



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA RESTAURADORA

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE MATERIALES PARA
PROVISIONALIZACIÓN**

Vicente Vega Flores

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dra. Sylvia Osorio Muñoz

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dra. Camila Corral Núñez

Prof. Dr. Juan Estay Larenas

**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

**EVALUACIÓN DE LA RADIOPACIDAD DE MATERIALES PARA
PROVISIONALIZACIÓN**

Vicente Vega Flores

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dra. Sylvia Osorio Muñoz

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dra. Camila Corral Núñez

Prof. Dr. Juan Estay Larenas

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

DEDICATORIA

A mis padres Patricio y María Cecilia, por su apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a las siguientes compañías y/o tiendas dentales por la donación de los materiales ocupados en este estudio y en específico a las personas que hicieron posible estas donaciones:

- VOCO y Claudio Gutiérrez asesor técnico de Trema Dental, por facilitar materiales y entregar información técnica de los productos.
- Dental Store y Claudio Arriagada, representantes oficiales de DMG en Chile.
- Dent Express y Yamilet Flores, representantes oficiales de GC AMERICA en Chile.
- Pareja Lecaros representantes oficiales de Zhermack en Chile.
- 3M ESPE Chile, Paola Culaciati, Juana Espina Alvarado, Asistentes CRM Oral Care 3M Chile.
- TecnoImport y Macarena Vargas representantes oficiales de Ultradent, en Chile.
- Maria Fernanda Snijder, Clinical Educator Dentsply Sirona, de Dentsply.
- Medicaltek S.A y Alfonso Bacquet de Duralay, Reliance
- Marché y al Dr. Javier Martin, encargado de investigación de Marché.

A Pedro Vidal y Jennifer González por la disposición a la hora de trabajar en el servicio de Imagenología de la Facultad.

A la Dra. Sylvia Osorio y al Dr. Juan Estay, por su ayuda en el desarrollo de este trabajo.

Al Dr. Robert Wassell por sus consejos y asesoría en el desarrollo de esta investigación.

A la Dra. Bárbara Cerda por entregarme herramientas, conocimientos y oportunidades para mi desarrollo como estudiante.

Y en especial a la Dra. Camila Corral. Gracias por entregarme sus conocimientos, su dedicación y voluntad. Su apoyo fue muy importante para el desarrollo de esta tesis.

INDICE

| | |
|--|-----------|
| Resumen | 7 |
| Marco Teórico | 8 |
| Radiopacidad de materiales dentales | 8 |
| Restauraciones provisionarias | 9 |
| Requisitos de las restauraciones provisionarias | 10 |
| Clasificación de provisionales de acuerdo a su composición | 12 |
| Resinas acrílicas de Polimetilmetacrilato PMMA | 12 |
| Resinas Bisacrílicas | 13 |
| Radiopacidad de los materiales para provisionalización | 14 |
| Hipótesis | 18 |
| Objetivos | 18 |
| Objetivo General | 18 |
| Objetivos Específicos | 18 |
| Metodología | 19 |
| Tipo de estudio | 19 |
| Materiales | 19 |
| Preparación de los cuerpos de prueba | 22 |
| Selección de los cuerpos de prueba | 24 |
| Evaluación de la Radiopacidad | 25 |
| Análisis Estadístico | 28 |
| Resultados | 30 |
| Radiopacidad de resinas acrílicas | 30 |
| Radiopacidad de resinas bisacrílicas | 34 |
| Análisis comparativo entre ambos grupos de materiales | 38 |
| Discusión | 40 |
| Conclusiones | 48 |
| Sugerencias | 49 |
| Referencias Bibliográficas | 50 |
| Anexos | 55 |

RESUMEN

Introducción: La radiopacidad es una propiedad esencial de los materiales dentales, que permite su identificación en el examen radiográfico. Las restauraciones provisionales son fundamentales para planificar el tratamiento definitivo y para proteger el remanente dentario y periodontal a rehabilitar. Sin embargo, a pesar de su amplio uso, existe gran desconocimiento sobre sus propiedades de radiopacidad, especialmente de materiales introducidos recientemente en el mercado, con escasos estudios reportando sobre ello. El objetivo del siguiente trabajo fue determinar la radiopacidad de los distintos materiales para provisionalización presentes en el mercado nacional y corroborar si estos cumplen con el valor mínimo requerido por las norma ISO 4049. **Material y método:** Se realizó un estudio experimental *in vitro*. Se prepararon muestras en forma de discos de 10 mm. diámetro y 1 ± 0.1 mm de espesor de distintos materiales de provisionalización, agrupándolos según su composición química en resinas acrílicas y resinas bisacrílicas. 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 y su respectivo valor en milímetros de aluminio. Los datos fueron analizados para determinar el valor de radiopacidad de los distintos materiales de resinas acrílicas y resinas bisacrílicas, para posteriormente compararlos entre sí y determinar el cumplimiento de las normativas. **Resultados:** La radiopacidad promedio equivalente en mm. de Al, fue de $0,698 \pm 0,12$ mm. para las resinas acrílicas y de $1,354 \pm 0,33$ mm. para las resinas bisacrílicas. Las medias de radiopacidad equivalente de las resinas acrílicas son menores al milímetro de aluminio exigidos por la norma ISO 4049. Sin embargo, las resinas bisacrílicas presentan una radiopacidad superior a la del milímetro de aluminio exigido por esta normativa. **Conclusiones:** Los materiales de provisionalización de resinas bisacrílicas presentan mayor radiopacidad que los acrílicos y a diferencia de estos, sí cumplen con el requisito de radiopacidad exigido por la norma ISO 4049.

MARCO TEÓRICO

En la actualidad existen diversos materiales para la fabricación de restauraciones provisionales. Los estudios publicados se refieren a sus características desde el punto de vista de las propiedades tales como dureza, flexión, fragilidad, adaptación marginal, fluorescencia, pulido terminal y color, sin embargo, escasas investigaciones entregan información sobre su radiopacidad. Esta propiedad es relevante a la hora de evaluar los requisitos que deben cumplir las restauraciones provisorias, las que son importantes desde el punto de vista clínico para mantener sano el remanente dentario y periodontal a rehabilitar. Es por eso que el presente trabajo de investigación tiene la finalidad de evaluar la radiopacidad de los materiales que se emplean para la confección de restauraciones provisionales.

Radiopacidad de materiales dentales.

La radiopacidad es la capacidad que tiene un determinado material de impedir el paso de Rayos X a la película radiográfica, visualizándose en la radiografía como un área blanca. Esto se debe principalmente a factores propios del material como, grosor, densidad o número atómico de sus elementos constituyentes y a factores del equipo radiográfico como el kilovoltaje (Graig, 1996). Por otro lado, la radiopacidad es una característica esencial de los materiales dentales. Estos idealmente debieran ser lo suficientemente radiopacos para ser detectados contra fondos de dentina, esmalte y estructuras adyacentes en las radiografías y así poder ser distinguidos para su evaluación (Turgut y cols., 2003).

Según la *International Organization for Standardization* (ISO) esta se puede evaluar con equivalencia a grosores de aluminio medida en milímetros (mm de Al), a partir de curvas de calibración (Pekkan, 2016; Sttaford y Mac Culloch, 1971) donde un milímetro de aluminio, de acuerdo a ISO, presenta la misma radiopacidad que un milímetro de dentina (ISO 2009).

Una adecuada radiopacidad de los materiales de restauración tanto directos como indirectos – bases, liners, sistemas adhesivos, material restaurador directo, materiales para obturación de canales radiculares, coronas y provisorios – permite analizar y evaluar radiográficamente los contornos, adaptaciones o brechas marginales, anatomía, detectar lesiones de caries adyacentes o fracturas del material (Curtis y cols., 1990; Pekkan, 2016). Por otro lado, la radiopacidad de los materiales dentales cobra importancia en casos de iatrogenia, aspiración o impactación de estos en tejidos blandos, ya que materiales radiolúcidos no se pueden detectar en radiografías, requiriendo procedimientos más complejos para su localización (Mattie y cols., 1994; Mattie y cols., 2001).

Restauraciones Provisorias.

Una restauración provisoria es una restauración de carácter temporal, es decir, se usa durante períodos limitados de tiempo ya que posteriormente será remplazada por una definitiva (Blasi y Barrero, 2011). Durante la confección de esta última, el remanente dentario debe ser protegido de las adversidades del medio bucal por lo que la restauración provisional debe cumplir las mismas funciones que tendrá restauración definitiva, satisfaciendo, de este modo: (Blasi y Barrero, 2011; Strassler, 2013; Wassell y cols., 2002)

- Requerimientos de protección pulpar y del tejido dentario frente a lesiones de caries.
- Mantenimiento de la salud periodontal.
- Mantenimiento y evaluación de la dimensión vertical oclusal.
- Mantenimiento de la función masticatoria y fonética.
- Favorecer la higiene bucal.
- Poseer una adecuada resistencia mecánica y estética.
- Poseer baja conductividad térmica y no incorporar componentes irritantes para la pulpa y tejidos gingivales.

A pesar de que son llamadas restauraciones provisionales, esto no es siempre indicativo de que dichas restauraciones permanecerán en boca por un período corto. En ocasiones, los pacientes requieren de un tratamiento prolongado o complejo, inclusive la valoración interdisciplinaria por parte de otras áreas odontológicas. Una restauración provisoria puede permanecer en la cavidad bucal por días, semanas o meses, ya sea por recuperación de cirugía periodontal, en la espera de osteointegración en tratamientos restauradores con implantes, tratamientos ortodónticos, retraso del laboratorio durante la confección del tratamiento definitivo, descuido del paciente, o por mala confección de la restauración provisional (Sen 2002; Vallejo 2016).

El hecho de que sea un elemento transitorio, ha llevado a que el profesional muchas veces descuide su importancia, dando como resultado errores o repeticiones de tratamientos definitivos (Haselton y cols., 2004). Éstos pueden determinar la efectividad terapéutica de los tratamientos rehabilitadores, así como servir de guías para los futuros tratamientos definiendo la forma y función que tendrán las restauraciones definitivas (Wassell, 2002).

Requisitos de las Restauraciones Provisionales.

Las restauraciones provisorias en su confección deben cumplir con requerimientos biológicos, mecánicos y estéticos y por ello las características de un provisorio, al igual que una restauración definitiva, para que permitan la integridad del remanente dentario deben ser evaluadas tanto clínica como radiográficamente. Dentro de los requerimientos biológicos se encuentra la protección pulpar, la que se cumple al evitar la irritación e inflamación pulpar protegiendo el remanente dentario que ha sido desgastado; aislándolo y sellándolo del medio bucal (Sen y cols., 2002), esto se logra con una buena adaptación marginal. De acuerdo a Tjan y cols. (1997), este es el requisito morfológico más importante de una restauración provisoria. Es importante considerar que los provisionales mal adaptados pueden producir

filtración marginal, produciendo pulpitis reversibles e irreversibles (Goncalves, 2008) y por ende, la integridad del borde marginal y la ausencia de brechas marginales permite aislar la preparación biológica de irritantes térmicos, químicos y biológicos (Gegauff, 2000). Además, el provisorio debe permitir que el remanente dentario se encuentre libre de lesiones de caries, tanto en tratamientos rehabilitadores de larga duración como en dientes con tratamiento endodóntico, evitando así la contaminación de los canales radiculares (Fox y Gutteridge, 1997). De ahí la necesidad de que la restauración provisional cumpla con una adecuada adaptación marginal.

Para Haselton y cols. (2004), el principal requerimiento biológico de los provisorios es conservar la salud periodontal, ya que estabiliza su condición previo a la cementación de la restauración definitiva. Para proteger el periodonto, el provisional debe tener un buen perfil de emergencia, contornos anatómicos, óptimos ajustes marginales, mantener troneras gingivales y evitar recesiones gingivales (Shillimburg y cols., 2006; Haselton y cols., 2004). Una restauración provisional mal adaptada acumula placa bacteriana y genera inflamación gingival, sobre todo cuando los márgenes de esta son intracreviculares (Tjan y cols., 1997). Un sobrecontorno genera ulceraciones con sangrado y dolor lo que impide la limpieza de la restauración, acumulando placa e incrementando la inflamación gingival, generando riesgo de exponer la línea cervical de la preparación dentaria una vez que la inflamación a cicatrizado (Mezzomo, 2007). Por otra parte, un subcontorno tampoco es adecuado ya que puede generar acumulación de placa bacteriana e hiperplasia gingival (Padbury y cols., 2003). Por estas razones, un buen contorno y una buena adaptación marginal de la restauración provisional promueven la salud periodontal hasta la cementación de la rehabilitación definitiva, facilitando también los protocolos de impresión y la higiene de la restauración, asegurando un mayor éxito del tratamiento definitivo (Gómez y Medina 2009; Donaldson 1974).

En cuanto a sus características oclusales, el provisional debe mantener los puntos de contacto apropiados con el diente adyacente y antagonista. Si no se cumple este

requisito, puede presentarse sobre erupción o movimiento horizontal al no existir contactos adecuados (Comisi, 2015). La restauración provisional en rehabilitaciones complejas, permite además, determinar la dimensión vertical oclusal y la inclinación de los dientes a rehabilitar, sirviendo como guía para la confección de la restauración definitiva. Por otra parte, las restauraciones provisionales, para cumplir los requerimientos mecánicos, deben tener resistencia, retención y estabilidad. El provisorio debe mantenerse en boca ante fuerzas funcionales y parafuncionales que reciba el diente, es decir, debe tener un anclaje adecuado (Carvajal, 2001). Por último, es importante que la restauración provisoria deba proporcionar un buen resultado estético, sobre todo en dientes anteriores y premolares (Owaga T, 2005).

Clasificación de provisionales de acuerdo a su composición.

Los materiales que se utilizan para la confección de provisionales se pueden clasificar de acuerdo a su composición química en:

- Resinas acrílicas de polietilmetacrilato.
- Resinas acrílicas de polimetilmetacrilato.
- Resinas bisacrílicas.

Las resinas de polietilmetacrilato se utilizaron por mucho tiempo pero han desaparecido del mercado (Shillinburg, 2006). Actualmente, se suele optar por las resinas acrílicas y bisacrílicas ya que son las más usadas para fabricar restauraciones provisionales y las más frecuentes de encontrar en el mercado (Vallejo 2016).

Resinas acrílicas de Poli (Metilmetacrilato) PMMA. Es un material plástico de fácil manejo que fue introducido en la odontología en el 1937. Este es el material más utilizado para la confección de provisionales debido a su bajo costo, fácil manipulación, reducido tiempo de trabajo, biocompatibilidad y estética aceptable

(Maalhigh-Fard, 2003; Haselton, 2004). Su presentación es en polvo y líquido. En el primero se encuentran como constituyentes principales esferas prepolimerizadas de polimetilmetacrilato de alto peso molecular triturado y en una pequeña cantidad peróxido de benzoilo, también conocido como iniciador, que es el responsable de comenzar el proceso de polimerización. Por otra parte, el líquido está conformado principalmente por el monómero que es metilmetacrilato y por una pequeña cantidad de hidroquinona, encargada de inhibir la polimerización espontánea del monómero al reaccionar con sus radicales libres en ausencia del iniciador. Además, presenta dimetacrilato de glicol, que es el agente de entrecruzamiento entre las moléculas del polvo y del líquido y dimetacrilato-p-toloudina, que actúa activando el peróxido de benzoilo (Anusavice y cols., 2013).

Si bien este es el material más utilizado para la confección de provisionales, estudios han demostrado que las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato presentan deficiencias (Karaokutan, 2015; Kedjarune 1999; Young y cols., 2011) tales como su alta contracción de polimerización que ocasiona filtración marginal y distorsión del material y la cantidad de monómero residual junto con la reacción exotérmica que se produce durante la polimerización, ocasionan daños a la pulpa y al tejido gingival (Goncalves y cols., 2008). Las resinas acrílicas son más propensas en registrar cambios cromáticos, lesión pulpar, lesiones de caries secundaria y filtración marginal, debido a la retención de placa causada por a su alta porosidad (Vallejo 2016; Blasi y Barrero, 2011).

Resinas Compuestas Bisacrílicas. Es un material acrílico mejorado, mediante la incorporación de monómeros y rellenos propios de las resinas compuestas (Carvajal, 2001; Gratton y Aquilino, 2004). En su composición incorpora a la matriz orgánica, monómeros hidrófobos como Bis-GMA y diluyentes como el TEGDMA. Estos materiales utilizan una variedad de monómeros de resina acrílica multifuncionales que producen enlaces cruzados de alta densidad durante la

polimerización (Vaidyanathan y cols., 2015). La resina Bis-GMA es un monómero epóxico híbrido, de tipo resina en el cual los grupos epóxicos sustituyen a los metacrilatos minimizando la contracción de polimerización que presentan los metacrilatos, semejante a la de las resinas compuestas. Además, adiciona un componente inorgánico de naturaleza vítrea que ha permitido mejoras en cuanto a la estabilidad dimensional, resistencia mecánica y resistencia al desgaste (Vaidyanathan y cols., 2015).

Las resinas bis acrílicas comparadas con las acrílicas de PMMA causan menor irritación pulpar y periodontal debido a que no producen residuos monoméricos y presentan baja exotermia (Gratton y Anquilino 2004). Su presentación es en cartuchos de auto mezcla lo que permite la incorporación de sus componentes de manera exacta y sin adición de burbujas, permitiendo que el exceso de material sea removido con gran facilidad debido a que presenta una prolongada duración de su etapa plástica.

En sus desventajas, presenta pulido limitado y sensibilidad frente a agentes pigmentantes. Es más frágil que el polimetilmetacrilato, debido a la incorporación de relleno inorgánico a su matriz que le otorga mayor rigidez, pero a su vez menor elasticidad (Kerby y cols., 2013).

Radiopacidad de materiales para provisionalización.

Las investigaciones sobre los materiales provisionales empleados en odontología refieren principalmente a sus propiedades mecánicas y estéticas, sin embargo, debido a su amplio uso, la existencia de una gran diversidad de ellos y el escaso número de investigaciones publicadas en relación a su radiopacidad, hace necesario investigar sobre las características radiográficas de ellos. Se debe tomar en cuenta que, de existir una inadecuada radiopacidad en materiales para la

confección de provisionales, no se podrá evaluar el ajuste marginal y los contornos interproximales, características que se verifican con radiografías en zonas de difícil visualización clínica (Gómez y Medina, 2009), dificultando además el análisis de sobrecontornos o subcontornos, brechas, desajustes o fracturas marginales, que producen inflamación gingival, sangrado localizado y acumulación de placa bacteriana, factores que dificultan los procesos de impresión y cementación de la restauración definitiva (Knobloch y cols., 2011; Yuodelis y cols., 1973). Junto con lo señalado anteriormente, la radiopacidad de las restauraciones provisionales, cobra vital importancia en situaciones puntuales cuando se desea localizar fragmentos de éstos en zonas no deseadas, como en lechos quirúrgicos en la carga inmediata de implantes, en áreas subgingivales en cirugías de ancho biológico, en furcas de dientes con compromiso del estado periodontal o fragmentos del material en casos de iatrogenia, impactación y/o aspiración, de esa forma, se evitan complicaciones que puedan alterar los tejidos blandos adyacentes (Levi y Wilk, 2013; Mattie y Rawls, 2001; Romanos, 2004). Por lo anterior descrito, se ha sugerido que los materiales de provisionalización tengan una radiopacidad al menos equivalente al del esmalte dental, lo cual permitiría identificar la restauración en los casos puntuales mencionados, evaluar correctamente las características del provisorio, así como detectar de mejor manera la presencia de irregularidades en su confección, sobre todo en sus caras proximales (Espelid y cols., 1991).

Algunos estudios, han establecido que las resinas acrílicas no se pueden visualizar de forma correcta usando técnicas estándar, como las radiografías bitewing o periapicales (Schenider 2002; Rawls 1991). El desarrollo de resinas acrílicas radiopacas proporcionaría un mayor margen de seguridad para muchos pacientes y permitiría analizar diversos aspectos de éstas restauraciones. Según Bloodworth (1992), no se pueden producir niveles de radiopacidad aceptables, sin perder las propiedades estéticas y mecánicas de las resinas acrílicas. La escasa radiopacidad de las resinas acrílicas se debe al bajo número atómico de sus componentes. Por esto, para hacerlas detectables en una radiografía, es necesario incorporar partículas con elementos de alto número atómico (Alvarez y Paulo, 1996; Newton,

1991). Compuestos como sulfato de Bario, fluoruro de Bario o trifenilo de Bismuto, han sido utilizados como agentes radiopacificadores. Sin embargo, su incorporación es en bajas concentraciones, insuficientes para alcanzar un nivel de radiopacidad adecuado, ya que estos elementos deterioran propiedades estéticas y mecánicas de estos materiales. Porcentajes mayores a un 15% de dichos elementos, promueven el atrapamiento de aire debido a la humectación incompleta del monómero, produciendo posibles fracturas y generando un material opaco y poco estético (Mattie y cols., 2001). Por otro lado, las resinas bisacrílicas poseen rellenos inorgánicos como sílice de zirconio, similares al de las resinas compuestas, lo que podría entregar mayor radiopacidad a dichos materiales, comparada con las de polimetilmetacrilato, sin dañar sus propiedades mecánicas y estéticas (Comisi, 2015).

La radiopacidad óptima depende de la indicación y uso del material en relación a los tejidos en donde será aplicado. En relación a los materiales para provisionalización existe la norma ISO 4049: "Materiales restauradores basados en polímeros" que regulan y especifican las propiedades que deben poseer, incluyendo la descripción de protocolos para evaluar cada una de estas. Según esta norma, los materiales restauradores (sin distinción de provisorios o definitivos), deben tener una radiopacidad igual o mayor a 1 mm. de aluminio, que según ISO, equivale a 1 mm. de dentina. Además, establece que si el fabricante determina que el material posee una cierta radiopacidad, la radiopacidad no debe ser menor a 0.5 mm. de aluminio de lo publicitado.

Los diferentes estudios disponibles acerca de la radiopacidad de los materiales dentales utilizados difieren con respecto a las normas ISO en cuanto a la importancia de la radiopacidad, en cuanto a que ésta no debe estar supeditada a las intenciones de los fabricantes sino que, por el contrario, debe ser regulada dependiendo de la indicación del material y los tejidos adyacentes (Pekkan y cols 2016). Ante esto se desprende que todo clínico debe considerar que los materiales usados para la confección de restauraciones provisorias requieren de una

radiopacidad óptima, siendo deseable, incluso una radiopacidad moderada que sobrepase levemente a la de esmalte. Esto último se debe a que la detección de lesiones de caries secundarias en materiales excesivamente radiopacos se podría dificultar debido a que se produce un efecto de enmascaramiento (Pekkan y cols 2016).

Los materiales usados para provisionalización no se encuentran debidamente regulados. Por ello, el presente estudio reporta la radiopacidad de distintos materiales para confeccionar provisionales que se distribuyen en el mercado nacional, utilizando un protocolo estandarizado (Vega y cols. 2017) que se ajusta a los requerimientos establecidos por la normativa ISO, estableciendo un factor que colabore en la selección del material y que permita su evaluación radiográfica en la clínica.

HIPÓTESIS

Existen diferencias en el valor de radiopacidad entre los distintos tipos de materiales que se encuentran en el mercado para provisionalización e incumplimiento del requisito de radiopacidad establecido por la norma ISO 4049 “Materiales de restauración basados en polímeros” en algunos.

OBJETIVO GENERAL

Analizar la radiopacidad de distintas resinas acrílicas y bisacrílicas utilizadas para provisionalización.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el valor de radiopacidad de diferentes resinas acrílicas utilizadas para provisionalización.
- Determinar el valor de radiopacidad de resinas bisacrílicas usadas para provisionalización.
- Comparar los valores de radiopacidad obtenidos entre los distintos materiales.
- Determinar si los valores de radiopacidad obtenidos cumplen con la normativa ISO 4049: “Materiales de restauración basados en polímeros”.

METODOLOGÍA

Tipo de estudio.

Este trabajo de investigación consistió en un estudio experimental *in vitro*, en el que se determinó y comparó la radiopacidad de diferentes materiales para provisionalización presentes 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 de la misma facultad.

Materiales.

- **Resinas acrílicas de Poli (Metilmetacrilato) PMMA**

- Acrílico Coronas Autocurable (Marché®, Santiago, Chile).
- Duralay Temporary Crown & Bridge (Reliance, Illinois, EE.UU).
- Caulk® Temporary Bridge Resin (Dentply, Los Angeles, EE.UU).
- ALIKE™ Temporary Crown and Bridge Resin (GC America, Illinois EE.UU).

- **Resinas compuestas bisacrílicas:**

- Protemp™ Crown temporization material (3M ESPE, Minnessota, EE.UU).
- Luxatemp Star (DMG, Hamburgo, Alemania).
- LuxaCrown (DMG, Hamburgo, Alemania).
- Structur Premium (Voco, Hamburgo, Alemania).
- ExperTemp® (Ultradent, Utah, EE.UU).
- Acrytemp (Zhermack, Venecia, Italia).

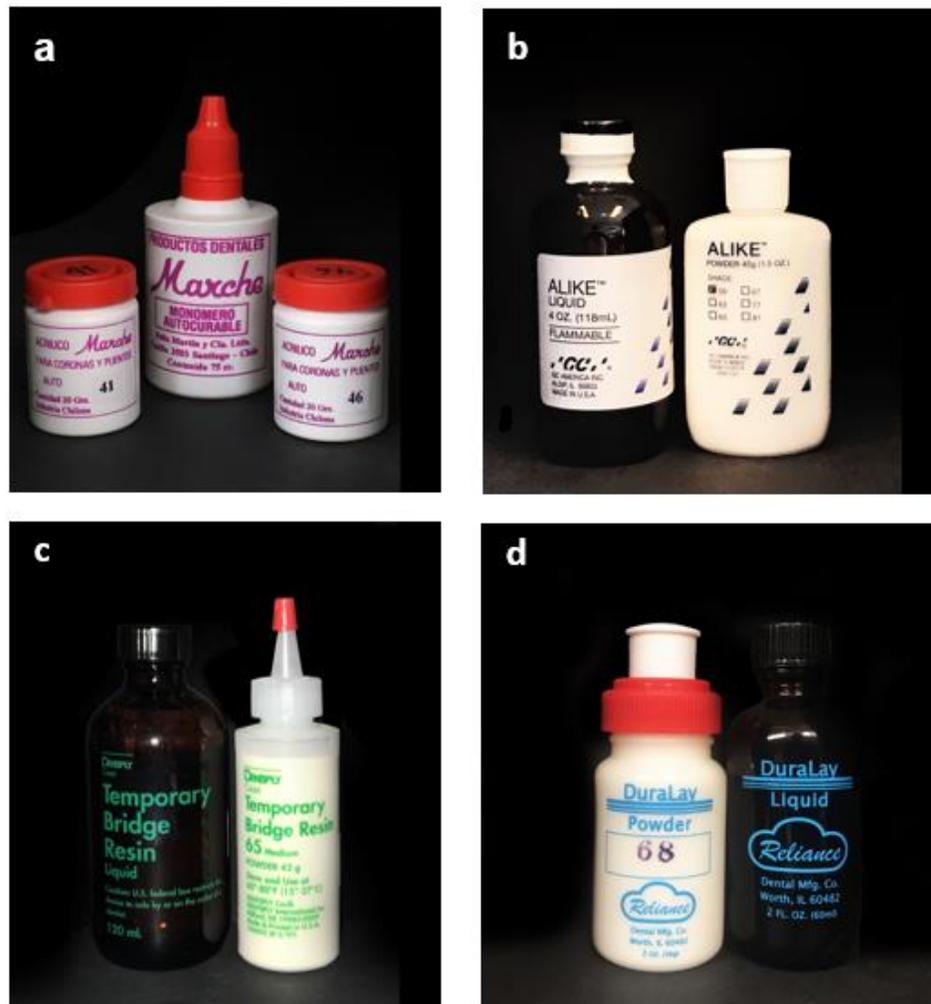


Figura 1. Resinas acrílicas de Poli (Metilmetacrilato) PMMA. (a) Acrílico Coronas Autocurable Marché®. (b) ALIKE™ Temporary Crown and Bridge Resin, GC America. (c) Caulk® Temporary Bridge Resin, Denstply. (d) Duralay Temporary Crown & Bridge, Reliance.



Figura 2. Resinas compuestas bis-acrílicas. (a) Acrytemp, Zhermack. (b) LuxaCrown DMG. (c) Structur Premium, VOCO. (d) Luxatemp Star, DMG. (e) Expertemp. Ultradent. (f) Protemp™ 3M ESPE.

Preparación de los cuerpos de prueba.

Se prepararon los materiales siguiendo las indicaciones de las normas ISO 4049 (ISO, 2009).

Resinas acrílicas de Poli (metilmetacrilato) PMMA. Por cada material a evaluar se prepararon 5 discos de 10 +/- 0.1 mm. de diámetro y de 1 +/- 0.1 mm. de espesor, los cuales fueron elaborados, dosificando y mezclando el material acorde a las instrucciones del fabricante. Se incorporó el monómero al polímero del material con la pipeta que traía cada marca del material y se mezcló en forma de cruz por 30 segundos para asegurar que las partículas de polímero se incorporaran completamente con el monómero (Montero, 2011). Se tapó el recipiente con el material mezclado para evitar la inclusión de aire, hasta que estuviese en etapa plástica. Luego se aplicó el material en moldes de PLA, que presenta 1 mm. de grosor con agujeros de 10 mm. de diámetro, lo que permitió obtener muestras con un grosor equitativo. Sobre y bajo el molde de PLA, se posicionaron portaobjetos de vidrio y se esperó al completo endurecimiento de las muestras antes de la remoción de éstas del molde. Posterior a su endurecimiento, las muestras se mantuvieron por 24 horas en un horno a temperatura de 37 +/- 2°C (Estufa UN30, Memmert).

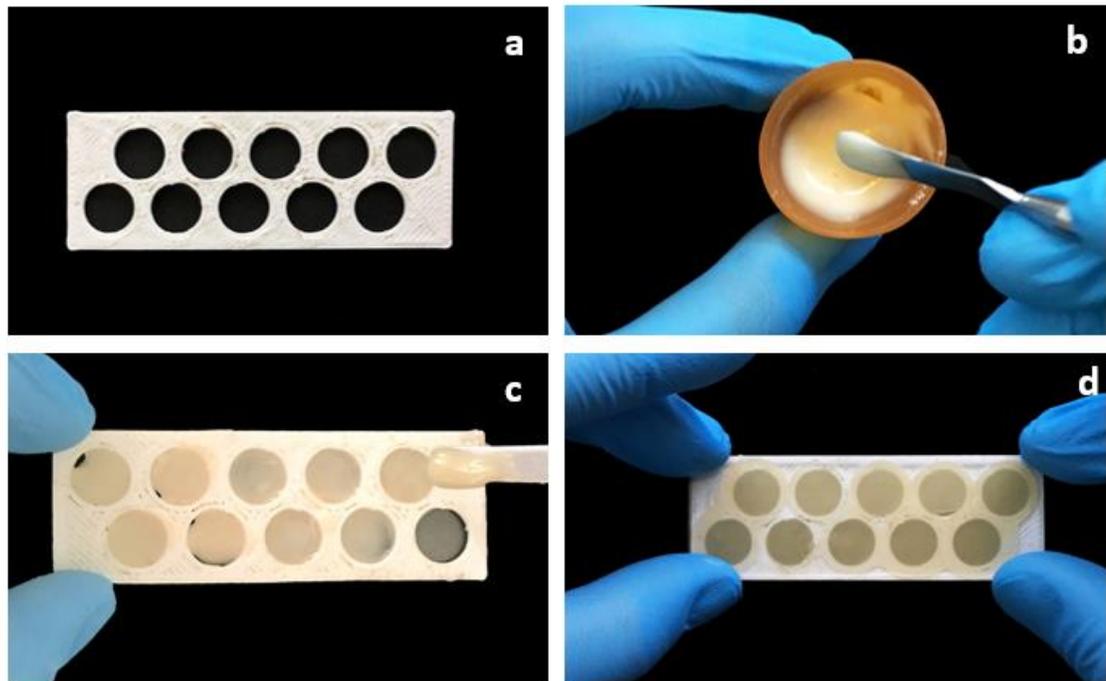


Figura 3. (a) Molde. (b) Mezcla del material. (c) Dosificación del material en el molde. (d) Molde y portaobjeto de vidrio.

Resinas Bisacrílicas. Para el caso de las resinas bisacrílicas, se prepararon 5 discos por cada material de 10 ± 0.1 mm. de diámetro y de 1 ± 0.1 mm de espesor, los cuales fueron elaborados siguiendo las instrucciones del fabricante. Estas poseen un sistema de mezclado con pistola y puntas de automezcla desechable, se utilizó la pistola y punta del fabricante y desechándose el primer material mezclado, para posteriormente aplicar directamente el material en los moldes. Sobre y bajo el molde, se posicionaron portaobjetos de vidrio y se esperó al completo endurecimiento de las muestras antes de la remoción de las muestras del molde. Posterior a su endurecimiento, las muestras se matuvieron por 24 horas a una temperatura de 37 ± 2 °C. (Estufa UN30, Memmert).

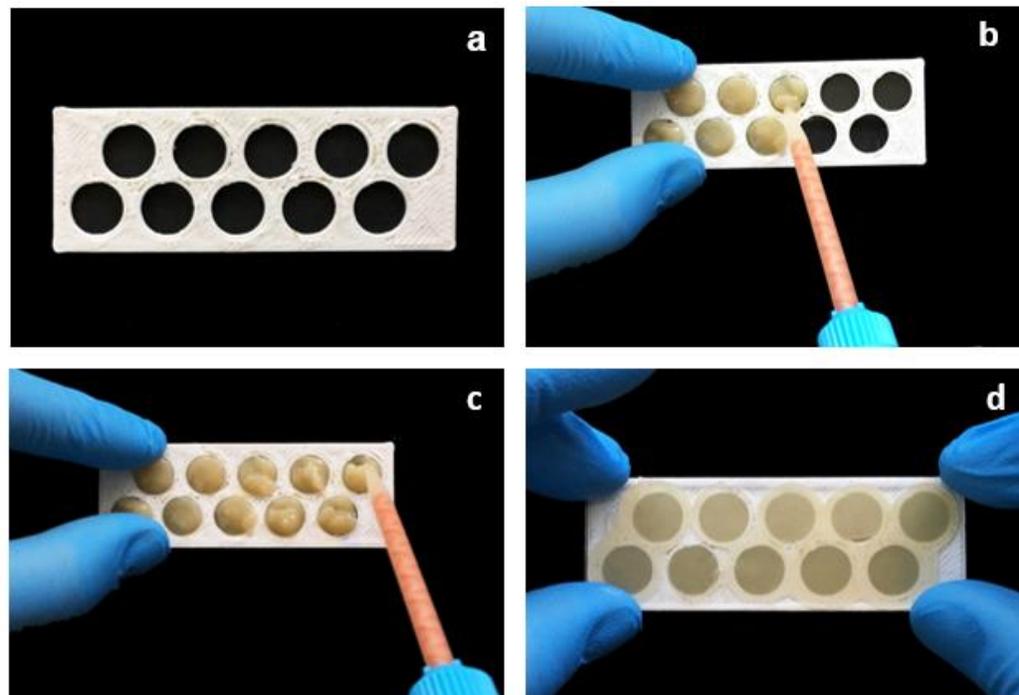


Figura 4. (a) Molde. (b) y (c) Dosificación del material con punta de auto mezcla. (d) Molde y portaobjeto de vidrio.

Selección de los cuerpos de prueba.

El grosor de las muestras confeccionadas se corroboró mediante pie de metro digital (Pie de metro E5001002, Veto, Chile), seleccionándose sólo aquellos que presentaron un espesor de $1 \pm 0,1$ mm (siguiendo las indicaciones de la norma ISO 6876). Los cuerpos de prueba fueron radiografiados de manera preliminar (Equipo de rayos X Myray RXAC, Imolia, Italia) y estas fueron analizadas por dos especialistas en Radiología Maxilofacial y se descartaron aquellas que presentaron burbujas o defectos.

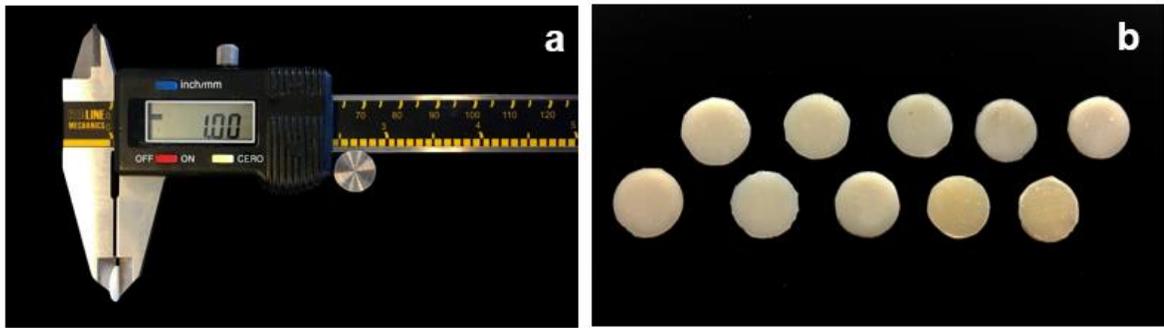


Figura 5. (a) Pie de metro digital. Calibración de cuerpos de prueba. (b) Selección de cuerpos de prueba con espesor de $1 \pm 0,1$ mm.

Evaluación de la radiopacidad.

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 pureza mayor a 99% de Aluminio (OMT160, Odeme, Santa Catarina, Brasil). Se utilizó una película digital de fósforo fotoestimulable (PSP) oclusal, tamaño 48x54 mm. FireCR Dental (3DISC Corp., Daejeon, Korea), la cual posteriormente fue escaneada, favoreciendo la estandarización de la toma radiográfica, eliminando variables que pudieran haber afectado la imagen como es en el caso del revelado convencional.

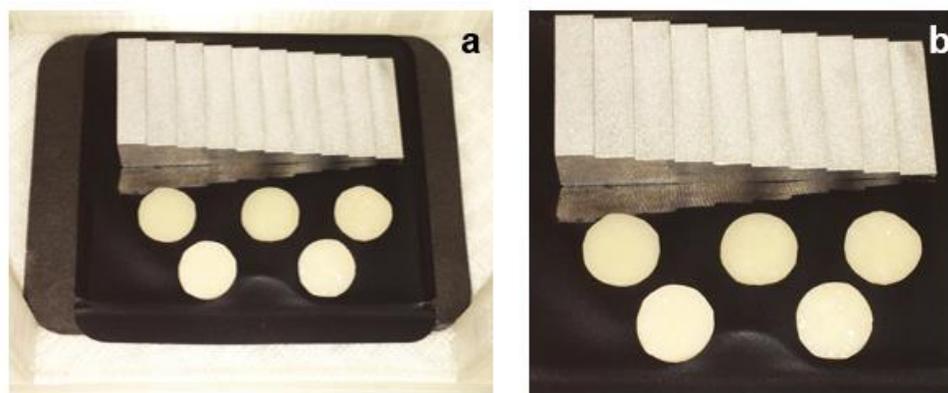


Figura 6. (a) y (b) Cuerpos de prueba y cuña escalonada de aluminio sobre película PSP.

La toma radiográfica se estandarizó acorde a la norma ISO 4049 (ISO, 2009). Para ello se creó un dispositivo impreso en 3D, para obtener la distancia focal de 400 mm que exige la norma y asegurar la perpendicularidad del haz de rayos X a las muestras, además el dispositivo contiene una media luna en su base, que asegura la correcta posición de la película.

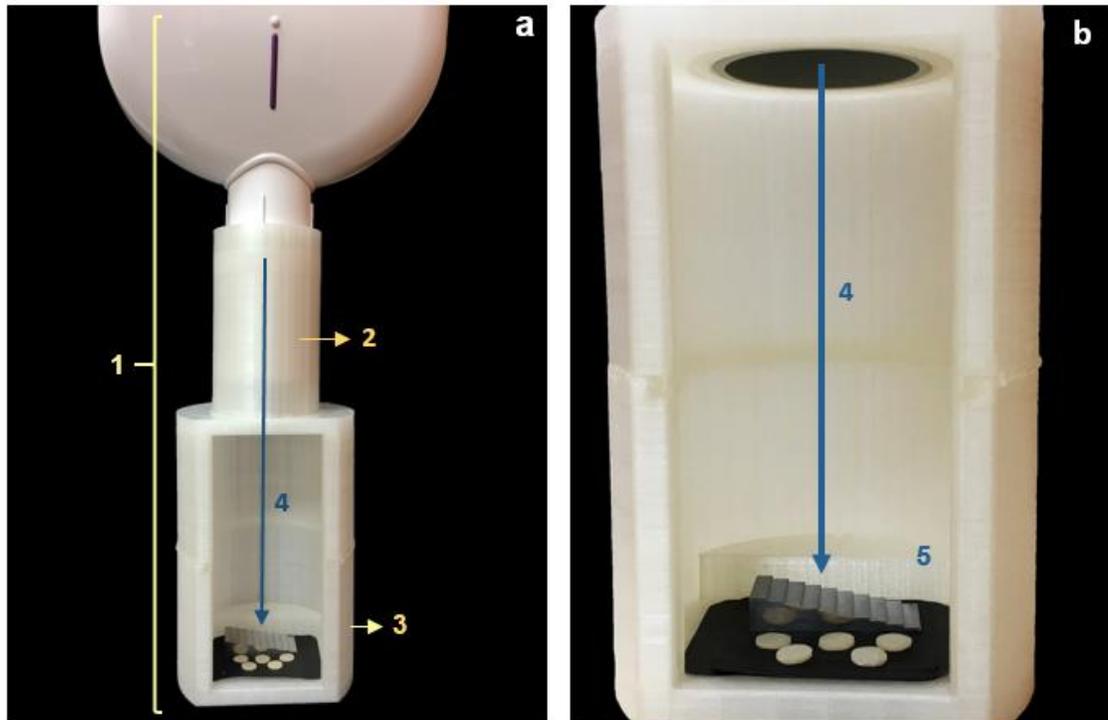


Figura 7. Esquema de dispositivo para estandarizar técnica radiográfica.

- (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.

Análisis de escala de grises.

La imagen obtenida con FireCR Dental Reader (3DISC Imaging. Virginia, USA) fue 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 CS7 (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 último 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.

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 esta 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).

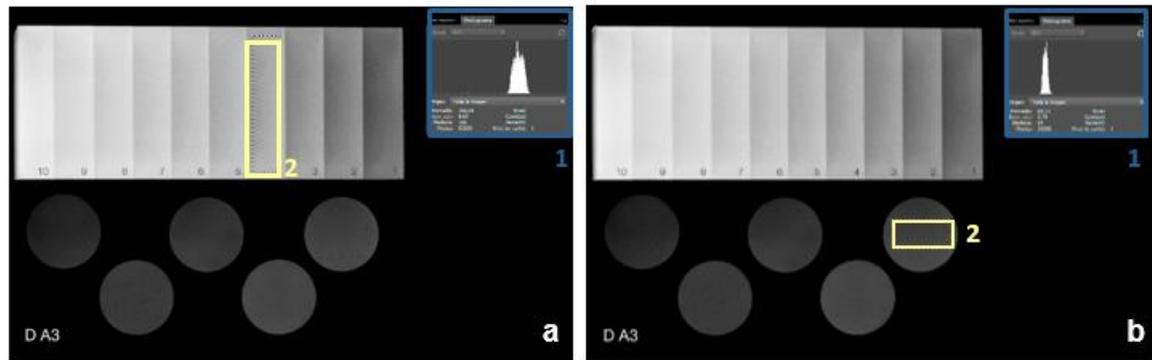


Figura 8. (a) y (b) Análisis de Radiografía en Software Photoshop CS6. (1) Histogramas. (2) Área representativa de cuerpo de prueba (a) y de cuña de aluminio (b). (c) Curva “Milímetros de Aluminio/Valor en Escala de Grises”.

Análisis estadístico.

Los datos de radiopacidad equivalente de las muestras de cada grupo, expresada en milímetros de aluminio, se analizaron a través del software SPSS Statistics 21.0 (IBM, New York, USA). Se realizó estadística descriptiva de cada grupo acorde a los objetivos del estudio.

Primero, se analizaron los materiales de cada grupo (resinas acrílicas y bisacrílicas) por separado. Para ello, se utilizó test de Shapiro-Wilk para determinar la normalidad de la distribución de los datos de cada material. Posteriormente, al

determinar que la distribución era normal, los datos tanto de las resinas acrílicas como de las resinas bisacrílicas se analizaron con ANOVA de un factor y post-test HSD Tukey, con un nivel de significancia de $p < 0,05$.

Finalmente, se analizaron estadísticamente y compararon las resinas acrílicas con las resinas bisacrílicas. Para ello nuevamente se aplicó el test de Shapiro-Wilk para evaluar normalidad de los datos, agrupados en resinas acrílicas y bisacrílicas. El análisis comparativo (posterior a corroborar la normalidad de los datos) de los dos grupos de materiales de provisionalización se realizó utilizando la Prueba T para muestras independientes con un nivel de significancia de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Radiopacidad de Resinas acrílicas.

En la Tabla 1 se muestran los valores estadísticos descriptivos de los materiales provisionales de resina acrílica estudiados.

Tabla 1. *Mm de Al equivalentes de los materiales de resina acrílica.* n: número de muestras estudiadas por cada material y DE: desviación estándar. Se presenta el valor p de prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por cada material.

| Material | N | Media (en mm de Al) | DE | Valor p |
|---|---|---------------------|--------|---------|
| ALIKE™, GC | 5 | 0,85 | ± 0,08 | 0,804 |
| Acrílico de Coronas Autocurable Marché | 5 | 0,72 | ± 0,32 | 0,996 |
| Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply | 5 | 0,65 | ± 0,25 | 0,874 |
| Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance | 5 | 0,56 | ± 0,05 | 0,934 |

El valor de p de todos los materiales evaluados es mayor a 0.05, lo que representa una distribución estadística normal de los datos obtenidos.

Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó ANOVA con una significancia de 0.05. Se obtuvo un valor de $p < 0.000$, por lo tanto, se determinó la existencia de diferencias significativas entre al menos dos de los materiales estudiados. Para determinar cuáles grupos presentaban diferencias, se utilizó el test post hoc HSD Tukey. Los resultados se presentan en la Tabla 2.

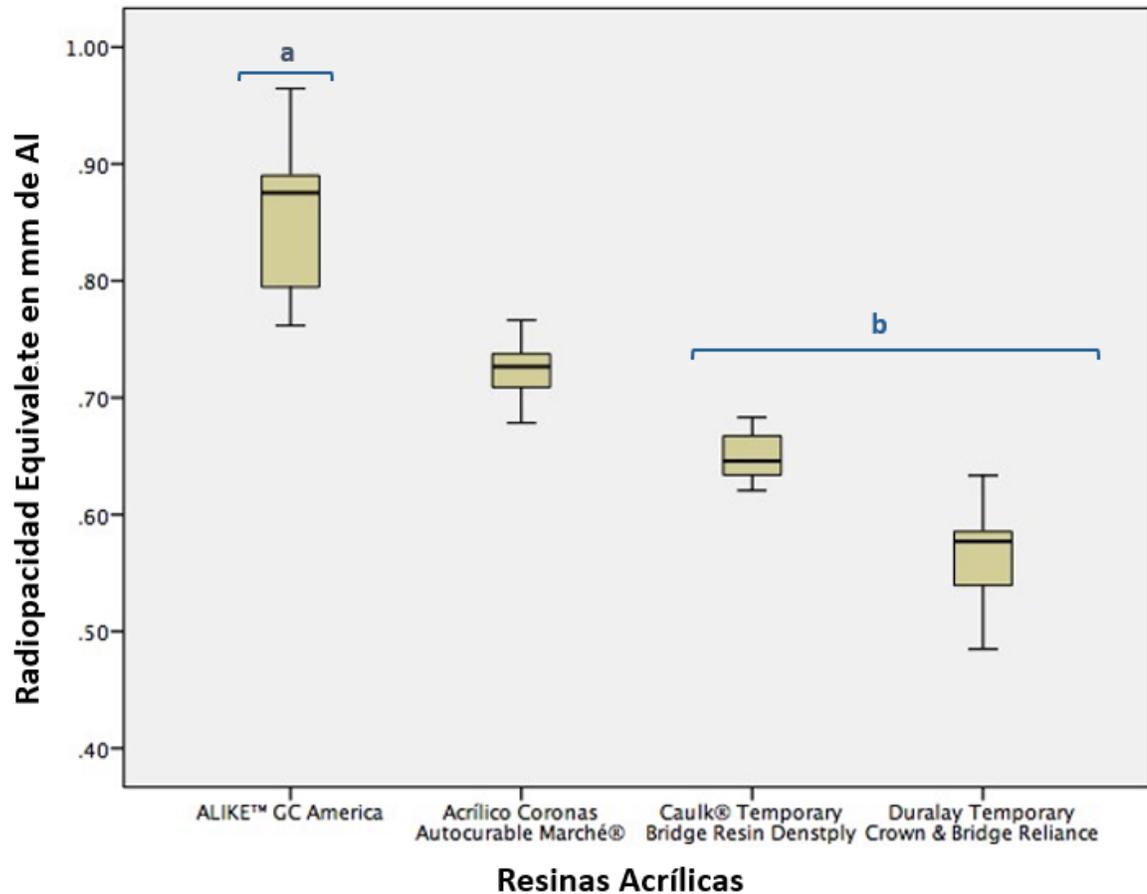
Tabla 2. Análisis comparativo de los grupos estudiados mediante HSD Tukey.

| Material (A) | Material (B) | Valor p |
|---|-------------------------------------|----------------|
| ALIKE™GC | Acrilico coronas autocurable Marché | 0,00* |
| | Caulk®, Dentsply | 0,00* |
| | Duralay, Reliance | 0,00* |
| Acrilico de coronas autocurable Marché | ALIKE™GC | 0,00* |
| | Caulk®, Dentsply | 0,16 |
| | Duralay, Reliance | 0,00* |
| Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply | ALIKE™GC | 0,00* |
| | Acrilico coronas autocurable Marché | 0,26 |
| | Duralay, Reliance | 0,12 |
| Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance | ALIKE™GC | 0,00* |
| | Acrilico coronas autocurable Marché | 0,00* |
| | Caulk®, Dentsply | 0,12 |

*p<0.05 indica diferencias significativas

Existen diferencias significativas entre el grupo ALIKE™GC y los otros materiales estudiados, con valor $p < 0,001$, de modo que la radiopacidad de ALIKE™ es significativamente mayor que la de los otros materiales.

Gráfico 1. Radiopacidad equivalente en milímetros de Al de los distintos grupos resinas acrílicas.



La dispersión de los datos entre grupos se encuentra representada en el gráfico 1. Las cajas representan la dispersión de datos 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 al máximo. De acuerdo a los resultados obtenidos se pueden establecer dos subconjuntos que presentan diferencias significativas de radiopacidad entre sí. En el subconjunto "a" se encuentra ALIKE™ presentando el valor de radiopacidad más alto de los materiales de resinas acrílicas. El subconjunto "b" con el menor valor de radiopacidad, está formado por Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance con Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply.

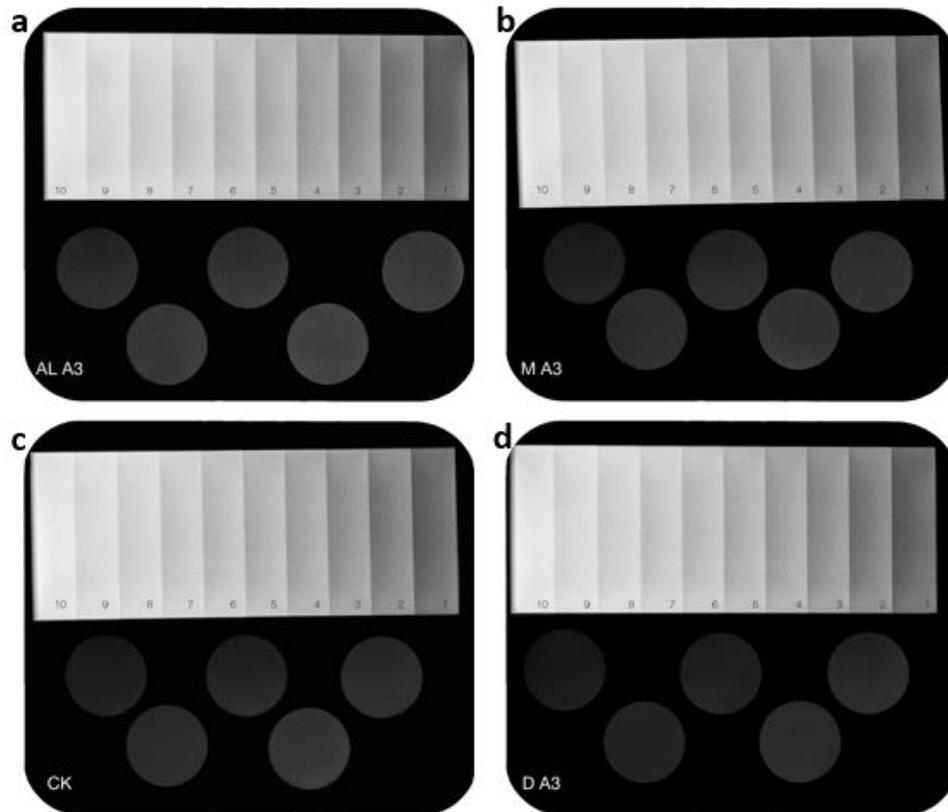


Figura 8. Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio y muestras de Resinas acrílicas. (a) ALIKE™ GC. (b) Acrílico de coronas autocurable, Marché. (c) Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply. (d) Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance.

Radiopacidad de Resinas bisacrílicas.

En la Tabla 3 se muestran los valores estadísticos descriptivos de las resinas bisacrílicas estudiadas.

Tabla 3. mm de Al para cada muestra de resina bis-acrílica. n: número de muestras estudiadas por cada material y DE: desviación estándar. Se presenta el valor p de prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por cada material.

| Material | N | Media (en mm de Al) | DE | Valor p |
|-----------------------|---|---------------------|--------|---------|
| Acrytemp, Zhermarck | 5 | 1,75 | ± 0,20 | 0,633 |
| Luxacrown,DMG | 5 | 1,51 | ± 0,27 | 0,982 |
| Structur Premium,VOCO | 5 | 1,47 | ± 0,14 | 0,856 |
| Luxatemp Star,DMG | 5 | 1,43 | ± 0,23 | 0,982 |
| Protemp™, 3M ESPE | 5 | 1,02 | ± 0,28 | 0,650 |
| ExperTemp™, Ultradent | 5 | 0,99 | ± 0,10 | 0,320 |

El valor de p de todos los grupos es mayor a 0.05, lo que representa una distribución estadística normal de los datos obtenidos.

Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó ANOVA con una significancia de 0.05. Se obtuvo un valor de $p < 0.001$, por lo tanto, se determinó la existencia de diferencias significativas entre al menos dos de los materiales estudiados. Para determinar cuáles materiales presentaban diferencias, se utilizó el test post hoc HSD Tukey. Los resultados se presentan en la Tabla 4.

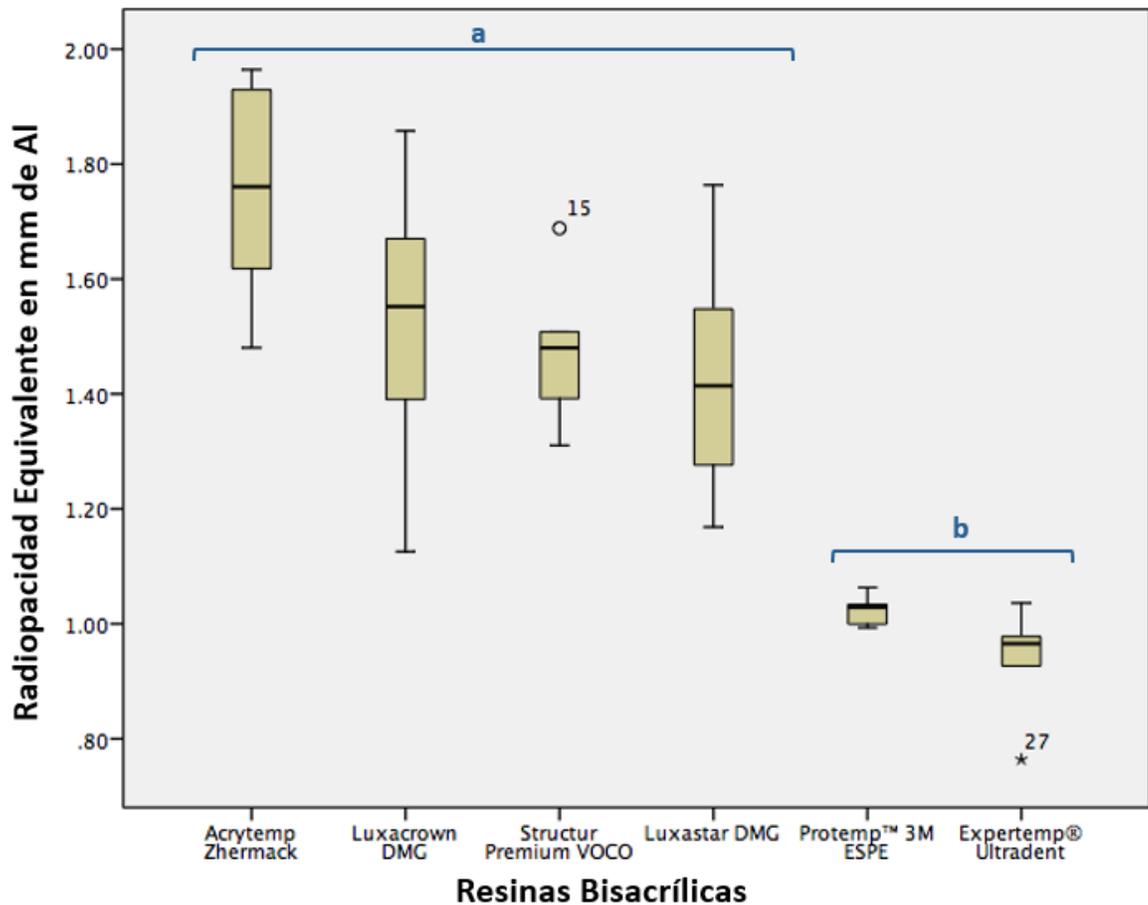
Tabla 4. Análisis comparativo de los materiales de resina bisacrílica estudiados mediante HSD Tukey.

| Material (A) | Material (B) | Valor p |
|-------------------------------|------------------------|---------|
| Acrytemp, Zhermack | Luxacrown, DMG | 0.89 |
| | Structur Premium, VOCO | 0.41 |
| | Luxatemp Star, DMG | 0.18 |
| | Expertemp, Ultradent | 0.00* |
| | Protemp™ 3M ESPE | 0.00* |
| Luxacrown,DMG | Acrytemp, Zhermack | 0.38 |
| | Structur Premium, VOCO | 0.99 |
| | Luxatemp Star, DMG | 0.97 |
| | Expertemp, Ultradent | 0.00* |
| | Protemp™, 3M ESPE | 0.00* |
| Structur Premium, VOCO | Acrytemp, Zhermack | 0.21 |
| | Luxacrown, DMG | 0.99 |
| | Luxatemp Star, DMG | 0.99 |
| | Expertemp, Ultradent | 0.00* |
| | Protemp™, 3M ESPE | 0.00* |
| Luxatemp Star, DMG | Acrytemp, Zhermack | 0.11 |
| | Luxacrown, DMG | 0.97 |
| | Structur Premium, VOCO | 0.99 |
| | Expertemp, Ultradent | 0.00* |
| | Protemp™ 3M ESPE | 0.20 |
| Expertemp, Ultradent | Acrytemp, Zhermack | 0.00* |
| | Luxacrown, DMG | 0.00* |
| | Structur Premium, VOCO | 0.00* |
| | Luxatemp Star, DMG | 0.00* |
| | Protemp™, 3M ESPE | 0.97 |
| Protemp™, 3M ESPE | Acrytemp, Zhermack | 0.00* |
| | Luxacrown, DMG | 0.00* |
| | Structur Premium, VOCO | 0.00* |
| | Luxatemp Star, DMG | 0.00* |
| | Expertemp, Ultradent | 0.97 |

*p<0.05 indica diferencias significativas.

De acuerdo a los resultados obtenidos mediante HSD Tukey, existen diferencias significativas, con valor $p < 0,001$, entre Acrytemp, Luxacrow, Luxatemp Star, y Structur Premium con Expertemp, y Protemp™.

Gráfico 2. Radiopacidad equivalente en mm de Al de los distintos grupos de materiales de resinas bisacrílicas.



La dispersión de los datos entre grupos se encuentra representada en el gráfico 2. Las cajas representan la dispersión de datos 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 al máximo. El punto señalado con asterisco corresponde a un valor atípico. De acuerdo a los resultados obtenidos se pueden establecer dos subconjuntos que presentan diferencias significativas de

radiopacidad entre sí. El subconjunto “a” con el mayor valor de radiopacidad, está formado por Acrytemp, Luxacrow, Luxatemp Star, y Structur Premium. En el subconjunto “b” se encuentra Expertemp y Protemp™” presentando el valor de radiopacidad más bajo de los materiales de resinas bis acrílicas.

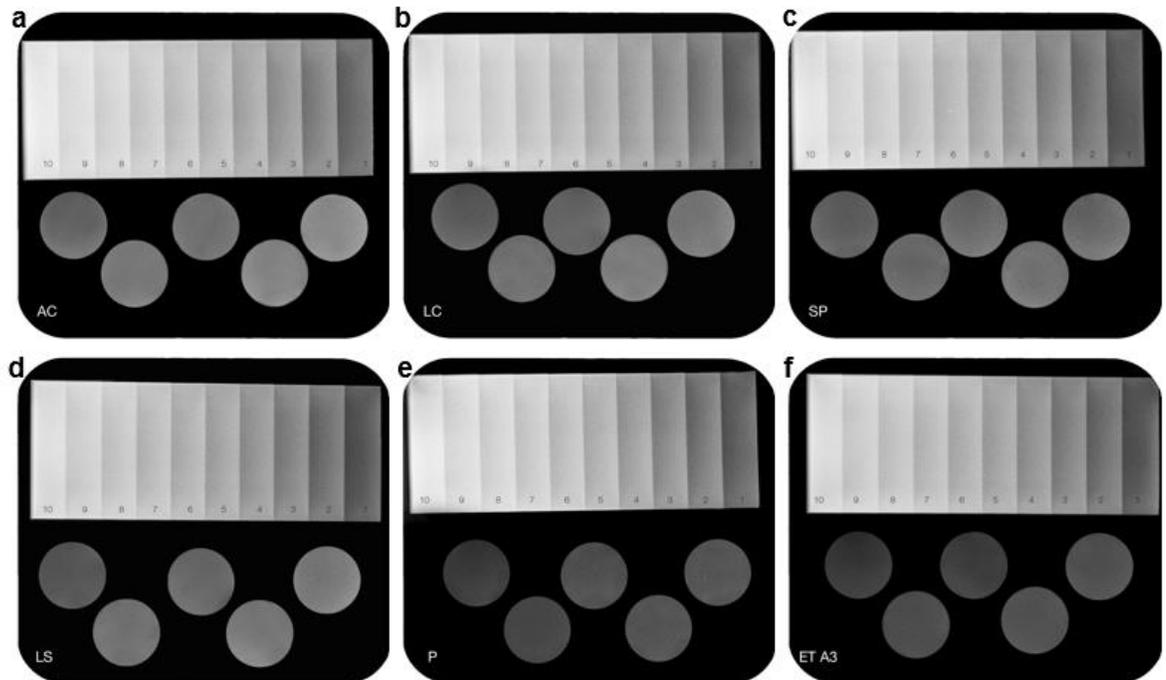


Figura 2. Imagen radiográfica de cuña escalonada de aluminio y muestras de Resinas Bisacrílicas. (a) Acrytemp, Zhermack. (b) Luxacrown DMG. (c) Structur Premium, VOCO. (d) LuxaStar, DMG. (e) Protemp™ 3M ESPE. (f) Expertemp, Ultradent.

Análisis comparativo entre ambos grupos de materiales.

En la Tabla 5 se muestran los valores estadísticos descriptivos de los materiales provisionales clasificándolos en grupos según su composición química.

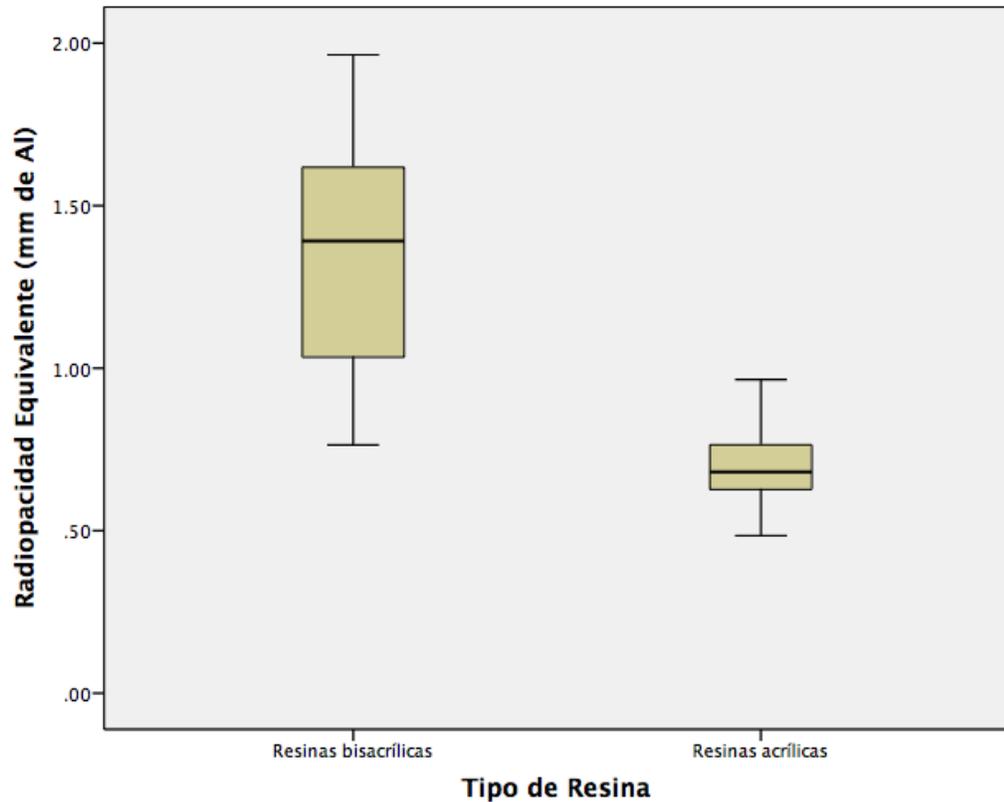
Tabla 5. *Mm de Al para los grupos de resinas acrílica y resinas bisacrílicas.* n: número de muestras estudiadas por cada material y DE: desviación estándar. Se presenta el valor p de prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por cada material.

| Tipo de resina | n | Media (mm de Al) | DE | Valor p |
|---------------------------|----------|-------------------------|-----------|----------------|
| Resina Acrílica | 20 | 0.69 | ± 0.12 | 0.88 |
| Resina Bisacrílica | 30 | 1.35 | ± 0.33 | 0.19 |

El valor de p de todos los grupos es mayor a 0.05 ($p > 0.05$), lo que representa una distribución estadística normal de los datos obtenidos. Las medidas de radiopacidad equivalentes de las resinas acrílicas son menores al equivalente a 1 milímetro de Aluminio exigido por la norma ISO 4049: “Materiales restauradores basados en polímeros”, sin embargo las medidas de radiopacidad equivalentes de las resinas bisacrílicas son mayores al equivalente a 1 milímetro de aluminio exigido por la norma ISO 4049: “Materiales restauradores basados en polímeros”.

Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó la prueba T para muestras independientes, con una significancia de 0.05. Se obtuvo un valor de $p < 0.001$, por lo tanto, se determinó la existencia de diferencias significativas entre las resinas acrílicas y las resinas bisacrílicas.

Gráfico 3. Radiopacidad equivalente en mm. de Al de los distintos grupos de materiales agrupándolos según su composición química.



La dispersión de los datos entre grupos se encuentra representada en el gráfico 3. Las cajas representan la dispersión de datos 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 al máximo. De acuerdo a los resultados obtenidos se pueden establecer que las resinas bisacrílicas presentan mayor radiopacidad que las resinas acrílicas.

DISCUSIÓN

Una adecuada radiopacidad es una de las características deseables de los materiales de provisionalización usados en odontología, junto a otras propiedades mecánicas y estéticas. Debido a esto, el presente estudio buscó determinar y comparar la radiopacidad de dos tipos de materiales para la fabricación de provisionales; resinas acrílicas y resinas bisacrílicas, disponibles actualmente. Los resultados de esta investigación demuestran que existen diferencias significativas en los distintos grupos de materiales estudiados. Demostrando también que las resinas bisacrílicas sí cumplen con el requisito de radiopacidad establecido por la norma ISO 4049: "Materiales restauradores basados en polímeros" (ISO, 2009), sin embargo, las resinas acrílicas no cumplen con dicha norma.

Se considera que es importante la evaluación de la radiopacidad de una restauración provisional, ya que esta facilita la efectividad terapéutica de los tratamientos rehabilitadores (Blasi y Barrero 2015), por lo que determinar sus propiedades en un examen complementario, al igual que cualquier otra restauración, es de utilidad para poder cumplir a cabalidad los requisitos de ésta. Si bien la clínica es imperante a la hora de realizar un correcto diagnóstico, la radiografía es un examen complementario que ayuda a facilitar el diagnóstico sobre todo en zonas de difícil acceso clínico. Mediante el examen radiográfico se puede comprobar brechas marginales y sobrecontornos proximales, factores que producen inflamación y generan problemas en la toma de impresión, en la cementación de la restauración definitiva, cobran importancia en la mantención de la vitalidad del remanente dentario y en la protección de la contaminación de los tratamientos endodónticos en dientes no vitales (Fox y Gutteridge, 1997). La radiopacidad de las restauraciones provisionales también permite localizar fragmentos de estos en zonas no deseadas, como lechos quirúrgicos en la carga inmediata de implantes, áreas subgingivales en cirugías de ancho biológico, furcas en dientes con compromiso del estado periodontal y fragmentos de material en caso de iatrogenia, impactación y/o aspiración de este tipo de restauraciones, evitando complicaciones

que puedan alterar a los tejidos blandos adyacentes (Mattie y cols., 1996; Mattie y Rawls, 2001; Romanos, 2004).

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 (Choi y cols., 2015). Se ha establecido que el tipo, la concentración y el tamaño de la partícula del radiopacificador, afectan en el nivel de radiopacidad de los distintos materiales dentales (Duarte y cols., 2009). La radiopacidad presente de las resinas bisacrílicas se debe principalmente a la composición de sus rellenos inorgánicos, que le permiten incorporar elementos que le otorgan una radiopacidad similar a la de las resinas compuestas radiopacas (Comisi, 2015). Sin embargo, el radiopacificador en las resinas acrílicas se encuentra en el polímero (polvo) de estas, por lo que el porcentaje de elemento radiopaco debe ser mucho menor, ya que cantidades necesarias para que estas sean radiopacas, va en desmedro de las propiedades físicas y estéticas de este material (Bloodworth y cols., 1992), lo que explica la diferencia de radiopacidad entre ambos grupos de materiales utilizados para restaurar en forma provisoria.

Las resinas bisacrílicas según diversos estudios presentan mejoras en las distintas propiedades de los materiales para provisionalización, entre ellos una menor contracción de polimerización, menor daño a la pulpa y a los tejidos gingivales, y algunos estudios también reportan que presentan mejor adaptación marginal (Abdulmohsen, 2016). De manera similar, el presente estudio demuestra mejores propiedades de radiopacidad de las resinas bisacrílicas en comparación a las resinas acrílicas, lo cual es también relevante, ya que fueron sólo estos materiales, del grupo total de materiales estudiados, los que cumplieron con los requisitos establecido por la normativa ISO4049, que exige una radiopacidad de al menos 1 milímetro de aluminio.

La resina bisacrílica, Acrytemp, Zhermack, presentó una radiopacidad equivalente a 1.75 ± 0.25 mm de Aluminio, material que de acuerdo a los resultados obtenidos, cumple con la normativa ISO 4049 (ISO, 2009) y presenta el mayor nivel de radiopacidad de todos los materiales estudiados. Según el fabricante (Zhermack, 2016) este material presenta un 45% de relleno inorgánico sin especificar que elemento radiopacificador utiliza, pudiendo ser este relleno el que le otorgue la radiopacidad determinada en este estudio.

Luxatemp Star y LuxCrown, resinas bisacrílicas de la marca DMG, presentaron radiopacidad de 1.43 ± 0.23 y 1.51 ± 0.27 mm de Aluminio respectivamente, cumpliendo con la norma exigida por ISO 4049. Ambos presentan composición química similar, con un material de relleno de vidrio en una matriz de metacrilatos multifuncionales, catalizadores y aditivos. Su proporción de relleno inorgánico es de un 42% para Luxatemp Star y de un 46% para Luxacrown, (DMG, 2017). Sin embargo el fabricante no especifica qué elementos radiopacificadores utiliza cada uno. Es posible pensar que las diferencias en su valor de radiopacidad se deban probablemente a la diferencia de porcentaje de relleno inorgánico respectivo, pensando que el agente radiopaco estaría incorporado como parte del relleno inorgánico. Según el fabricante, la diferencia de ambos productos se debe a que LuxaCrown utiliza en su relleno porcentajes de zirconio, lo que hace que esta restauración se pueda utilizar por largos periodos de tiempo, y que a su vez, le otorgue mayor grado de radiopacidad.

El fabricante informa que la resina bisacrílica Structur Premium, de VOCO, contiene 38% de silicato de aluminio de bario y bromo, tanto en su base como en su catalizador (VOCO, 2017). En la presente investigación se presentó una radiopacidad equivalente de 1.47 ± 0.14 mm de aluminio, mientras que Pekkan (2010) reporta una radiopacidad de 1.07 ± 0.11 mm de aluminio. Esta diferencia en las mediciones, podría deberse a que Pekkan utilizó un revelado convencional para la obtención de la imagen radiográfica, una distancia focal y tiempo de exposición distinta a la utilizada en el presente estudio. Sin embargo, en ambos estudios se

demuestra que el material cumple con el valor de radiopacidad exigido por la norma ISO 4049.

El fabricante reporta que la resina bisacrílica Protemp™ 4, 3M ESPE, presenta en su relleno inorgánico, Silice de Zirconio y Silano y una radiopacidad equivalente a 1.7 mm de aluminio (3M ESPE, 2017), mientras que en nuestra investigación presentó una radiopacidad de 1.02 ± 0.28 mm de aluminio. La norma ISO 4049, establece que si el fabricante determina que el material posee una cierta radiopacidad, esta no debe ser menor a 0.5 mm de aluminio de lo publicitado, según los resultados del presente estudio Protemp™ excede los 0,5 mm de diferencia permitidos por ISO y publicita una radiopacidad superior a la determinada. Esta variabilidad en los resultados, a su vez, podría deberse a las metodologías empleadas en cada caso, como el tipo de análisis radiográfico que se utilizó o el proceso de mezcla y preparación del material, sin embargo ambos resultados cumplen con la normativa del milímetro de Aluminio exigida por la norma ISO 4049. Finalmente, dentro de este grupo, el material Expertemp de la marca Ultradent presentó una radiopacidad equivalente a 0.99 ± 0.10 mm. de aluminio, que de acuerdo a los resultados obtenidos, se aproxima a la norma 4049 exigida por ISO.

En contraste a los resultados de radiopacidad obtenidos por las resinas bisacrílicas, en el presente estudio se determinó que las resinas acrílicas testeadas no cumplen con el requisito de radiopacidad exigido por la norma ISO 4049: "Materiales restauradores basados en polímeros" (ISO, 2009). Dentro de este grupo, la resina acrílica ALIKE™ GC, fue la que presentó mayores valores de radiopacidad. Para Mattie (1994), ALIKE, es la única resina acrílica con propiedades radiopacas presente en América utilizando como radiopacificador a sulfato de bario en concentraciones no especificadas, sin embargo, la radiopacidad que otorga este componente se reporta que es mínima (Mattie y Rawls, 1993). En la presente investigación ALIKE es la resina acrílica que presenta mayor radiopacidad, pero aún así no cumple con la norma exigida por ISO.

La radiopacidad determinada de ALIKE™,GC, Acrílico de Coronas Autocurable Marché, Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply y Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance fue de 0.85 ± 0.08 , 0.72 ± 0.32 , 0.65 ± 0.25 y 0.56 ± 0.05 respectivamente. En todos los resultados mencionados no se alcanza el milímetro equivalente de aluminio exigido por la normativa ISO 4049.

De manera similar a lo reportado por otros estudios, en este trabajo se demuestra la dificultad para visualizar las resinas acrílicas en la imagen radiográfica (Mattie y cols., 1996; Mattie y cols., 2001; Alvarez, 1996; Newton, 1991; Bloodworth, 1992). Además, los estudios publicados sobre la radiopacidad de las resinas acrílicas son escasos y antiguos. Como el de Lang (1999), que determina que una concentración de un 30% de Trifenil de Bismuto es apropiado para proporcionar un nivel adecuado de radiopacidad. Sin embargo, dicha cantidad de radiopacificador degrada las propiedades físicas y químicas de la resina. Igualmente, Bloodworth y cols. (1992), señalan que la incorporación de radiopacificadores como sulfato de bario, fluoruro de bario o trifenilo de bismuto en porcentajes mayores a un 15% de la composición del polímero de metilmetacrilato (polvo), son suficientes para que estos materiales sean visualizados en las radiografías, pero generan atrapamiento de aire debido a la humectación incompleta del monómero, produciendo fracturas y generando un material opaco y poco estético. También Mattie (1994) reporta que los aditivos utilizados para otorgar radiopacidad probados hasta la fecha, no son capaces de cumplir con los estándares de biocompatibilidad y requerimientos mecánicos que deben presentar este tipo de materiales.

La escasa radiopacidad de las resinas acrílicas, se suma a las desventajas que presentan estos materiales, como la alta contracción de polimerización, la elevada cantidad de residuos monoméricos y su alta exotermia (Vallejo, 2016). Sin embargo, éstos materiales siguen estando vigentes y son de elección para muchos dentistas debido a su bajo costo y aceptable adaptación marginal, es por este motivo, que se sugiere estudiar y evaluar nuevos componentes químicos que le otorguen

radiopacidad a las resinas acrílicas sin alterar sus propiedades, para así poder evaluar diversos aspectos de la restauración.

Por otro lado, las restauraciones provisionales pueden permanecer en boca por cantidades considerables de tiempo, sobre todo en tratamientos complejos, que involucren rehabilitaciones a nivel de boca completa, en estos casos las restauraciones deber ser evaluadas constantemente en el tiempo, sobre todo porque los cementos para provisionalización presentan una rápida disolución (Gratton, 2004). En este tipo de rehabilitaciones, las restauraciones provisionales sirven de guía para un correcto diagnóstico, tanto estético como funcional, facilitando la planificación y ejecución de las rehabilitaciones definitivas (Strassler, 2013; Wassell y cols., 2002). Por ejemplo, por medio de las restauraciones provisorias, se puede realizar un correcto análisis del plano oclusal y de la dimensión vertical que tendrán las futuras rehabilitaciones a realizar y si estas son radiopacas, a su vez permitirían determinar dichos parámetros a través del análisis cefalométrico en la telerradiografía lateral. Schulz, Cerda y Romo (2013), describen la utilización de láminas de plomo en rodetes de cera para determinar la guía anterior y el plano oclusal en pacientes desdentados parciales a través de la telerradiografía lateral. En estos casos el uso de resinas bisacrílicas, debido a los niveles de radiopacidad que presentan, expanden el campo de uso de los antiguos provisorios, hacia nuevas técnicas, como el *mock up*, que sirve, entre alguno de sus usos, como guía para permitir la evaluación de la dimensión vertical, la inclinación del plano oclusal y la inclinación de las piezas dentarias en pacientes desdentados parciales o con grandes atriciones dentales tanto en telerradiografías laterales como en la práctica clínica (Vailati y Belser, 2008). De esa forma, a través del *mock up* con resinas bisacrílicas, debido a su adecuada radiopacidad, sería posible analizar radiográficamente distintos parámetros cefalométricos, que ayuden a planificar rehabilitaciones definitivas, sin la necesidad de agregar otros aditamentos como láminas de plomo.

Se reporta que la variabilidad en las mediciones de radiopacidad de los mismos materiales restauradores entre diferentes estudios, depende de varios factores 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, 2010). Es por estas razones que en el presente estudio, se estandarizaron dichas variables a través de un protocolo (Vega y cols., 2017) acorde a los requisitos que exige la norma ISO 4049, permitiendo que los resultados de este estudio sean válidos y puedan ser comparables. El diseño de un dispositivo para la toma de radiografías, permitió realizar una óptima toma radiográfica, asegurando la perpendicularidad de los rayos X a las muestras y a la distancia focal exigida por la norma. El uso de una película digital de fósforo fotoestimulable (PSP), que fue escaneada posteriormente, permitió descartar las variables que pudiesen afectar en el revelado convencional y su posterior análisis colaborando a la estandarización de la adquisición de la imagen, a su vez las muestras de materiales fueron calibradas con un pie de metro digital y se descartaron del estudio, todas aquellas que presentaran burbujas o irregularidades en su confección.

Como limitante y futura proyección de esta investigación, 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, 2009). 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.

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 (Pekkan 2016, Pekkan 2010). Sin embargo, actualmente no hay estudios que le permitan al clínico discriminar la elección de un material de restauración provisional de acuerdo a su radiopacidad. Es por eso que en esta investigación experimental se determinó y comparó la radiopacidad de los materiales de restauración para provisionalización de incrustaciones, puentes y coronas presentes en el mercado nacional, con la finalidad de ser una referencia tanto para el clínico a la hora de elegir un material para realizar restauraciones provisionales que necesiten ser evaluadas a través de la radiografía, como para el fabricante a la hora de estandarizar y publicitar la propiedad de radiopacidad en sus materiales.

CONCLUSIONES

- Los materiales de provisionalización de resinas bisacrílicas presentan mayor radiopacidad que las resinas acrílicas.
- La radiopacidad de las resinas acrílicas estudiadas ALIKE™,GC, Acrílico de Coronas Autocurable Marché, Temporary Bridge Resin Caulk®, Dentsply y Temporary Crown and Bridge Duralay, Reliance, es de 0.85 ± 0.08 , 0.72 ± 0.32 , 0.65 ± 0.25 y 0.56 ± 0.05 respectivamente, por lo tanto no cumplen con el requisito de radiopacidad establecido por ISO 4049: “Materiales de restauración basados en polímeros”
- La radiopacidad de las resinas bisacrílicas estudiadas Acrytemp, Zhermarck; Luxacrown,DMG; Structur Premium,VOCO; Luxatemp Star,DMG;Protemp™, 3M ESPE y ExperTemp™, Ultradent , 1.75 ± 0.20 , 1.5 ± 0.27 , 1.47 ± 0.14 , 1.43 ± 0.23 , 1.02 ± 0.28 , 0.99 ± 0.10 respectivamente , por ello cumplen con el requisito de radiopacidad establecido por ISO 4049: “Materiales de restauración basados en polímeros”

SUGERENCIAS

Se sugiere realizar nuevos estudios en la búsqueda de radiopacificadores que se puedan utilizar para mejorar la radiopacidad de las resinas acrílicas sin afectar las propiedades físicas, mecánicas y estéticas de estos materiales. En el caso de no poder solucionar las deficiencias estéticas de una resina acrílica radiopaca, se sugiere crear un material de restauración posterior que presente buenas propiedades mecánicas como radiopacas y que no requiera de la estética como característica fundamental.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdulmohsen B, Parker S, Braden M y Patel M (2016). A study to investigate and compare the physicommechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dental Materials* .32(2), 200-210.
- Alvarez P, Paulo S (1996). Radiopacity of acrylic resins oral. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 22:318-324.
- Anusavice K, Shen C, y Rawls H (2013). Phillips' science of dental materials. 12ª Edición. *Elsevier Health Sciences*. Pag.275-307, part.3.
- Blasi Á y Barrero C (2011). Estudio in vitro para comprobar la estabilidad del color de materiales provisionales usados en prostodoncia. *Universitas Odontológica*. Vol. 30, p17-23. 7p.
- Bloodworth K y Render P (1992). Dental acrylic resin radiopacity: literature review and survey of practitioners' attitudes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 67(1), 121-12.
- Carvajal J. (2001). Prótesis fija; preparaciones biológicas, impresiones y restauraciones provisionales. *Editorial Mediterráneo Ltda*. Santiago, Chile. Vol.4, p143-153.
- Choi T (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
- Comisi J. (2015). Provisional materials: advances lead to extensive options for clinicians. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 36(1):54, 56-9.
- Curtis P, Fraunhofer J, y Farman A (1990). The radiographic density of composite restorative resins. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 70(2), 226-230.
- Donaldson D. (1974). The Etiology of Gingival Recession Associated with Temporary Crowns. *Journal of Periodontology*. Vol. 45, No. 7, Pages 468-471.
- Duarte M, Oliveira E, Vivan R, Tanomaru J y Moraes I (2009). Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics*. 35(5), 737-740.

- Espelid I, Tveit A, Erickson R, Keck S y Glasspoole E (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials*. 7(2), 114-117.
- ESPE 3M (2017) Protemp Crown Temporization Material: Technical product profile. <http://multimedia.3m.com/mws/media/4349360/protemp-crown-technical-product-profile.pdf>
- Fox K y Gutteridge D (1997). An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *International Endodontic Journal*. 30:6, 361-368.
- Gegauff A (2000). Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 84:2,169-179.
- Gómez M y Medina A (2009). Contornos y perfil de emergencia: aplicación clínica e importancia en la terapia restauradora. *Avances en Odontoestomatología*. 25:6,331-338.
- Gonçalves F. (2008). Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *Journal of Dental Research*. 87(4):367-71.
- Goncalves T, De Menezes L y Silva L (2008). Residual monomer of autopolymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods. An in situ evaluation. *The Angle Orthodontic*. 78(4):722-2
- Graig R, Brien O, Powers W (1996). Materiales Dentales, propiedades y manipulación. 6ª Edición. Editorial Mosby. Pág.55-78cap 4.
- Gratton D y Aquilino S (2004). Interim restorations. *Dental Clinics of North America*. 48:2,487-497.
- Haselton D, Diaz-Arnold A y Dawson D (2004). Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials. *Journal of Prosthodontics*. 13(4):227-32.
- International Organization for Standardization (2009). ISO 4049, Dentistry Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3 ed. Geneva: ISO.

- Karaokutan I, Sayin G y Kara O (2015). In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *The Journal Advances Prosthodontics*. 7(1): 27–31.
- Knobloch L, Kerby R, Pulido T y Johnston W (2011). Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 106(2):118-25.
- Kedjarune U, Charoenworluk N y Koontongkaew S (1999). Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Australian Dental Journal*. 44(1):25-30.
- Kerby R, Knobloch L, Sharples S y Peregrina A (2013). Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *Journal Prosthetics Dentistry*. 110(1):21-8.
- Levin B y Wilk B (2013). Immediate provisionalization of immediate implants in the esthetic zone: a prospective case series evaluating implant survival, esthetics, and bone maintenance. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 34(5):352-361.
- Maalhigh-Fard (2003). Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Operative Dentistry Journals*. 28(6):734-9.
- Mattie PA, Rawls HR y Cabasso I (1994). Development of a radiopaque, autopolymerizing dental acrylic resin. *Journal Prosthodontics*. 3(4):213-8.
- Mattie PA, Rawls HR y Smijd (2001). Performance properties of a translucent x-ray opaque dental acrylic resin. *Journal Dental Research*. 72: 128.
- Mezzomo E (2007). Rehabilitación Oral Contemporánea. Primera Edición Tomo 1 y 2. *Editorial Santos Editora Ltda*.
- Montero P, López M y Chaves (2011). Análisis del nivel de éxito que se logra en el tratamiento del ajuste marginal de coronas temporales con acrílico convencional NEW STETIC® en comparación con el bis-acrílico structur Premium de Voco® en premolares inferiores.

- Newton JP, Abel RW, Lloyd CH y Yemm R (1991). The use of computed tomography in the detection of radiolucent denture base material in the chest. *Journal oral Rehabilitation*. 14:2193-202.
- Padbury A, Eber R, y Wang H (2003). Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *Journal of Clinic Periodontology*. 30(5):379-85.
- Pekkan G (2016). Radiopacity of dental Dental Materials: An Overview. *Avicenna Journal of Dental Research*. 8: e36847.
- Rawls HR, Starr J, Kasten FH, Murray M (1991). Radiopaque acrylic resins contains miscible heavy metal compounds. *Dent Mater*. 6:250-255.
- Romanos G (2004). Present status of immediate loading of oral implants. *Journal of Oral Implantology*. 30(3), 189-197.
- Schulz R, Cerda B, Moya M, y Romo F (2013). Visualización del plano oclusal y guía anterior en desdentados parciales en la telerradiografía lateral: descripción de la técnica a través de casos clínicos. *International journal of odontostomatology*. 7(3), 465-470.
- Sen D, Göller G, İşsever H (2002). The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 88(5):527-32.
- Stafford GD, MacCulloch WT (1971). Radiopaque denture base materials. *British Dental Journal*. 131:22-24.
- Schneider SS, Roistachers S (2002). Aspiration of denture base materials. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 25:493-496.
- Shillimburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R y Brackett S (2006). Fundamentos esenciales en prótesis fija 3ª edición. *Editorial Quitessence*. SL, 5-8.
- Strassler H (2013). Fixed prosthodontics provisional materials: making the right selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 34(1):22-4.

- Ogawa, T., & Hasegawa, A. (2005) Effect of curing environment on mechanical properties and polymerizing behaviour of methyl-methacrylate autopolymerizing resin. *Journal of oral rehabilitation*, 32(3), 221-226.
- Tjan A, Castelnuovo J y Shiotsu G (1997). Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 77(5), 482-485.
- Turgut M, Attar N, y Onen A (2003). Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Operative Dentistry-University of Washington* 28(5), 508-514.
- Vallejo Z (2016). Estudio in vitro sobre las características físicas y mecánicas de tres materiales provisionales para su uso en prótesis dental. *Universidad de Complutense, Madrid*. 11:412
- Vaidyanathan T, Vaidyanathan J y Manasse M (2015). Analysis of stress relaxation in temporization materials in dentistry. *Dental Materials*. 31(3):e55-62.
- Vailati F y Belser U (2008). Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 3vol. No.(2)
- Vega V, Negrete P, Osorio S, Estay J, Corral C (2017). Radiopacity assessment using 3D printed devices. En: XXVIII Reunión Anual de IADR División Chile, 4 de agosto 2017, Santiago de Chile, IADR.
- Wassell R, George G, Ingledew R, Steele J (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: provisional restorations. *The British Dental Journal*. 192(11):619-22.
- Young H, Smith C, y Morton D (2011). Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *The Journal Prosthetics. Dentistry* 85(2):129-32.
- Yuodelis R, Weaver J y Sapkos S. (1973). Facial and lingual contours of artificial complete crown restorations and their effects on the periodontium. *The Journal of prosthetic dentistry*. 29(1), 61-66.

ANEXOS

Poster, Metodología de Investigación presentado en IADR 2017.



Radiopacity assessment using 3D printed devices

Vicente Vega Flores, Pedro Negrete Valderrama, Paulina Paredes, Francisco Meza, Paulo Gallardo, Sylvia Osorio Muñoz, Juan Estay Larenas, Camila Corral Núñez.

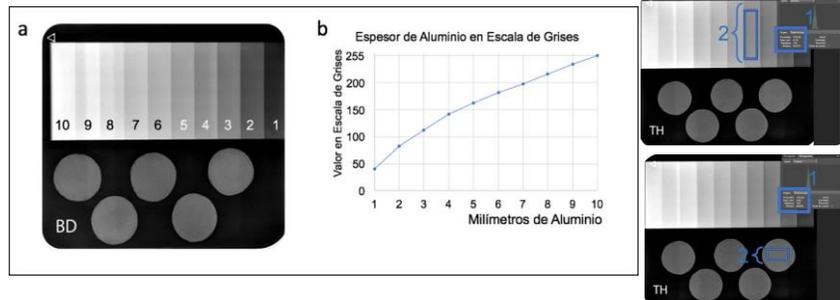
Objective: To develop a standardized protocol to assess radiopacity of dental materials

Methods : A custom 3D printed device was designed that complies with the requisites of ISO:6876 norm. In addition, sample matrix of 1 mm thickness was also 3D printed. Five specimens of dental materials were placed directly on a PSP occlusal plate adjacent to an aluminum step wedge with step height ranging from 1-10 mm



Radiographs were taken with an X-ray appliance model Myray RXAC, at tube voltage of 70 Kv, current of 8 mA, exposure time of 0.4 s, and target-film distance of 40 cm. The radiographs were processed and analyzed with Adobe-Photoshop-CS6.

The average grey value for each material sample and each step of the wedge were measured. A graph of aluminum thickness (in mm) vs. grey value of each aluminum step was plotted and the logarithmic trend line was drawn



The radiopacity of each specimen, expressed in mm of aluminum, was then determined using the equation of the trend line.

Results: The radiographic image presented adequate density and contrast, that allowed to discriminate the ten steps of the aluminum step-wedge. In addition, the image was formed exclusively by the incidence of the central x-ray beam against the major surface, demonstrating the perpendicular orientation of the central x-ray beam. Grey value vs. mm Al plot showed an ascending slope line. The image of the test samples was well defined enabling the digital analysis, and to calculate its relative radiopacity in mm of aluminum.

Conclusion The use of custom 3D printed positioner device and sample matrix allows to standardized a protocol to assess radiopacity of dental materials, that complies with ISO norms



