducir una inflamación pulpar temporal, menos

severa y menos extendida que este último (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Schwendicke y cols., 2016).

Por otro lado, la evidencia disponible sobre MTA, en cuanto a recubrimiento pulpar indirecto, es más limitada y menos concluyente. Leye y cols., estudiaron las tasas de éxito y el grosor de dentina formada luego de realizar recubrimiento pulpar indirecto con MTA e hidróxido de calcio. A los 3 meses, la tasa de éxito fue de 93,1% para MTA y de 73,3% para hidróxido de calcio. En cuanto al espesor de dentina terciaria formada, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas (Leye y cols., 2012). Petrou y cols., también estudiaron la tasa de éxito de MTA e hidróxido de calcio en recubrimiento pulpar indirecto y, además, compararon el tejido dentinario remanente luego de la remoción parcial de caries y seis meses después de realizado el procedimiento. Estos autores establecieron una tasa de éxito de 90,3% en estos procedimientos, sin observarse diferencias estadísticamente significativas entre los materiales utilizados (94,5% para MTA y 86,9% para hidróxido de calcio). En cuanto al tejido dentinario, después de seis meses, las lesiones exhibieron un oscurecimiento, pérdida de humedad, aumento en la dureza y una disminución en la carga bacteriana de *Lactobacilos* y *Streptococcus mutans*, sin existir diferencias significativas entre los materiales. Sin embargo, los autores destacaron que existen diferencias relevantes entre MTA e hidróxido de calcio, principalmente debido a la solubilidad de este último, lo cual sustentaría la necesidad de realizar una segunda apertura de la cavidad, y la remoción de este material antes de la obturación definitiva, con los riesgos inherentes que este procedimiento conlleva. Concluyeron que, en casos de lesiones de caries profundas, es recomendable realizar recubrimiento pulpar indirecto con MTA, por ser un material insoluble, que evita una segunda apertura de la cavidad y permite, además, realizar una obturación definitiva sobre este (Petrou y cols., 2013).

No obstante, MTA posee una serie de desventajas. Existe un alto riesgo de cambio de coloración del diente tratado, posiblemente por la presencia de hierro y magnesio en su composición (Parirokh y Torabinejad, 2010b). Otra desventaja importante, es el largo tiempo de fraguado del material, sobre las 2 horas para

Grey MTA y más de 1 hora para White MTA, lo cual impide la realización de procedimientos de restauración en una sesión clínica, al no poder confeccionar una obturación definitiva en la misma cita (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Corral y cols., 2016). Otras desventajas reportadas, son su dificultad de manejo y sus deficientes propiedades mecánicas, significativamente menores que otros materiales usados con estos propósitos (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Nielsen y cols., 2016).

II.2.2 Biodentine™

Biodentine™ (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francia) es un cemento en base a silicato de calcio, creado con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas y el tiempo de trabajo de estos, manteniendo las ventajas demostradas por el cemento MTA (Septodont, 2010; Grech y cols., 2013a; Malkondu y cols., 2014; Corral y cols., 2016). Biodentine™ se presenta en una cápsula, que contiene el polvo de la mezcla, y una ampolla con líquido (Septodont, 2010). El polvo, según lo declarado por el fabricante, está compuesto por silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato de calcio, óxido de hierro y óxido de zirconio, este último, incorporado como agente radiopacificador (Septodont, 2010). El líquido está compuesto por cloruro de calcio, el cual disminuye el tiempo de fraguado, y por un polímero hidrosoluble, que actúa como un agente reductor de agua, permitiendo mantener una óptima viscosidad con una menor relación líquido/polvo, mejorando tanto la manipulación del material como las propiedades mecánicas de este (Septodont, 2010; Grech y cols., 2013b; Camilleri y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Corral y cols., 2016).

La reacción de fraguado es similar a la de MTA, es decir, la formación de silicato de calcio hidratado e hidróxido de calcio como subproducto (Camilleri y cols., 2013; Camilleri y cols., 2013). El tiempo de endurecimiento inicial declarado es de 9 a 12 minutos, siendo una de las principales ventajas al compararlo con los cementos de silicatos de calcio previos, como MTA (Septodont, 2010; Malkondu y cols., 2014; Corral y cols., 2016). En cuanto al endurecimiento final, un estudio lo determinó en 45 minutos, medido como el tiempo transcurrido desde el inicio de la

reacción, hasta que un indentador no logra hacer una marca en la superficie del cemento, acorde a protocolo de International Organization for Standardization ISO 9917-1 (ISO, 2007; Grech y cols., 2013a).

La mejoría de Biodentine™ en el tiempo de endurecimiento, en relación a MTA, se debe a los componentes que lo constituyen. Se ha registrado un menor tamaño de partícula en los granos de silicato tricálcico de Biodentine™ y una mayor pureza del polvo, lo que disminuiría el tiempo total de la reacción (Camilleri y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Corral y cols., 2016). Por otro lado, la adición de carbonato de calcio, que constituye el 15% del polvo, reduciría el tiempo de inducción de la reacción, actuando como un centro de nucleación para el silicato de calcio hidratado (Camilleri y cols., 2013). Del mismo modo, el cloruro de calcio adicionado al líquido, ha demostrado ser un potente acelerador de la reacción de fraguado de cementos de silicatos tricálcicos (Camilleri y cols., 2013).

Biodentine™, al igual que MTA, ha demostrado ser un material bioactivo, formando estructuras tipo “tag” dentro de los túbulos dentinarios, cuando está en contacto con dentina radicular, y generando un aumento en la captación de calcio y silicato por parte de la dentina adyacente al cemento (Han y Okiji, 2011). Biodentine™ también ha demostrado ser biocompatible, con bajos niveles de citotoxicidad y permitiendo proliferación celular (Corral y cols., 2014). Estas características, le permiten mantener la vitalidad del tejido celular pulpar y periradicular, además de unirse íntimamente a la dentina, haciendo de este una alternativa a MTA, considerado *gold estándar* de los cementos de silicato de calcio en tratamientos endodónticos (Malkondu y cols., 2014).

La principal novedad de Biodentine™, es la posibilidad de poder ser usado como material de restauración, siendo promocionado como sustituto de dentina radicular y coronal (Septodont, 2010). Las indicaciones de uso incluyen: restauración temporal de esmalte, restauración definitiva de dentina, restauración de lesiones de caries profundas en técnica sándwich, restauración de lesiones cervicales y recubrimiento pulpar directo e indirecto (Corral y cols., 2016).

En el caso de procedimientos de recubrimiento pulpar directo, Biodentine™ ha mostrado buenos resultados al ser comparado con MTA e hidróxido de calcio (Laurent y cols., 2011; Tran y cols., 2012; Nowicka y cols., 2015; Martens y cols., 2015; Kim y cols., 2016). Nowicka y cols., efectuaron exposiciones pulpares en terceros molares con indicación de extracción, y realizaron recubrimiento pulpar directo con distintos materiales. Biodentine™, MTA e hidróxido de calcio presentaron formación de dentina terciaria y de puente dentinario, sin diferencias significativas de espesor entre estos. Sin embargo, se observó que el tejido reparativo en MTA y Biodentine™ fue más voluminoso y homogéneo, con mínimos defectos, a diferencia de hidróxido de calcio, que presentó un tejido de menor volumen, exhibiendo porosidades y defectos (Nowicka y cols., 2015). Dos estudios realizados en dientes de ratas, registraron resultados similares. En estos, los dientes fueron preparados y tratados con Biodentine™ y MTA, mostrando, para ambos materiales, la formación de una gruesa, densa y homogénea capa de dentina terciaria (Tran y cols., 2012; Kim y cols., 2016).

Con respecto a la utilización de Biodentine™ en procedimientos de recubrimiento pulpar indirecto, la evidencia es más acotada. Un estudio clínico randomizado, evaluó 72 restauraciones realizadas con Biodentine™ y vidrio ionómero, en dientes con caries dentinaria profunda. Clínicamente, no se observaron diferencias significativas entre los materiales, en términos de mantención de vitalidad pulpar. No obstante, mediante tomografía computarizada, se evidenció la disminución de tamaño o eliminación de línea periodontal apical engrosada en dientes tratados, principalmente, con Biodentine™, mientras, en los tratados con vidrio ionómero, se desarrollaron nuevas lesiones o hubo progresión de las existentes (Hashem y cols., 2015).

II.2.3 TheraCal LC

TheraCal LC (Bisco Inc., Illinois, USA) es un cemento de silicato de calcio modificado con resina compuesta de fotocurado, desarrollado por Bisco Inc (Bisco, 2015). Es un material de protección y barrera pulpodentinaria, indicado en

procedimientos de recubrimiento pulpar directo e indirecto, como liner cavitario (Gandolfi y cols., 2012; Nielsen y cols., 2016; Corral y cols., 2016). TheraCal LC se presenta en una jeringa como cemento fotopolimerizable, en consistencia de pasta, compuesto por un material mineral (cemento Portland tipo III), zirconato de bario y sulfato de bario como radiopacificadores, un agente hidrofílico espesante (sílica ahumada), y resina, compuesta por monómeros hidrofóbicos, como Bisfenol A Glicidil Metracrilato, y monómeros hidrofílicos, como Polietilenglicol Dimetacrilato (Suh y cols., 2008; Gandolfi y cols., 2012; Nielsen y cols., 2016; Corral y cols., 2016).

Un estudio caracterizó la reacción de fraguado de TheraCal LC mediante microscopía electrónica de barrido, espectroscopía de energía dispersiva y difracción de rayos X. En relación a otros cementos de silicato de calcio, como Biodentine™ y MTA, la reacción de fraguado de TheraCal LC muestra una microestructura distinta, donde destaca la presencia de grandes partículas de silicato tricálcico y silicato dicálcico, las cuales reaccionan en menor medida que en otros de estos cementos, resultando en una formación significativamente menor de silicato de calcio hidratado y en la ausencia de hidróxido de calcio como subproducto (Camilleri, 2014a). Otra partícula detectada en la reacción, es el óxido de zirconio, el que no es declarado por el fabricante como componente del cemento. Además, se presenta una fase vítrea no descrita anteriormente en los cementos de silicato de calcio (Camilleri, 2014a).

Dos investigaciones han estudiado la capacidad de liberación de calcio de TheraCal LC en contacto con fluidos fisiológicos, presentándose resultados contradictorios al comparar, la magnitud de esta liberación, con Grey MTA y Biodentine™ (Gandolfi y cols., 2012; Camilleri, 2014a). En cuanto a sus propiedades mecánicas, la solubilidad de TheraCal LC es significativamente menor que la de Grey MTA y Dycal (Gandolfi y cols., 2012). La resistencia compresiva de TheraCal LC, 15 minutos después de la polimerización, es de 31 MPa (La resistencia compresiva de la dentina es de 300 MPa), 10 veces mayor que la registrada para Dycal y Biodentine™ en el mismo periodo de tiempo (no pudiendo comparar con MTA por no presentarse completamente endurecido en

dicho lapso), condición que se mantiene, aunque en menor grado, después de 24 horas (Nielsen y cols., 2016). Con respecto a la característica de fotocurado del material, TheraCal LC puede ser polimerizado en incrementos de hasta 1.7 mm de espesor (Gandolfi y cols., 2012).

TheraCal LC se presenta como una alternativa en procedimientos de recubrimiento pulpar directo e indirecto, gracias a la posibilidad de restaurar con resina compuesta en la misma sesión en que es aplicado. Esto se debe, a la resistencia a la compresión mostrada por este, a la característica de ser un material de fotocurado y la facilidad de aplicación debido a su presentación en jeringa, aprovechando las características tixotrópicas de la pasta (Nielsen y cols., 2016). No obstante, hasta al momento, no existen estudios clínicos que evalúen su desempeño en estas aplicaciones, lo que impide posicionarlo como material de primera elección.

II.3 RADIOPACIDAD DE CEMENTOS DE SILICATO DE CALCIO

Los cementos de silicato de calcio han registrado buenos resultados clínicos en sus distintas aplicaciones, observándose altas tasas de éxito (Parirokh y Torabinejad, 2010b; Aguilar y Linsuwanont, 2011; Nowicka y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014). Sin embargo, se han suscitado controversias en el estudio de sus propiedades, particularmente en lo que respecta a la radiopacidad, debido a la alta variabilidad demostrada. (Gandolfi y cols., 2012; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015).

La evidencia sostiene que la radiopacidad de los materiales dentales es crítica y debiese depender de la indicación y uso de estos (Pekkan, 2016). Si bien ISO ha publicado una serie de normativas que buscan regular las propiedades de materiales dentales (ISO, 2002; ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010), los cementos basados en silicato de calcio no se encuentran debidamente regulados e incluso, no pueden ser categorizados dentro de las distintas normas ISO actualmente existentes. Se ha reportado, por tanto, la necesidad de estándares en relación a sus aplicaciones clínicas específicas, como relleno de sistema de conductos

radiculares y cemento endodóntico, y procedimientos restauradores como base, liner y material de recubrimiento directo e indirecto (Gandolfi y cols., 2012).

En relación a los materiales de sellado de conductos radiculares, existe la norma ISO 6876: "Materiales de sellado de canal radicular" que regula e indica todas las propiedades, físicas y mecánicas, que estos deben poseer, incluyendo la radiopacidad. Según esta norma, 1 mm del material debe tener una radiopacidad equivalente, no menor a 3 mm de aluminio (ISO, 2002). En cuanto a los materiales utilizados en odontología restauradora, existen las normas ISO 4049: "Materiales restauradores basados en polímeros", ISO 9917-1: "Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido" e ISO 9917-2: "Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina"; que regulan y especifican las propiedades que deben poseer, incluyendo la descripción de protocolos para evaluar cada una de estas. En cuanto a la radiopacidad de los materiales, estas normas señalan que esta debe ser igual o mayor a la radiopacidad del mismo grosor de aluminio (ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010).

Distintos autores difieren con respecto a las normas ISO en cuanto a los requerimientos de radiopacidad de los materiales restauradores, señalándola como una propiedad que debe ser regulada en relación a la radiopacidad de esmalte y dentina (Pekkan y cols., 2016). En general, se propone que los materiales usados con este propósito, presenten una radiopacidad levemente mayor a la del esmalte (2 mm de Al), lo cual permitiría identificar y evaluar correctamente las restauraciones, así como detectar de mejor manera la presencia de caries secundaria (Espelid y cols., 1991; Akerboom y cols., 1993; Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan y cols., 2016). Una radiopacidad excesivamente alta, como la registrada en materiales metálicos, provocaría un efecto de enmascaramiento, dificultando el proceso de detección de caries secundaria (Goshima T y Goshima Y, 1990; Espelid y cols., 1991; Pekkan y cols., 2016).

II.3.1 Radiopacidad de MTA

El agente radiopacificador en MTA corresponde a óxido de bismuto, constituyendo el 20% del cemento (Torabinejad y White, 1995). Se ha observado que este interfiere con la precipitación de hidróxido de calcio luego de ocurrida la reacción de hidratación de MTA, afectando indirectamente la biocompatibilidad de este (Parirokh y Torabinejad, 2010a). Por otro lado, se ha demostrado que el óxido de bismuto impide la proliferación celular, disolviéndose en un ambiente ácido, como el de los tejidos inflamados, liberándose al ambiente y afectando directamente la biocompatibilidad del material y su radiopacidad en el tiempo (Camilleri y cols., 2004; Parirokh y Torabinejad, 2010a; Corral y cols., 2016).

Distintos estudios han evaluado la radiopacidad de MTA y han determinado un valor entre 4 y 7 mm de aluminio, encontrándose en el rango de radiopacidad de los cementos de eugenato de zinc (Torabinejad y White 1995; Danesh y cols., 2006; Gandolfi y cols., 2012; Camilleri y cols., 2013; Tanalp y cols., 2013; Kaup y cols., 2015).

II.3.2 Radiopacidad de Biodentine™

Biodentine™ incorpora óxido de zirconio como radiopacificador, en una concentración del 5% (Septodont, 2010; Kaup y cols., 2015). Diversos estudios han demostrado que la inclusión de óxido de zirconio, como agente radiopacificador de cementos de silicato de calcio, no interfiere con la reacción de hidratación de estos y, a su vez, mejora la biocompatibilidad y propiedades físicas de estos (Bosso y cols., 2015; Li y cols., 2016). Sin embargo, se requiere adicionar un porcentaje mayor de óxido de zirconio en los cementos de silicato de calcio, en relación a óxido de bismuto, para obtener el mismo nivel de radiopacidad (Húngaro y cols., 2009; Bosso y cols., 2015)

Los resultados sobre la radiopacidad de Biodentine™ muestran gran variabilidad, presentando, en general, una radiopacidad menor a 3 mm de aluminio, en contraposición a lo declarado por el fabricante, quien reporta una

radiopacidad equivalente a 3,5 mm de aluminio (Septodont, 2010; Grech y cols., 2013a; Tanalp y cols., 2013; Camilleri y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015).

II.3.3 Radiopacidad de TheraCal LC

Zirconato de bario y sulfato de bario se han señalado como agentes radiopacificadores de TheraCal LC, constituyendo el 10% de su composición (Suh y cols., 2008; Gandolfi y cols., 2012). En cuanto al sulfato de bario, se ha señalado como un potencial radiopacificador para cementos de silicato de calcio (Camilleri y Gandolfi, 2010). No obstante, al igual que con óxido de zirconio, se requieren mayores concentraciones, en comparación a óxido de bismuto, para conseguir valores similares de radiopacidad (Húngaro y cols., 2009; Camilleri y Gandolfi, 2010).

Solo existe un estudio que ha evaluado la radiopacidad de TheraCal LC, determinando una radiopacidad equivalente de $1.07 \pm 0,06$ mm de aluminio (Gandolfi y cols., 2012).

II.3.4 Exigencias de radiopacidad según normas ISO

En el caso de los cementos de silicato de calcio: MTA y Biodentine™, estos se podrían considerar como materiales de relleno de conductos radiculares y como materiales de restauración. Por ello, en relación a su indicación en procedimientos endodónticos, debiesen ser regulados por la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, que establece un mínimo de radiopacidad de 3 mm de aluminio (ISO, 2002). Por otro lado, en el caso de materiales indicados para base o liner, existe la norma ISO 9917 “Cementos basados en agua”, que determina un mínimo de radiopacidad, al menos igual a la que presente el mismo grosor de aluminio. No obstante, en esta normativa, sólo se incluyen aquellos materiales en presentación polvo/líquido que endurecen por reacción ácido-base, por lo cual los cementos de silicato de calcio hidráulicos como MTA, Biodentine™ y TheraCal LC, que endurecen por una reacción de

hidratación (además de fotopolimerización en el caso de TheraCal LC), no se ajustarían a esta descripción (ISO, 2007; ISO, 2010).

De manera similar, es difícil determinar una norma ISO que se ajuste a las características de TheraCal LC. Al ser un cemento de silicato de calcio modificado con resina, que no requiere de mezcla con agua, podría ser evaluado con la norma ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”, y clasificado como material de clase 2 acorde a esta, que corresponde a aquellos en que el endurecimiento del componente polimerizable, se lleva a cabo mediante foto activación (ISO, 2010). Sin embargo, de igual forma a lo ocurrido con MTA y Biodentine™, esta norma solo incluye a materiales de reacción ácido base, lo cual no es el caso de TheraCal LC. Por tanto, en lo que respecta a la aplicación de cementos de silicato de calcio como materiales de restauración, quedan en un área gris, sin especificación de un valor mínimo de radiopacidad. (ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010).

De acuerdo a la evidencia, MTA cumpliría con la exigencia de 3 mm de aluminio de radiopacidad para materiales de uso endodóntico (Torabinejad y White 1995; Danesh y cols., 2006; Gandolfi y cols., 2012; Camilleri y cols., 2013; Tanalp y cols., 2013; Kaup y cols., 2015), dispuesto por la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular” (ISO, 2002), y, del mismo modo, con la normativa ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” para materiales usados como base o liner, que establece una radiopacidad equivalente, al menos igual, a la que presenta el mismo grosor de aluminio (ISO, 2007).

Por otro lado, Biodentine™ presenta, en general, una radiopacidad equivalente menor a 3 mm de aluminio (Grech y cols., 2013a; Tanalp y cols., 2013; Camilleri y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015). Conforme a esto, de acuerdo a algunos reportes, no satisface los requerimientos de la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, correspondiente a una radiopacidad equivalente a 3 mm de aluminio (ISO, 2002).

En cuanto a la utilización de Biodentine™ como material de restauración, este sí cumple con la norma ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” para materiales usados como base, presentando una radiopacidad mayor a la del mismo grosor de aluminio (ISO, 2007; Grech y cols., 2013a; Tanalp y cols., 2013; Camilleri y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015). Sin embargo, diversos estudios han destacado la dificultad para detectar este cemento por medio de una radiografía, presentándose como una deficiencia importante para un material a ser utilizado en procedimientos endodónticos y restauradores (Tanalp y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015). Esta falencia, podría condicionar la utilización y predilección del material en la práctica clínica, a pesar de las ventajas que ofrece en los distintos procedimientos en los que está indicado.

TheraCal LC, como material de restauración, utilizado como base en procedimientos de recubrimiento pulpar directo e indirecto, cumpliría con la norma ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”, presentando, según el único estudio realizado hasta el momento, una radiopacidad similar al aluminio (ISO, 2010; Gandolfi y cols., 2012).

La radiopacidad es una propiedad fundamental y deseable de los materiales con fines endodónticos y restauradores. Los resultados de radiopacidad de Biodentine™ presentan gran variabilidad. Con respecto a TheraCal LC, no existen suficientes estudios en cuanto a esta propiedad. Debido a estos antecedentes, es que se requiere realizar mayores estudios sobre la radiopacidad de estos materiales, comparándolos con aquellos de indicaciones similares.

III HIPÓTESIS

Existen diferencias en el valor de radiopacidad de cementos de silicato de calcio, respecto a lo requerido por las normas ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”

IV OBJETIVOS

IV.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la radiopacidad de cementos basados en silicato de calcio: Biodentine™ y TheraCal LC; y corroborar si cumplen con el valor mínimo requerido por las normativas ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”

IV.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el valor de radiopacidad de TheraCal LC, Biodentine™, Dycal y GC Fuji IX, mediante software computacional.
- Comparar los valores de radiopacidad obtenidos entre los distintos materiales.
- Determinar si los valores de radiopacidad obtenidos cumplen con la normativas ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”

V METODOLOGÍA

V.1 TIPO DE ESTUDIO

Este trabajo de investigación consistió en un estudio experimental *in vitro*, en que se determinó y comparó la radiopacidad de dos cementos de silicato de calcio y dos cementos de referencia, de indicaciones similares, disponibles en el mercado nacional.

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

V.2 MATERIALES

V.2.1 Grupo Experimental: Materiales de cemento de silicato de calcio

- TheraCal LC (Bisco Inc., Illinois, USA): Cemento de silicato de calcio modificado con resina.
- Biodentine™ (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francia): Cemento de silicato de calcio.

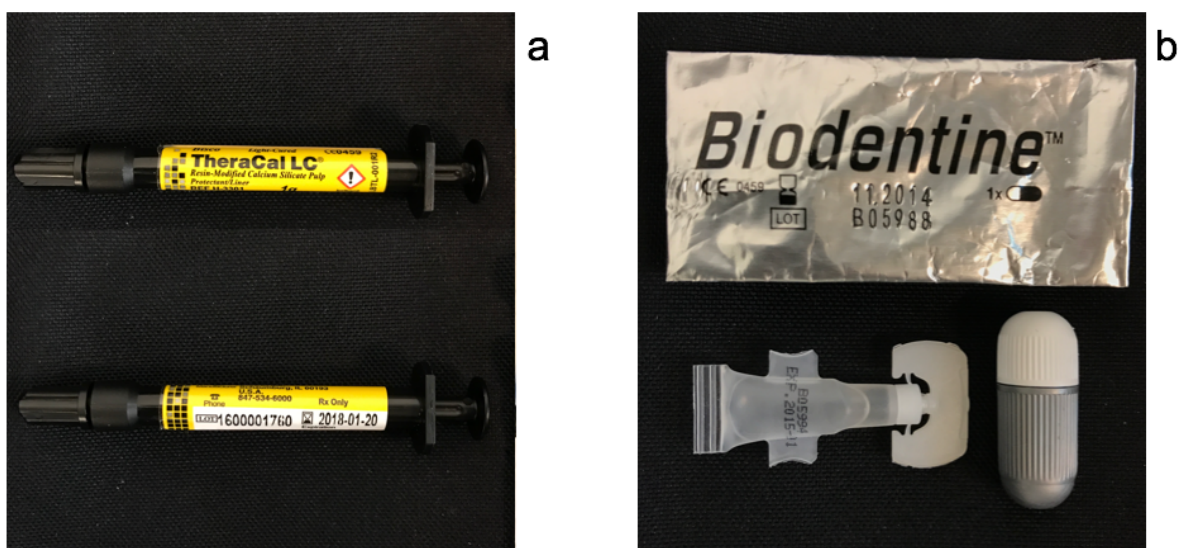


Figura 1. Cementos de Silicatos de Calcio. 1(a). TheraCal LC. 1(b). Biodentine™.

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

- Dycal (Dentsply, Connecticut, USA): Cemento de hidróxido de calcio.
- GC Fuji IX Capsule (GC America Inc., Illinois, USA): Cemento de vidrio ionómero convencional.



Figura 2. Cementos grupo de control. 2(a). Dycal. 2(b). GC Fuji IX.

V.3 PREPARACIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

Se prepararon los materiales siguiendo las indicaciones de las normas ISO 6876 y 9917, parte 1 y parte 2 (ISO, 2002; ISO 2007; ISO 2010).

V.3.1 Biodentine™, Dycal y GC Fuji IX.

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. Para ello se mezcló el material, acorde a las instrucciones del fabricante (Biodentine™, Dycal y GC Fuji IX), y se aplicó en un molde (diseñado e impreso en 3D para asegurar grosor apropiado). Sobre y bajo este, se posicionaron portaobjetos de vidrio. Tanto el molde como los portaobjetos, fueron cubiertos con una fina película de vaselina sólida. Las muestras fueron

mantenidas en una estufa a $37 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ (*Estufa UN30*, Memmert) por 24 horas, esperando su completo endurecimiento.

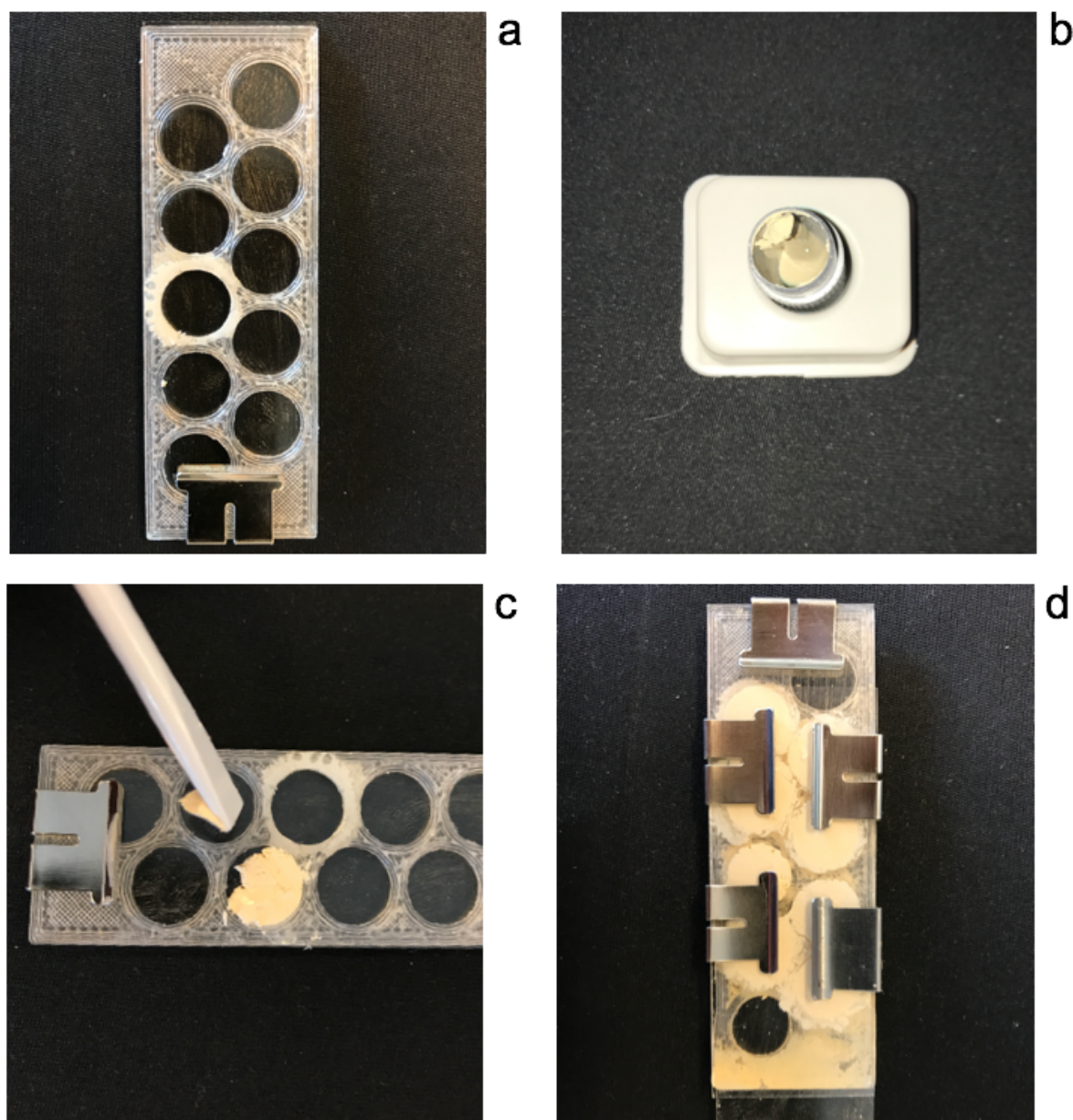


Figura 3. Preparación de cuerpos de prueba. 3(a). Molde. 3(b). Biodentine™ mezclado. 3(c). Aplicación de material en molde. 3(d). Molde y portaobjetos de vidrio.

V.3.2 TheraCal LC

En el caso de TheraCal LC, el cual se presenta en jeringa, el material se aplicó directamente en el molde. Una vez posicionados los portaobjetos de vidrio,

se procedió a fotopolimerizar las muestras a través de estos, por 20 segundos a cada lado, según las instrucciones del fabricante (Bisco, 2015). Posterior a su polimerización, las muestras fueron mantenidas en una estufa a 37 ± 2 °C (*Estufa UN30*, Memmert) por 24 horas.

V.3.3 Selección de los cuerpos de pruebas

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



Figura 4. Pie de metro digital. Calibración de cuerpos de prueba.

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

Este procedimiento se realizó hasta obtener 5 muestras por cada material, que cumpliesen con las exigencias descritas anteriormente.

V.4 EVALUACIÓN DE RADIOPACIDAD

V.4.1 Adquisición de imagen radiográfica

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



Figura 5. 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 utilizado fue *Myray RXAC* (Imolia, Italia), 70 Kv y 8 mA. La toma radiográfica se realizó por un solo operador, odontólogo, especialista en Radiología Maxilofacial.

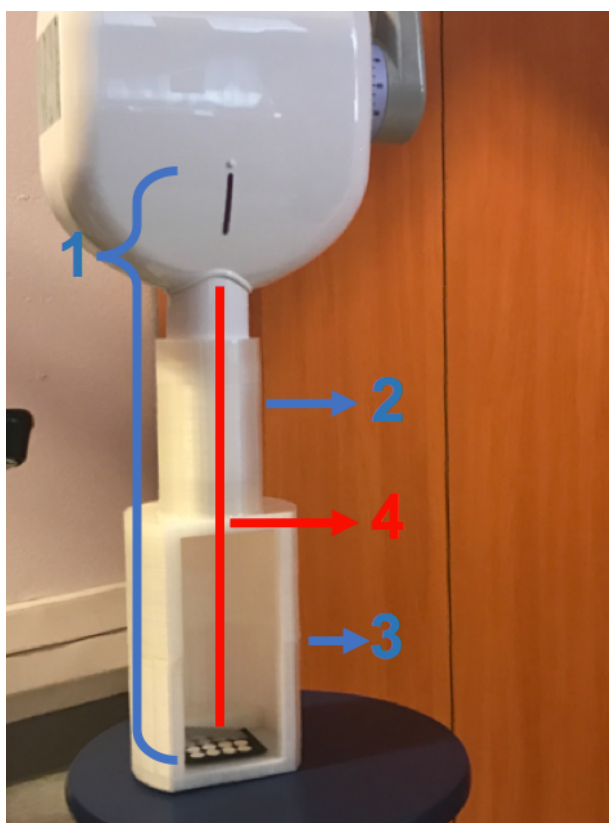


Figura 6. Esquema de dispositivo para estandarizar técnica radiográfica.

- (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

V.4.2 Análisis de escala de grises

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

Los archivos *tiff* fueron analizados mediante el programa *Adobe Photoshop CS6* para *Mac* (Adobe, California, USA). En cada imagen se determinó el valor, en escala de grises, de cada segmento de la cuña escalonada de aluminio (área de 100 x 500 píxeles), así como de cada una de las 5 muestras. Esto se realizó seleccionando un área representativa (área de 200 x 100 píxeles) del objeto de

análisis y utilizando la herramienta *Histograma*, la cual 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.

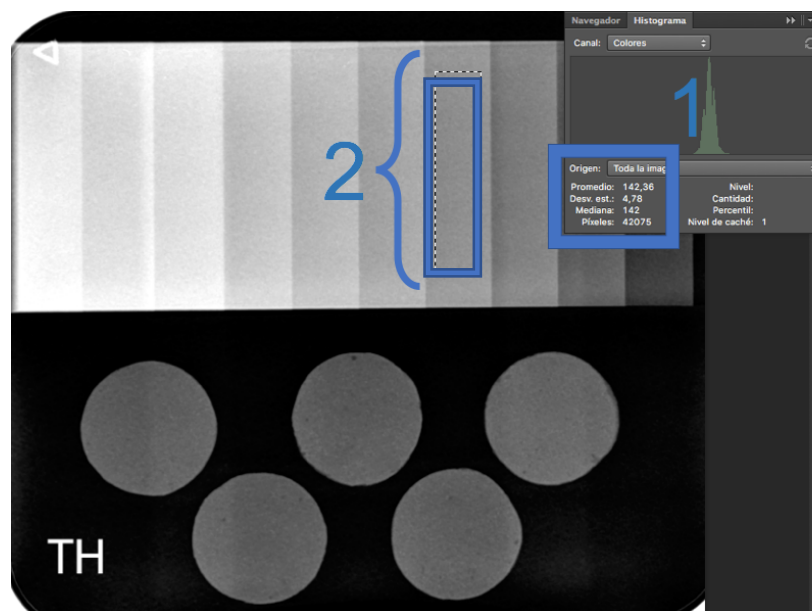


Figura 7. Análisis de Radiografía en Software Photoshop CS6. (1) Histograma. (2) Área representativa de escalón de cuña de Aluminio.

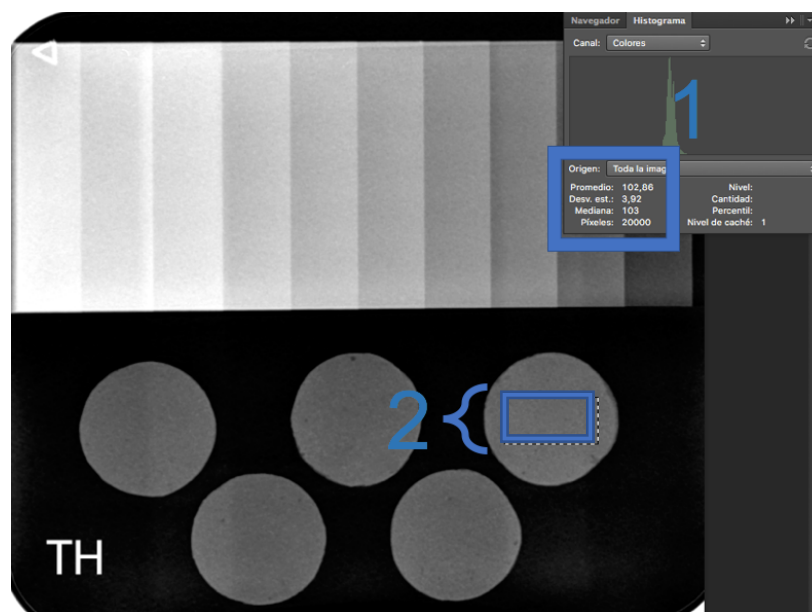


Figura 8. Análisis de Radiografía en Software Photoshop CS6. (1) Histograma. (2) Área representativa de cuerpo de prueba.

V.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

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

Los datos de radiopacidad equivalente de las muestras de cada grupo, expresada en milímetros de aluminio, se procesaron a través del software *SPSS Statistics 21.0* (IBM, New York, USA). Se realizó estadística descriptiva de cada grupo, presentando los resultados como medias desviación estándar, y se corroboró si estos cumplían con los requisitos de radiopacidad mínima exigidos por las normativas ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”. Posteriormente, se utilizó test de *Shapiro-Wilk* para determinar la normalidad de la distribución de los datos. Finalmente, al determinar que la distribución era normal, los datos entre grupos se analizaron con *ANOVA* de un factor y post-test *HSD Tukey*, con un nivel de significancia de $p=0,05$.

VI RESULTADOS

VI.1 Evaluación de Radiopacidad de TheraCal LC

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

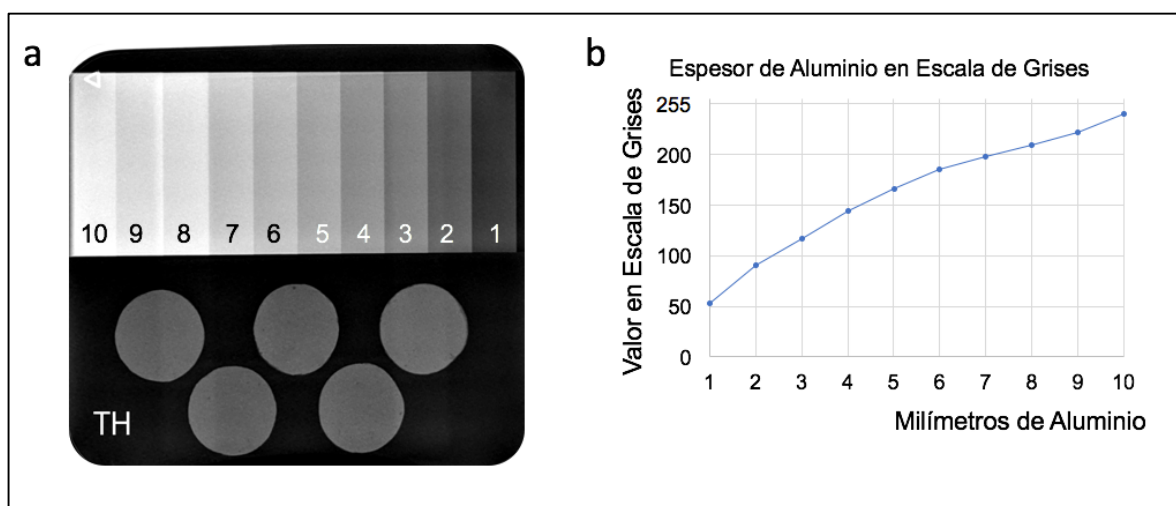


Figura 9. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de TheraCal LC de 1± 0,1 mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada de aluminio de la imagen (a).

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de TheraCal LC, es de $94,94 \pm 4,51$. La radiopacidad equivalente de TheraCal LC, en milímetros de Aluminio, es de $2,17 \pm 0,17$ mm (Tabla 1).

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

| Muestras de TheraCal LC | Valor en Escala de Grises | Equivalencia en mm de Aluminio |
|------------------------------------|---------------------------|--------------------------------|
| Muestra 1 | 93,59 | 2,12 |
| Muestra 2 | 93,35 | 2,11 |
| Muestra 3 | 90,72 | 2,01 |
| Muestra 4 | 94,45 | 2,15 |
| Muestra 5 | 102,61 | 2,46 |
| Media ± Desviación estándar | 94,94 ± 4,51 | 2,17 ± 0,17 |

VI.2 Radiopacidad de Biodentine™

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

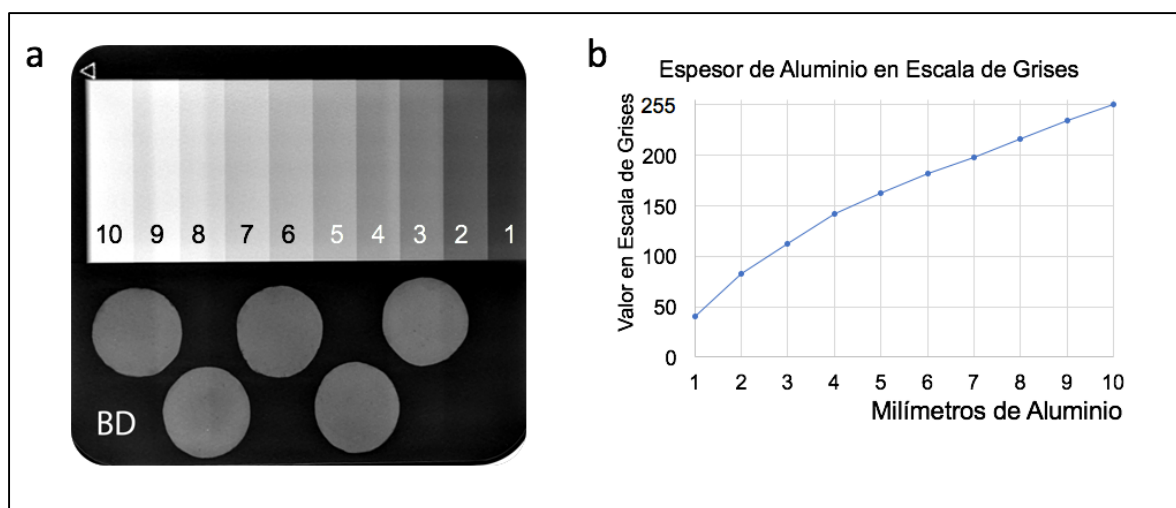


Figura 10. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de Biodentine™ de 1 ± 0,1 mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada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

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de Biodentine™, es de $106,25 \pm 6,64$. La radiopacidad equivalente de Biodentine™, en milímetros de Aluminio, es de $2,79 \pm 0,22$ mm (Tabla 2).

Tabla 2. Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 1(b).

| Muestras de Biodentine™ | Valor en Escala de Grises | Equivalencia en mm de Aluminio |
|---|-------------------------------------|-----------------------------------|
| Muestra 1 | 110,32 | 2,92 |
| Muestra 2 | 113,05 | 3,02 |
| Muestra 3 | 98,58 | 2,53 |
| Muestra 4 | 99,67 | 2,57 |
| Muestra 5 | 109,64 | 2,91 |
| Media \pm Desviación estándar | $106,25 \pm 6,64$ | $2,79 \pm 0,22$ |

VI.3 Radiopacidad de Dycal

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

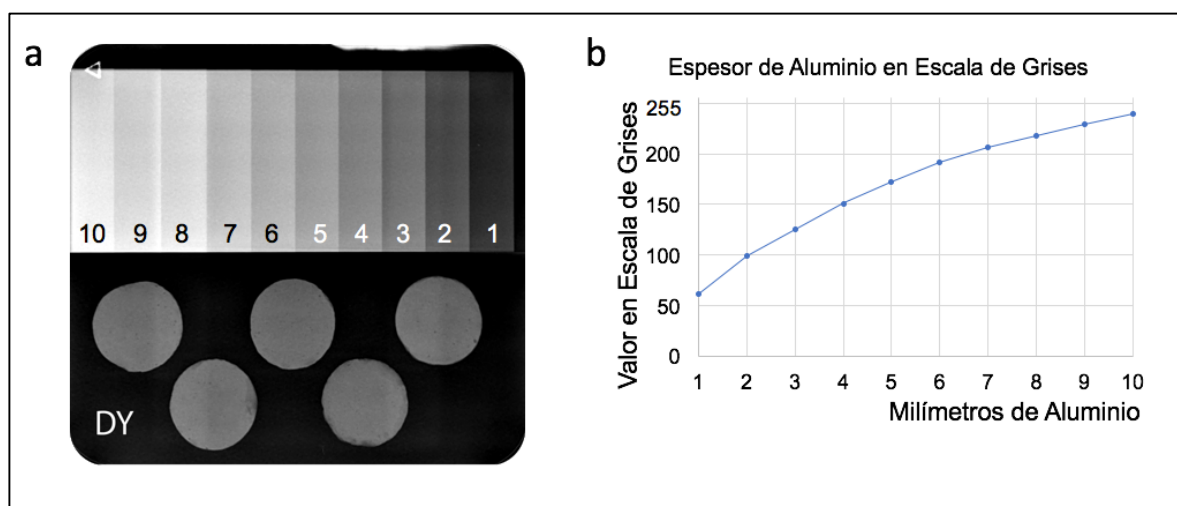


Figura 11. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de Dycal de $1 \pm 0,1$ mm de

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 Dycal, es de $110,37 \pm 4,68$. La radiopacidad equivalente de Dycal, en milímetros de Aluminio, es de $3,18 \pm 0,17$ mm (Tabla 3).

Tabla 3. Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 1(b).

| Muestras de Dycal | Valor en Escala de Grises | Equivalencia en mm de Aluminio |
|---|---------------------------|--------------------------------|
| Muestra 1 | 112,64 | 3,27 |
| Muestra 2 | 115,8 | 3,38 |
| Muestra 3 | 104,82 | 2,98 |
| Muestra 4 | 112,42 | 3,26 |
| Muestra 5 | 106,15 | 3,03 |
| Media \pm Desviación estándar | $110,37 \pm 4,68$ | $3,18 \pm 0,17$ |

VI.4 Radiopacidad de GC Fuji IX

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

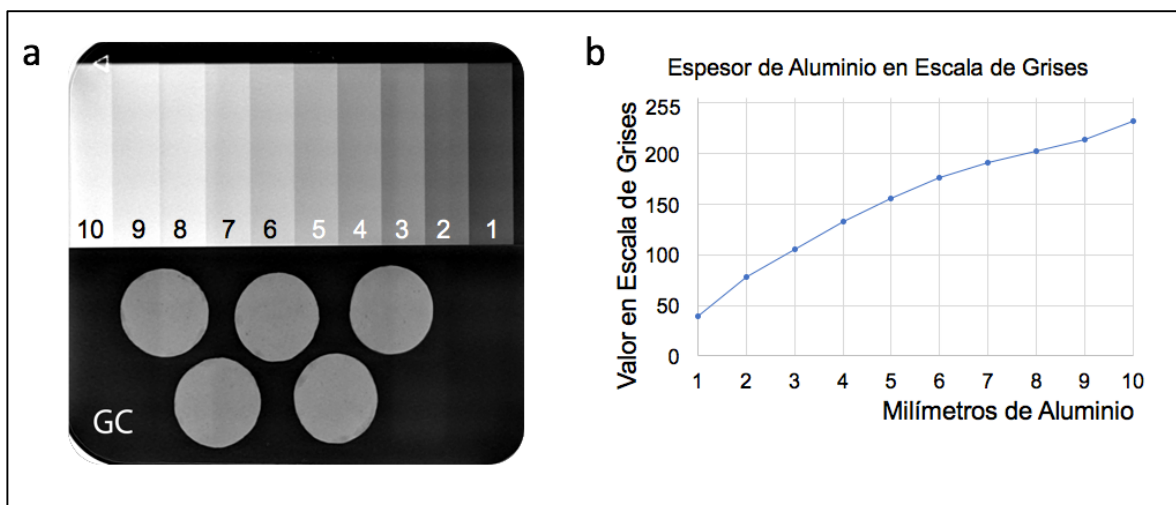


Figura 12. (a) Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio en parte superior (escalones de 1 a 10 milímetros) y en sección inferior muestras de GC Fuji IX de $1 \pm 0,1$ mm de grosor. (b) Gráfico de valor en escala de grises dependiente del grosor de aluminio, calculado a partir de cuña escalonada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

El promedio (\pm desviación estándar) de valor de escala de grises de las muestras de GC Fuji IX, es de $136,78 \pm 4,09$. La radiopacidad equivalente de GC Fuji IX, en milímetros de Aluminio, es de $3,45 \pm 0,16$ mm (Tabla 3).

Tabla 4. Valores en escala de grises de cada muestra y su respectiva equivalencia en milímetros de Aluminio calculado con gráfico en Figura 1(b).

| Muestras de GC Fuji IX | Valor en Escala de Grises | Equivalencia en mm de Aluminio |
|---|-------------------------------------|-----------------------------------|
| Muestra 1 | 140,66 | 3,59 |
| Muestra 2 | 139,02 | 3,53 |
| Muestra 3 | 132,5 | 3,28 |
| Muestra 4 | 139,53 | 3,55 |
| Muestra 5 | 132,2 | 3,26 |
| Media \pm Desviación estándar | $136,78 \pm 4,09$ | $3,45 \pm 0,16$ |

VI.5 Análisis Estadístico

Los valores estadísticos descriptivos de los materiales estudiados se muestran en la Tabla 5. Las medias de radiopacidad equivalente de TheraCal LC y Biodentine™ son menores a los 3 milímetros de Aluminio (Norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”), a diferencia de Dycal y GC Fuji IX, cementos de referencia, cuya media observada está sobre este nivel.

Las medias de radiopacidad equivalente de todos los materiales estudiados, son mayores a la radiopacidad del mismo grosor de aluminio (Normas ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”)

Tabla 5. Análisis estadístico descriptivo de los materiales estudiados.

| Material | Media (mm de Al) | Mediana | Desv. Estándar |
|----------------------|------------------|---------|----------------|
| TheraCal LC | 2,17 | 2,12 | 0,17 |
| Biodentine™ | 2,79 | 2,90 | 0,22 |
| Dycal | 3,18 | 3,26 | 0,17 |
| GC Fuji IX GP | 3,45 | 3,53 | 0,16 |

En la Tabla 6 se presentan los resultados de la prueba *Shapiro-Wilk*.

Tabla 6. Resultados de prueba de normalidad *Shapiro-Wilk* de los grupos estudiados.

| Material | Valor p |
|----------------------|---------|
| TheraCal LC | 0,117 |
| Biodentine™ | 0,190 |
| Dycal | 0,392 |
| GC Fuji IX GP | 0,095 |

Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó ANOVA con una significancia de $p=0,05$. Se obtuvo un valor $p<0,001$, por tanto, se determinó la existencia de diferencias significativas entre al menos dos de los grupos estudiados. Para determinar cuáles grupos presentaban diferencias, se utilizó el test HSD Tukey para comparar entre estos. Los resultados de HSD Tukey se presentan en la Tabla 7.

Tabla 7. Análisis comparativo de los grupos estudiados mediante HSD Tukey.

| Material (A) | Material (B) | Valor p |
|--------------------|--------------|---------|
| TheraCal LC | Biodentine™ | 0,000* |
| | Dycal | 0,000* |
| | GC Fuji IX | 0,000* |
| Biodentine™ | TheraCal LC | 0,000* |
| | Dycal | 0,017* |
| | GC Fuji IX | 0,000* |
| Dycal | TheraCal LC | 0,000* |
| | Biodentine™ | 0,017* |
| | GC Fuji IX | 0,147 |
| GC Fuji IX | TheraCal LC | 0,000* |
| | Biodentine™ | 0,000* |
| | Dycal | 0,147 |

* $p<0,05$ indica diferencias significativas.

Existen diferencias significativas entre el grupo TheraCal LC y los otros grupos estudiados, con un valor $p<0,001$, de modo que, la radiopacidad de TheraCal LC es significativamente menor que la de los otros grupos. El grupo Biodentine™, a su vez, presenta diferencias significativas con los tres cementos estudiados, por tanto, su radiopacidad equivalente es mayor que la del grupo TheraCal LC y menor a la de Dycal y GC Fuji IX. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo Dycal y el grupo GC Fuji IX.

La dispersión de los datos entre los grupos se encuentra representada en el Gráfico 1. De acuerdo a los resultados obtenidos mediante HSD Tukey, se pueden establecer tres subconjuntos que presentan diferencias significativas de radiopacidad entre sí. TheraCal LC constituye el subconjunto “a”, con el menor valor de radiopacidad. Biodentine corresponde al subconjunto “b”, con un valor de radiopacidad intermedio entre los otros dos subconjuntos. Dycal y GC Fuji IX conforman el subconjunto “c”, con la radiopacidad más alta de los materiales estudiados, sin diferencias significativas entre ellos.

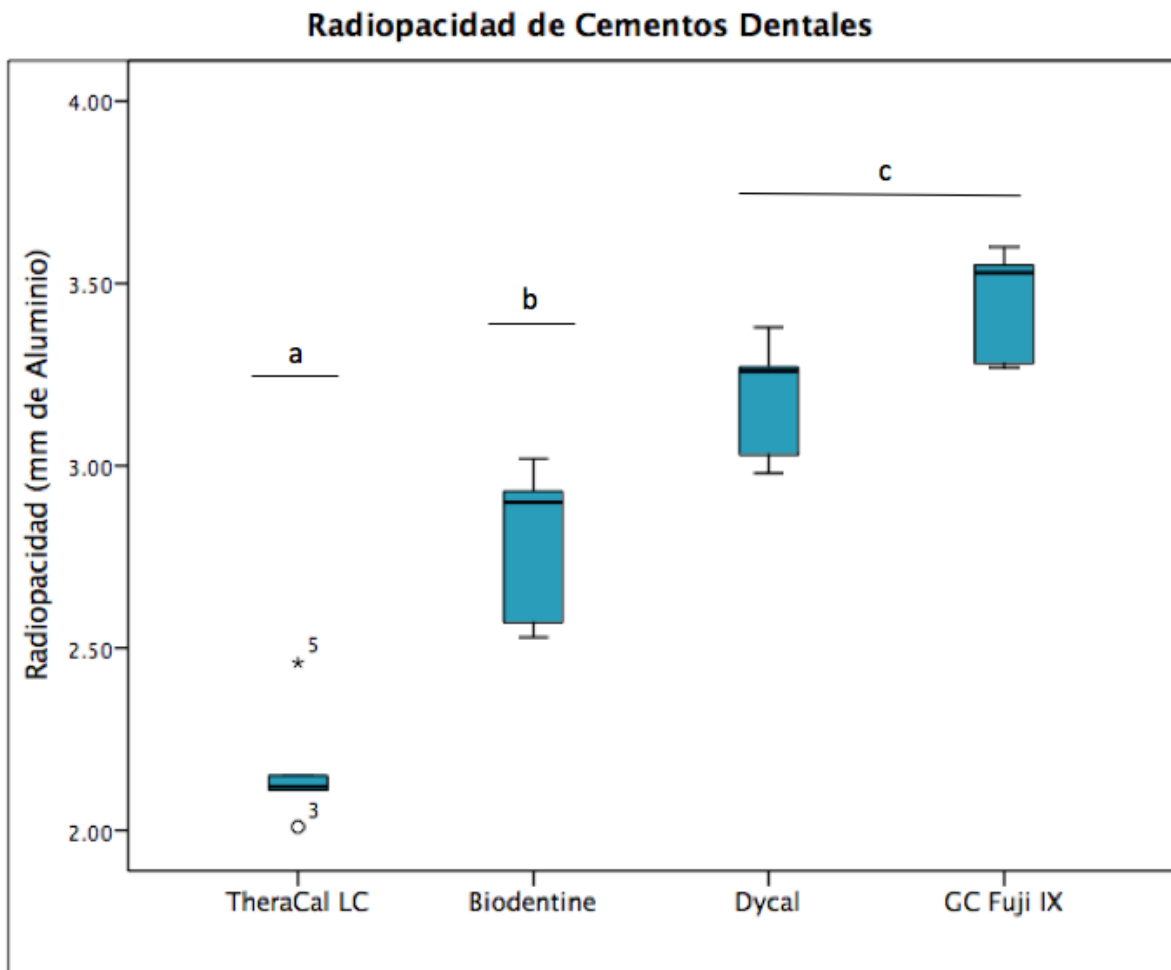


Gráfico 1: Radiopacidad equivalente en mm de Al de los distintos materiales. Las cajas representan la dispersión de datos entre el primer y tercer cuartil, correspondiente al rango donde se concentran el 50% de los datos. La línea horizontal dentro de las cajas representa la mediana. Las líneas verticales se extienden desde el mínimo al máximo. El punto señalado con asterisco indica un valor atípico. Los materiales con diferencias estadísticamente significativa se agrupan en subconjuntos denominados con las letras “a, b y c”.

VII DISCUSIÓN

En este estudio experimental se determinó y comparó la radiopacidad de dos cementos de silicatos de calcio: TheraCal LC y BiodentineTM; y dos cementos de referencia con indicaciones similares: Dycal y GC Fuji IX. Los resultados de esta investigación demuestran que existen diferencias en la radiopacidad de los materiales estudiados, a excepción de Dycal y GC Fuji IX entre sí. Además, los cementos de silicato de calcio estudiados, no cumplen el requisito de radiopacidad equivalente de 3 mm de Aluminio, exigido por la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular” (ISO, 2002). Por otro lado, estos sí cumplen con el requerimiento de una radiopacidad equivalente, al menos igual a la del mismo grosor de aluminio, según las normas ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina” (ISO, 2007; ISO, 2010).

TheraCal LC presentó una radiopacidad equivalente de $2,17 \pm 0,17$ mm de Al. Gandolfi y cols., reportaron una radiopacidad de 1,07 mm de Al, mientras que Choi y cols., de 1,7 mm de Al (Gandolfi y cols., 2012; Choi y cols., 2015). Este material, de acuerdo a los resultados obtenidos, no cumple con la normativa ISO 6876 “Materiales de sellado de canal radicular”, que exige una radiopacidad de 3 mm de Al (ISO, 2002). Esta normativa es frecuentemente usada para evaluar los cementos de silicato de calcio (Danesh y cols., 2006; Húngaro y cols., 2009; Camilleri y Gandolfi, 2010; Gandolfi y cols., 2012; Tanalp y cols., 2013; Kaup y cols., 2015; Sahiri y cols., 2015; Bosso y cols., 2015). Sin embargo, está diseñada para estandarizar los materiales de sellado de conductos radiculares utilizados para la obturación permanente de estos, mientras que TheraCal LC está indicado sólo como material de recubrimiento pulpar, directo o indirecto, por ende, no corresponde que esté regido por esta normativa.

La norma ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”, regula a los materiales usados para base o liner, estableciendo una radiopacidad equivalente, al menos igual a la radiopacidad mismo grosor de aluminio (ISO, 2010). TheraCal LC cumple con esta norma,

presentando una radiopacidad mayor a la del mismo grosor de aluminio. No obstante, debido a la indicación de este material, muchas veces es utilizado en espesores menores a los estudiados, por lo que la identificación en una radiografía podría ser dificultosa al presentar una radiopacidad insuficiente. Junto con esto, esta norma no incluye a materiales que endurezcan por una reacción distinta a la de ácido-base, como es el caso de los cementos de silicato de calcio, los cuales endurecen por una reacción de hidratación (ISO, 2010). Esto limita la aplicación de esta norma para evaluar estos cementos, debido a que los protocolos de preparación de muestras no están diseñados para este tipo de materiales, que podrían ver afectadas sus propiedades al someterse a ellos (Gandolfi y cols., 2012).

En este estudio, la radiopacidad determinada de Biodentine™ fue de $2,79 \pm 0,22$ mm de Al. Otros estudios han reportado un amplio rango de valores de radiopacidad: Camillieri y cols., entre 4 y 5 mm de Al; Grech y cols., 4,1 mm de Al; Tanalp y cols., $2,8 \pm 0,48$ mm de Al; y Kaup y cols., $1,5 \pm 0,1$ mm de Al (Camillieri y cols., 2013; Grech y cols., 2013; Tanalp y cols., 2013; Kaup y cols., 2015). El fabricante en tanto, declara una radiopacidad equivalente a 3,5 mm de aluminio (Septodont, 2010). En todos los estudios mencionados, incluido el presente, se siguieron las recomendaciones de la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”, presentando protocolos similares (ISO, 2002). La variabilidad entre las metodologías empleadas debiese ser por tanto, mínima, particularmente en el proceso de mezcla y preparación del material, el cual se realiza en un amalgamador. En consecuencia, la variabilidad en cuanto a la radiopacidad, podría sugerir una pobre estandarización del producto o alguna alteración en el proceso de fabricación de este (Kaup y cols., 2015).

En relación a los requerimientos de radiopacidad, según los resultados de este estudio, Biodentine™ no cumple con los 3 mm de aluminio exigidos por la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular” (ISO, 2002). En un material indicado en procedimientos endodónticos, esta propiedad es fundamental para corroborar el correcto sellado de los conductos radiculares, tanto en

procedimientos ortógrafos y retrógrafos, así como para evaluar las distintas etapas de los tratamientos y corroborar el éxito en la radiografía de control (Pawar y cols., 2013; Caron y cols., 2014; Malkondu y cols., 2014).

Al igual que con TheraCal LC, Biodentine™ también podría ser evaluado acorde a la norma ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido”, aunque, como se señaló previamente, esta no es apropiada para este tipo de materiales. Acorde a esta normativa, Biodentine™ satisface los requerimientos de radiopacidad para materiales usados como base o liner (ISO, 2010). Sin embargo, diferentes autores proponen que los materiales destinados a este propósito, deben poseer una radiopacidad mayor a la de la estructura dental adyacente, es decir, sobre 1 mm de Al para dentina y 2 mm de Al para esmalte, esto con el fin de identificar y evaluar correctamente la restauración realizada, así como también, para la detección y diagnóstico de caries dental (Espelid y cols., 1991; Akerboom y cols., 1993; ISO, 2010; Pekkan y Ozcan, 2012; Pekkan y cols., 2016).

Diversos reportes han señalado la dificultad para diferenciar a Biodentine™, mediante el estudio radiográfico intra oral, de la dentina adyacente, presentándose como una seria desventaja del material, que podría condicionar su utilización rutinaria en la práctica clínica (Dammachke, 2012; Bachoo y cols., 2013). Estos reportes, junto a los resultados del presente trabajo, indican que las normas de radiopacidad deben ser revisadas y estandarizadas, y que los requisitos mínimos propuestos actualmente por estas, podrían ser insuficientes en virtud de los requerimientos clínicos que demanda el profesional. Esto refuerza también la idea de que deben existir normas específicas a las indicaciones de los materiales, teniendo en consideración los volúmenes y espesores en que estos son utilizados en sus distintas aplicaciones (Pekkan y cols., 2016).

La radiopacidad de los materiales dentales está determinada por los elementos radiopacificadores que se incluyen en su composición, siendo los más comunes: óxido de bismuto, sulfato o fosfato de calcio, sulfato de bario, dióxido de zirconio, dióxido de silicio y dióxido de titanio (Camilleri y Gandolfi, 2010; Choi y

cols., 2015). Se ha establecido que el tipo, la concentración y el tamaño de partícula del radiopacificador, afectan el nivel de radiopacidad de los distintos materiales (Húngaro y cols., 2009; Camilleri y Gandolfi, 2010; Saghiri y cols., 2015; Bosso y cols., 2015).

TheraCal LC contiene, aproximadamente, un 10% de sulfato de bario y zirconato de bario como agentes radiopacificadores (Suh y cols., 2008; Gandolfi y cols., 2012). Mientras que el fabricante de Biodentine™, declara que este contiene un 5% de dióxido de zirconio (Septodont, 2010). Sulfato de bario, zirconato de bario y dióxido de zirconio, son agentes radiopacificadores que se introdujeron en los cementos de silicato de calcio con el fin de sustituir al óxido de bismuto, presente en los cementos MTA, debido a que se ha observado que este último impide la proliferación celular, altera la reacción de hidratación del silicato tricálcico (y por ende, las propiedades mecánicas y bioactivas del material), y se disuelve en contacto con los fluidos tisulares, afectando la biocompatibilidad del cemento y radiopacidad en el tiempo (Camilleri y cols., 2004; Húngaro y cols., 2009; Parirokh y Torabinejad, 2010a; Corral y cols., 2016).

Se ha observado, que el remplazo de óxido de bismuto por dióxido de zirconio, en cementos de silicato de calcio, mejora la biocompatibilidad del material y no afecta la reacción de hidratación de este, por ende, se ha sugerido como agente radiopacificador (Tanalp y cols., 2013; Camilleri y cols., 2013; Bosso y cols., 2015; Li y cols., 2016). Húngaro y cols., compararon cementos de silicato de calcio con diferentes tipos de radiopacificadores (todos en una concentración del 20%) y no encontraron diferencias significativas en la radiopacidad al utilizar óxido de bismuto, dióxido de zirconio o sulfato de bario (Húngaro y cols., 2009). Por tanto, la baja radiopacidad reportada de Biodentine™ no se explicaría por el cambio a dióxido de zirconio como radiopacificador, si no tal vez, por la baja concentración de este (5% del peso del cemento) (Húngaro y cols., 2009; Camilleri y cols., 2013; Bosso y cols., 2015). La evidencia sostiene que aumentar la concentración de óxido de zirconio, en los cementos de silicato de calcio, mejora significativamente las propiedades de estos. En primer lugar, corresponde a un relleno inerte, que no interfiere con la reacción de hidratación del cemento (Li y

cols., 2016). Se ha observado, que mejora la resistencia a la fractura y resistencia compresiva de los cementos (Silva y cols., 2014; Li y cols., 2016). Por último, disminuye la citotoxicidad y mejora la biocompatibilidad, permitiendo una liberación de calcio mayor y más prolongada en el tiempo (Li y cols., 2016).

Del mismo modo que Biodentine™, la baja radiopacidad de TheraCal LC se podría explicar por el porcentaje de radiopacificador que se le ha incorporado (10% del peso del cemento). Camilleri y cols., estudiaron el efecto de distintas concentraciones de sulfato de bario en la radiopacidad de los cementos de silicato de calcio. Para esto, reemplazaron el 10%, 15%, 20%, 25% y 30% del peso del cemento, por sulfato de bario y usaron ProRoot MTA como control. No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la incorporación de 25% y 30% de sulfato de bario, presentando una radiopacidad equivalente sobre 3 mm de Al. El grupo con un 10% de sulfato de bario registró diferencias significativas con el grupo de 25%, con una radiopacidad equivalente menor a 3 mm de Al (Camilleri y cols., 2010). En cuanto al zirconato de bario, también reportado como agente radiopacificador en TheraCal LC, existen estudios que lo validan como alternativa a otros radiopacificadores (Camilleri, 2014b; Xuereb y cols., 2015). La utilización de zirconato de bario en los cementos de silicato de calcio, mejora la bioactividad al aumentar la liberación de calcio, en comparación a aquellos que incorporan óxido de zirconio (Camilleri, 2014b). Otro estudio determinó, que cementos de silicato de calcio mezclados con zirconato de bario, mejoran su radiopacidad a niveles similares a los de MTA (Xuereb y cols., 2015).

Este estudio reporta resultados relevantes en relación a la propiedad de radiopacidad de cementos de silicato de calcio. Estos, particularmente los analizados en esta investigación, son materiales indicados en diversos procedimientos clínicos: endodónticos y restauradores. La principal ventaja de ellos, frente a los cementos dentales convencionales, representados en los grupos controles: Dycal y GC Fuji IX; son las propiedades de biocompatibilidad y bioactividad, que permite estimular una respuesta del complejo pulpodentinario, con altas tasas de éxito en procedimientos que, de otro modo, podrían requerir de tratamiento endodóntico para su resolución. Sin embargo, los niveles de

radiopacidad de estos cementos son insatisfactorios, lo que se ha reportado como una falencia (Dammaschke, 2012; Bachoo y cols., 2013; Tanalp y cols., 2013; Malkondu y cols., 2014; Kaup y cols., 2015).

Cementos convencionales, como cemento de hidróxido de calcio y cementos de vidrio ionómero, utilizados en procedimientos de recubrimiento directo e indirecto, respectivamente (Leye y cols., 2012; Hashem y cols., 2015; Schwendicke y cols., 2012), presentan una adecuada radiopacidad (Devito y cols., 2004; Pekkan y cols., 2011a; Gandolfi y cols., 2012; Choi y cols., 2015). En el presente trabajo, la radiopacidad de los cementos de referencia Dycal y GC Fuji IX, fue mayor en relación a los cementos de silicato de calcio estudiados. Estos resultados, concuerdan con lo reportado por un estudio previo de *Gandolfi y cols.*, quienes estudiaron las propiedades físico-químicas de TheraCal LC, comparándolo con MTA y Dycal, registrando una radiopacidad equivalente menor a estos ($p < 0,05$) (Gandolfi y cols., 2012). Dycal posee como agente radiopacificador óxido de titanio, y entre los componentes propios del cemento presenta óxido de zinc, el cual también se ha señalado como un agente radiopacificador (Húngaro y cols., 2009; Tseuge y cols., 2015; Li y cols., 2016). En el caso de los cementos de vidrio ionómero, a estos se les deben incorporar elementos con altos pesos atómicos, como bario o estroncio, para poder otorgar radiopacidad (Choi, 2015; Tsuge y cols., 2015).

Dentro de las fortalezas del presente estudio, se encuentran el estricto control de calidad de las muestras confeccionadas y el control de ejecución de los procedimientos realizados, ambos con el fin de limitar la influencia de estas variables en los resultados obtenidos. Las muestras confeccionadas fueron preparadas estrictamente acorde a las indicaciones de los fabricantes. Luego fueron sometidas a un proceso de calibración, seleccionándose aquellas que presentaran un grosor de $1 \pm 0,1$ milímetros, según lo requerido por la norma (ISO, 2002; ISO, 2010). Posteriormente, se radiografiaron las muestras para identificar errores en la manipulación del material y en la confección de las mismas, manifestados como burbujas de aire o alteraciones en la homogeneidad. De esta forma, las muestras finalmente incluidas en el estudio, cumplían con todos los

requisitos exigidos por las normas ISO y presentaban una óptima preparación del material (ISO, 2002; ISO, 2010).

Del mismo modo, se intentó estandarizar las variables durante la ejecución de la prueba de radiopacidad. En primer lugar, la norma ISO solicita la utilización de una cuña escalonada de aluminio de al menos un 98% de pureza, para disminuir la presencia de otros metales en la aleación que pudiesen alterar los valores de radiopacidad (ISO,200; ISO, 2010). En este estudio, se utilizó una cuña escalonada de aluminio con un 99% de pureza (*OMT160*, Odeme, Santa Catarina, Brasil). Junto con esto, se confeccionó, mediante impresión 3D, una estructura especialmente diseñada para el equipo de rayos X *Myray RXAC* (Imolia, Italia), con el fin de asegurar la perpendicularidad del haz de rayos X con respecto a las muestras y estandarizar la distancia focal. Para la toma radiográfica, se utilizó una película de fósforo fotoestimulable que fue escaneada posteriormente, sin requerir de revelado convencional, colaborando a la estandarización de la adquisición de la imagen. Por último, todas las tomas radiográficas fueron llevadas a cabo por el mismo profesional, odontólogo especialista en Radiología y Patología Maxilofacial, estandarizando la distancia focal en 400 mm, el tiempo de exposición en 0,4 segundos y la exposición a 70 Kv y 8 mA, según lo dispuesto por la norma (ISO,2002; ISO, 2010).

Como limitante y futura proyección del estudio, se plantea la necesidad de evaluar los materiales en razón de los volúmenes y espesores en que son utilizados normalmente en los distintos procedimientos clínicos. 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 protocolos no especificados (ISO, 2002; ISO, 2007; ISO, 2009; ISO, 2010). Por tanto, sería interesante incluir en la película radiográfica, junto a las muestras y la cuña escalonada de aluminio, un preparado de diente humado, en un corte longitudinal de 1 mm de espesor, que incluya los distintos tejidos que componen al órgano dental: esmalte, dentina y tejido pulpar; con el objetivo de

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

Para el clínico, la radiopacidad de los materiales dentales es una propiedad fundamental, debido a que este examen complementario permite realizar diagnósticos más precisos y mejor control de los tratamientos (Akerboom y cols., 1993; Pekkan y cols., 2011; Pekkan y Ozcan, 2012; Tanalp y cols., 2013; Pekkan, 2016). Se sugiere mayor investigación dirigida a la búsqueda de nuevos radiopacificadores que permitan mejorar la radiopacidad de los materiales, sin alterar sus otras propiedades.

VIII CONCLUSIONES

- La radiopacidad de los cementos de silicato de calcio estudiados (Biodentine™ y TheraCal LC), se encuentra bajo la norma ISO 6876: “Materiales de sellado de canal radicular”. Por tanto, no cumplen con los requisitos mínimos, establecidos por la International Organization for Standardization, para ser utilizados en procedimientos endodónticos. Sin embargo, está por sobre lo requerido por las normas para materiales restauradores, ISO 9917-1: “Cementos basados en agua: Cementos ácido-base polvo/líquido” e ISO 9917-2: “Cementos basados en agua: Cementos modificados con resina”.
- En el presente estudio se determinó que existen diferencias estadísticamente significativas en la radiopacidad de distintos tipos de cementos de silicato de calcio. La radiopacidad de TheraCal LC es menor a la radiopacidad determinada de Biodentine™.
- Ambos materiales poseen una radiopacidad menor a la de los materiales de referencia, usados habitualmente para procedimientos clínicos similares (Dycal y GC Fuji IX).

IX SUGERENCIAS

Se sugiere realizar una línea de investigación que otorgue el conocimiento necesario para mejorar la radiopacidad de los cementos de silicato de calcio (Biodentine™ y TheraCal LC). En primer lugar, se debe entender a cabalidad el motivo de la baja radiopacidad de estos materiales observada por los distintos estudios, que difiere de los valores reportados por los fabricantes. En el caso particular de Biodentine™, es importante esclarecer el motivo de la gran variabilidad de esta propiedad entre los distintos autores y determinar si se debe a una falta de estandarización en la fabricación del producto.

En una segunda etapa, la investigación se debe orientar primero, a la búsqueda de nuevas alternativas que puedan ser utilizadas como elementos radiopacificadores, y, en segundo lugar, al estudio de cómo los diversos radiopacificadores, en distintas concentraciones, pueden afectar las propiedades físicas, químicas, mecánicas y biológicas de estos materiales.

X REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aguilar P, Linsuwanont P (2011). Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: a systematic review. *Journal of Endodontics* 37:581–587.
- Akerboom HB, Kreulen CM, van Amerongen WE, Mol A (1993). Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 70:351–355.
- Bachoo IK, Seymour D, Brunton P (2013). Clinical case reports using a novel calcium-based cement. *British Dental Journal* 214:61–64.
- BISCO (2015). Seal and Protect with TheraCal LC Pulp Capping Material and Liner. Bisco Inc., Illinois, USA. [Solicitado 2016 Oct]. http://www.bisco.com/assets/1/22/TheraCal_LC_Brochure3.pdf
- Bosso R, Guerreiro J, Viapiana R, Berbert F, Duarte M, Tanomaru M (2015). Physicochemical properties of calcium silicate cements associated with microparticulate and nanoparticulate radiopacifiers. *Clinical Oral Investigations* 20:83–90.
- Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR (2004). Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 37:699–704.
- Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials* 21:297–303.
- Camilleri J (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 41:408–417.
- Camilleri J, Gandolfi MG (2010). Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *International Endodontic Journal* 43:21–30.
- Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials* 29:580–593.
- Camilleri J (2014a). Hydration characteristics of Biodentine and Theracal used as pulp capping materials. *Dental Materials* 30:709–715.

- Camilleri J (2014b). Tricalcium silicate cements with resins and alternative radiopacifiers. *Journal of Endodontics* 40:2030–2035.
- Cao W, Hench LL (1996). Bioactive materials. *Ceramics international* 22:493–507.
- Caron G, Azérad J, Faure M-O, Machtou P, Boucher Y (2014). Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: two case reports. *International Journal of Oral Science* 6:250–253.
- Chang S-W (2012). Chemical characteristics of mineral trioxide aggregate and its hydration reaction. *Restor Dent Endod* 37:188–193.
- Choi, T. T. [蔡天裕]. (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
- Corral C, Bosomworth H, Field C, Whitworth J, Valentine R (2014). Biodentine and mineral trioxide aggregate induce similar cellular responses in a fibroblast cell line. *Journal of Endodontics* 40:406–411.
- Corral C, Fernández E, Martín J, Estay J, Bersezio C, Cisternas P, Batista O (2016). Revisión del estado actual de cementos de silicato de calcio en odontología restauradora. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia* 27:425-441.
- Curtis PM, Fraunhofer von JA, Farman AG (1990). The radiographic density of composite restorative resins. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology* 70:226–230.
- Dammaschke T (2012). Biodentine – An Overview. *Septodont Case Studies Collection* 3: 4-8.
- Danesh G, Dammaschke T, Gerth HUV, Zandbiglari T, Schäfer E (2006). A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *International Endodontic Journal* 39:213–219.
- Devito KL, Ortega AI, Haiter-Neto F (2004). Radiopacity of calcium hydroxide cement compared with human tooth structure. *Journal of Applied Oral Science* 12:290–293.
- Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials* 7:114–117.

- Gandolfi MG, Siboni F, Prati C (2012). Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International Endodontic Journal* 45:571–579.
- Goshima T, Goshima Y (1990). Radiographic detection of recurrent carious lesions associated with composite restorations. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology* 70(2):236-239.
- Grech L, Mallia B, CAMILLERI J (2013a). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials* 29:e20–8.
- Grech L, Mallia B, Camilleri J (2013b). Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *International Endodontic Journal* 46:632–641.
- Húngaro M, de Oliveira G, Vivan R, Guerreiro J, Tanomaru M, de Moraes I (2009). Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics* 35:737–740.
- International Organization for Standardization (2002). ISO 6876, Dental root canal sealing materials. 2 ed. Geneva: ISO.
- International Organization for Standardization (2007). ISO 9917-1, Dentistry Water-based cements, Part 1: Powder/Liquid acid-base cements. Geneva: ISO.
- International Organization for Standardization (2009). ISO 4049, Dentistry Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3 ed. Geneva: ISO.
- International Organization for Standardization (2010). ISO 9917-2, Dentistry Water-based cements, Part 2: Resin-modified cements. Geneva: ISO.
- Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & Face Medicine* 11:16.
- Kim J, Song Y-S, Min K-S, Kim S-H, Koh J-T, Lee B-N, et al. (2016). Evaluation of reparative dentin formation of ProRoot MTA, Biodentine and BioAggregate using micro-CT and immunohistochemistry. *Restorative Dentistry & Endodontics* 41:29–36.

- Laurent P, Camps J, About I (2011). Biodentine™ induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International Endodontic Journal* 45:439–448.
- Leye F, Gaye F, Kane AW, Benoist HM, Farge P (2012). Evaluation of mineral trioxide aggregate (MTA) versus calcium hydroxide cement (Dycal®) in the formation of a dentine bridge: a randomised controlled trial. *International Dental Journal* 62:33–39.
- Li X, Yoshihara K, Munck J, Cokic S, Pongprueksa P, Putzeys E, et al. (2016). Modified tricalcium silicate cement formulations with added zirconium oxide. *Clinical Oral Investigations*:1–11.
- Malkondu Ö, Karapinar Kazandağ M, Kazazoğlu E (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed Research International* 2014:160951–10.
- Martens L, Rajasekharan S, Cauwels R (2015). Pulp management after traumatic injuries with a tricalcium silicate-based cement (Biodentine™): a report of two cases, up to 48 months follow-up. *European Archives of Paediatric Dentistry*:1–6.
- Newton JP, Abel RW, Lloyd CH, Yemm R (1987). The use of computed tomography in the detection of radiolucent denture base material in the chest. *Journal of Oral Rehabilitation* 14:193–202.
- Nielsen MJ, Casey JA, VanderWeele RA, Vandewalle KS (2016). Mechanical properties of new dental pulp-capping materials. *European Journal of General Dentistry* 64:44–48.
- Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 39:743–747.
- Nowicka A, Wilk G, Lipski M, Kołdecki J, Buczkowska-Radlińska J (2015). Tomographic Evaluation of Reparative Dentin Formation after Direct Pulp Capping with Ca(OH)₂, MTA, Biodentine, and Dentin Bonding System in Human Teeth. *Journal of Endodontics* 41:1234–1240.

- O'Rourke B, Walls AW, Wassell RW (1995). Radiographic detection of overhangs formed by resin composite luting agents. *Journal of Dentistry* 23:353–357.
- Parirokh M, Torabinejad M (2010a). Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *Journal of Endodontics* 36:16–27.
- Parirokh M, Torabinejad M (2010b). Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part III: Clinical Applications, Drawbacks, and Mechanism of Action. *Journal of Endodontics* 36:400–413.
- Pawar A, Kokate S, Shah R (2013). Management of a large periapical lesion using Biodentine™ as retrograde restoration with eighteen months evident follow up. *Journal of Conservative Dentistry* 16:573-575.
- Pekkan G, Saridag S, Beriat NC (2011a). Evaluation of the radiopacity of some luting, lining and filling dental cements. *Clinical Dental Research* 35:2-9.
- Pekkan G, Pekkan K, Hatipoglu MG, Tuna SH (2011b). Comparative radiopacity of ceramics and metals with human and bovine dental tissues. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 106:109–117.
- Pekkan G, Ozcan M (2012). Radiopacity of different shades of resin-based restorative materials compared to human and bovine teeth. *General dentistry* 60:e237-243
- Pekkan G (2016). Radiopacity of Dental Materials: An Overview. *Avicenna Journal of Dental Research* 8: e36847.
- Petrou MA, Alhamoui FA, Welk A, Altarabulsi MB, Alkilzy M, H Splieth C (2013). A randomized clinical trial on the use of medical Portland cement, MTA and calcium hydroxide in indirect pulp treatment. *Clinical Oral Investigations* 18:1383–1389.
- Price C (1986). A method of determining the radiopacity of dental materials and foreign bodies. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology.* 62:710–718.
- Saghiri M, Gutmann J, Orangi J, Asatourian A, Sheibani N (2015). Radiopacifier Particle Size Impacts the Physical Properties of Tricalcium Silicate-based Cements. *Journal of Endodontics* 41:225–230.

- Septodont (2010). Biodentine TM: Scientific file. Active Biosilicate TechnologyTM. Septodont, Saint-Maur-des-Fossés Cedex, France, R&D Department.
- Silva GF, Bosso R, Ferino RV, Tanomaru Filho M, Bernardi MIB, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. (2014). Microparticulated and nanoparticulated zirconium oxide added to calcium silicate cement: Evaluation of physicochemical and biological properties. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 102:4336–4345.
- Suh B, Cannon M, Yin R, Martin D (2008) Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. International Patent A61K33/42; A61K33/42 Application number WO2008US54387 20080220; Publication number WO2008103712 (A2); Publication date 2008-08-28.
- Schwendicke F, Brouwer F, Schwendicke A, Paris S (2016). Different materials for direct pulp capping: systematic review and meta-analysis and trial sequential analysis. *Clinical Oral Investigations*:1–12.
- Tanalp J, Karapınar-Kazandağ M, Dölekoğlu S, Kayahan MB (2013). Comparison of the Radiopacities of Different Root-End Filling and Repair Materials. *The Scientific World Journal* 2013:1–4.
- Torabinejad M, White DJ, inventores (1995). Loma Linda University, cecionario. Tooth lling material and method of use. US patent 5415547 A. May 16.
- Tran X, Gorin C, Willig C, Baroukh B, Pellat B, Decup F, et al. (2012). Effect of a Calcium-silicate-based Restorative Cement on Pulp Repair. *Journal of Dental Research* 91:1166–1171.
- Tsuge T (2009). Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *Journal of Oral Science* 51:223–230.
- Vasudev SK, Goel BR, Tyagi S (2003). Root end filling materials-A review. *Endodontology* 15:12-18.
- Xuereb M, Sorrentino F, Damidot D, Camilleri J (2016). Development of novel tricalcium silicate-based endodontic cements with sintered radiopacifier phase. *Clinical Oral Investigations* 20:967–982.