



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA**

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA PROFUNDIDAD DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN DE RESINA COMPUESTA FLUIDA CON LÁMPARA
LED AL INTERPONER BLOQUES DE PORCELANA CON LA CONFIGURACIÓN
DE CORONAS LIBRES DE METAL.**

Leonardo Alfredo Cisternas Albornoz

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales

TUTORES ASOCIADOS

Dr. Pedro Terrazas

Dr. Matías San Martín

**Adscrito a Proyecto Pri-Odo 14-003
Santiago – Chile
2013**

Dedicatoria

Dedico esta obra que representa el punto cúlmine de un camino que ha durado 6 años de estudios universitarios a mi madre y hermanos. Sin su apoyo y amor incondicional nada de esto hubiera sido posible. No me podría haber tocado una familia mas perfecta.

Agradecimientos

Muchas son las personas que me han ayudado a completar esta etapa tan importante en mi vida. En primer lugar debo mencionar a mi madre Milagros, su amor y entendimiento fueron y serán pilar fundamental en todo ámbito de mi vida. A mis hermanos Rodrigo y Mario Andrés, muchas gracias por las conversaciones, los consejos, los abrazos, las risas, las lágrimas y por todo lo que significa aguantar a un estudiante de esta carrera tan linda. Especial agradecimiento a Rodrigo porque sin él y sus conocimientos de computación todo hubiese sido infinitamente mas difícil, muchas gracias hermano querido.

A mi padre Leonardo por todo su apoyo a lo largo de estos años, muchas gracias.

A mis profesores a lo largo de la carrera, en especial al Dr. Salinas, Dra. Pizarro y Dr. San Martín. Sus conocimientos y su calidad tanto profesional como humana me inspiraron desde que los conocí.

A mi tutor Dr. Ehrmantraut. Gracias por las conversaciones y la disposición que ha tenido conmigo. Ha hecho esta última etapa muy gratificante. Gracias por todo.

A mi polola Bernardita que aunque entró en mi vida hace poco, siento como que me conociera hace mucho. Tu me motivas y haces que quiera crecer más y más. Gracias por tu apoyo y por tu amor. Ahora crezcamos juntos.

A mis amigos y compañeros Carol, Cony, Celeste, Naty y Pili, gracias por las risas y palabras de apoyo en los momentos importantes y en los triviales. A Sebastián Perry, compañero desde siempre con el que me reencontré en los internados. Gracias por el apoyo que me diste en todo, siempre nivelando hacia arriba.

A mi compañero, amigo y hermano Felipe “Pipeño” Pérez. Las palabras sobran, solamente gracias por todo pelí.

A mis tíos y primos, a los funcionarios y funcionarias que siempre presentaron la mejor disposición conmigo.

Al Dr. Mario Herrera H. de SDI Chile por su aporte generoso de las resinas necesarias para esta investigación.

Índice

Resumen.....	5
Marco Teórico.....	7
Resinas compuestas.....	10
Clasificación de Resinas Compuestas.....	13
Según relleno.....	13
Según tipo de monómero que compone la matriz.....	14
Según activación.....	15
Según consistencia.....	16
Cerámicas de uso en odontología.....	18
Clasificación de los sistemas totalmente cerámicos por composición química...	19
Cementación de restauraciones indirectas.....	22
Cementos en base a resinas.....	24
Mecanismos de unión y problemas de compatibilidad de cementos resinosos..	26
Resina fluida como material cementante.....	28
Fuentes de foto-polimerización.....	28
Polimerización por luz visible y luz halógena convencional.....	29
Láser de argón.....	29
Luz de arco de plasma.....	30
Luz L.E.D.....	31
Hipótesis y Objetivos.....	32
Materiales y Métodos.....	34
Resultados.....	39
Discusión.....	43
Conclusiones.....	46
Referencias Bibliográficas.....	48

RESUMEN:

El principal objetivo de la odontología restauradora es sustituir las estructuras dentales perdidas o enfermas para devolver la función y estética a las piezas dentarias. Cuando la pérdida de tejido dentario es extensa se vuelve imperativo el uso de restauraciones indirectas, interviniendo diversos factores para el éxito de éstas tales como el material de confección de la restauración, la técnica de cementación y las propiedades del agente cementante.

Los cementos de resina foto-activados se han convertido en el material de elección para la fijación de restauraciones indirectas como las cerámicas libres de metal ya que ofrecen una serie de ventajas entre las que destacan un mayor tiempo de trabajo, mejor control sobre el asentamiento de las restauraciones y mayor estabilidad de color. Como alternativa a estos cementos se puede utilizar la resina compuesta fluida.

La desventaja del uso de materiales foto-activados es que existen casos donde la luz no puede llegar a todos los sitios. Es aquí cuando evaluar el grado de polimerización del cemento cobra gran importancia.

El propósito de este estudio es determinar la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelana con la configuración de coronas libres de metal compuestos de distintos tipos de porcelanas en sus casquetes.

El método experimental consistió en la foto-activación de resina compuesta fluida Wave hv (SDI Australia) dentro de un formador cilíndrico metálico a través de bloques de porcelana con la siguiente configuración: 0.5mm de porcelana de distintos materiales correspondientes a los casquetes (IPS e.max Press, Gt-medical, Cercon), 2mm de porcelana feldespática color A3 dentina y 2mm de porcelana feldespática A3 esmalte.

Se usó una lámpara LED Raddi Plus (SDI Australia) capaz de emitir 1500 mW/cm² con una exposición de 60 segundos para foto-activar la resina compuesta fluida. Posteriormente se retiró la resina del conformador y se eliminó el material sin polimerizar con una espátula plástica. Finalmente se midió la altura de los cilindros con un micrómetro con 0.01mm de sensibilidad.

Una vez sometidos los resultados a análisis estadístico se determinó que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización entre todos los grupos estudiados.

Se puede concluir finalmente que es posible polimerizar resina fluida a través de bloques de porcelanas con la configuración de coronas libres de metal. La profundidad de polimerización es dependiente del material de confección de los casquetes.

MARCO TEÓRICO:

El principal objetivo de la odontología es mantener o mejorar la calidad de vida del paciente. Este objetivo puede lograrse previniendo enfermedades, aliviando el dolor, mejorando la eficacia masticatoria, la dicción y la apariencia. (Anusavice, 2004). Actualmente se han experimentado grandes cambios en relación a la filosofía con la que se atiende a las personas. Esta atención prioriza la promoción y prevención en salud bucal por sobre la ejecución de sofisticadas técnicas curativas. (Urzúa, 1999)

La caries dental es una enfermedad crónica, infecciosa y multifactorial transmisible, muy prevalente durante la infancia y que constituye, por su magnitud y trascendencia, un importante problema de salud pública. Suele aparecer en los niños y en los adultos jóvenes, pero puede afectar a cualquier persona y es la causa más importante de pérdida de la totalidad o de parte de los dientes en las personas. (González, 2009)

Lamentablemente, el porcentaje de pacientes en los cuales podemos aplicar esquemas preventivos puros es muy pequeño debido a que la destrucción y pérdida de tejido dentario presente en la población es muy alto, por lo cual es importante manejar el concepto preventivo en conjunto con el tratamiento rehabilitador integral del paciente, donde la operatoria dental corresponde al procedimiento terapéutico mediante el cual se realiza la eliminación quirúrgica del tejido afectado, lo que deja como secuela una cavidad y un remanente dentario, el que debemos reparar utilizando diversos materiales que idealmente sean capaces de realizar todas las funciones que realizaba el tejido sano (Bader, 1997)

Ante este escenario es que, para lograr la rehabilitación exitosa de los tejidos dentarios perdidos, se hace necesario contar con materiales que cumplan con características tales como: biocompatibilidad, fácil manipulación, resistencia adecuada a las fuerzas, estética satisfactoria y larga duración. Estos materiales, de acuerdo a la situación clínica, pueden ser de restauración directa o indirecta y

en ambos casos deben ser capaces de soportar las condiciones adversas de la cavidad oral. (Anusavice, 2004)

Cuando el daño en una pieza dentaria es mayor a un tercio de la distancia intercuspídea se requieren restauraciones indirectas y uno de los materiales que cumple con los requisitos para ello son aquellos de origen cerámico, por lo que el desarrollo de éstos ha tenido un gran avance en los últimos tiempos. El uso adecuado de estos sistemas cerámicos implica una correcta indicación basándose en una adecuada evaluación clínica y de las limitantes tanto mecánicas como de manipulación. (Aranda, 2013)

A pesar del éxito innegable que las coronas ceramometálicas han tenido durante las últimas décadas del siglo XX, los esfuerzos por conseguir sistemas cerámicos libres de metal que proporcionen mayor estética no han cesado. La corona totalmente cerámica constituye un modelo estético difícil de imitar por otros medios restauradores ya que permiten una mejor transmisión de la luz a través del mismo. (Álvarez, 2003)

La etapa de cementación y el material cementante escogido son claves a la hora de determinar el éxito de las restauraciones indirectas. El desarrollo de los sistemas adhesivos y de los cementos resinosos facilitó el restablecimiento de la estética y de la función en dientes extremadamente destruidos. La cementación adhesiva además de garantizar una mayor retención de la pieza protésica al remanente dental, principalmente en los casos de coronas cortas y/o muy expulsivas, promueve un mejor sellado dentinario y aumenta la resistencia del conjunto diente/restauración. Por tanto, las superficies del diente y de la pieza protésica requieren tratamientos adhesivos previos que promoverán la unión entre el tejido dentario y el cemento resinoso y de éste con el material restaurador. La unión del cemento resinoso al diente se debe al empleo de los sistemas adhesivos, y la unión del cemento resinoso a la pieza protésica dependerá del tipo de tratamiento realizado en la superficie interna de la misma. (Bernal, 2010)

Al comparar los distintos tipos de cementos son los fotoactivados, entre ellos la resina compuesta fluida, los que ofrecen la ventaja de un mayor tiempo de trabajo, que posibilitará obtener un correcto asentamiento de la restauración y mayor estabilidad de color. La desventaja de este tipo de activación es que muchas veces la luz no puede llegar a todos los sitios. Es aquí cuando evaluar el grado de polimerización del cemento cobra importancia ya que un bajo grado de polimerización del cemento puede ser nocivo para las estructuras vitales debido a la mayor cantidad de monómero residual presente. Al mismo tiempo, la falta de polimerización afecta negativamente las propiedades mecánicas de estos materiales, pudiendo causar reacciones biológicas adversas y conduciendo al fracaso clínico. (Ozyesil, 2004)

Al trabajar con materiales foto-activados cobra especial valor la fuente de luz que se use para llevar a cabo este proceso. Es así como los avances en esta materia han sido sorprendentes en el último tiempo, siendo la luz LED (Ligth emitting Diode), ampliamente usada por su eficiencia, siendo de gran importancia el mayor grado de penetración que se alcanza con estos sistemas y que se traduce en mayores profundidades de polimerización. (Portela, 2005) Otras ventajas son la aparatología más compacta, mayor tiempo de vida útil y menor gasto de energía. El uso de luz LED para la foto-activación está ampliamente estudiado y aceptado en la literatura. (Camilotti, 2008)

Existe una gran diversidad de materiales dentales los que se indican de acuerdo a la situación clínica y que se dividen en materiales de restauración directa o indirecta. Cuando la pérdida de tejido dentario es de pequeña o mediana magnitud, son los materiales de restauración directa los indicados dentro de los cuales se encuentran las amalgamas, ionómeros vítreos y resinas compuestas. En general, estos materiales poseen características que restringen su uso en sectores específicos de las arcadas dentarias. Sin embargo, las propiedades de las resinas compuestas las hacen un material de elección adecuado cuando se desea restaurar y simular de mejor manera las características mecánicas y estéticas del diente, sin tener que sacrificar gran cantidad de tejido sano.

(Craig, 2004)

Cuando la pérdida de tejido dentario es de mayor envergadura se indican materiales de restauración indirecta como los metales, las cerámicas y las resinas compuestas. Estos materiales cumplen con los requisitos mecánicos, biológicos y estéticos (con excepción de los metales) adecuados para su utilización. (Craig, 2004)

Resinas compuestas

La introducción de la tecnología de las resinas compuestas en la odontología restauradora ha sido una de las contribuciones más significativas para la odontología en los últimos veinte años. Las ventajas de las restauraciones adheridas a la estructura dental, incluyen conservación de tejido dental sano, reducción de la microfiltración, prevención de la sensibilidad postoperatoria, refuerzo de la estructura dental y la transmisión/distribución de las fuerzas masticatorias a través de la interfase adhesiva del diente. A pesar de sus ventajas, las resinas compuestas presentan significativas deficiencias en cuanto a su desempeño, sobre todo lo relacionado con la contracción de polimerización y al estrés que esta produce en la interfase diente/restauración. (Rodríguez, 2008) Sin embargo, las mejoras en las formulaciones, el desarrollo de nuevas técnicas de colocación y la optimización de las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas, la han hecho una restauración más confiable y predecible, convirtiéndola en el material restaurador actualmente más utilizado en dientes permanentes. (Ruiz, 2003)

La evolución de las resinas compuestas parte a mediados del siglo XX con el uso de los silicatos como material restaurador estético, el que posteriormente fue remplazado por las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) debido al desgaste que sufría al poco tiempo de ser colocado. Si bien estas resinas tenían mejor desempeño que su predecesor, presentaban baja resistencia al desgaste, contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia filtración marginal. (Roriguez, 2008)

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), la cual compone la fase orgánica del composite, y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno (fase inorgánica). Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a ésta. (Rodríguez, 2008)

Las resinas compuestas para poder ser utilizadas como material de restauración, deben ser endurecidas por algún mecanismo. Éste corresponde a una polimerización por adición de tipo radicalica. Para lograr esta polimerización, es necesario un agente iniciador químico, el cual puede ser un peróxido orgánico, generalmente peróxido de benzoílo, que otorga la energía para iniciar la reacción en cadena que transformará el monómero a polímero. (Barrancos, 2006)

Este tipo de polimerización ha evolucionado en el tiempo, es así como en un principio se disponía sólo de resinas compuestas auto polimerizables, que poseen desventajas tales como la obtención de un polímero de mala calidad producto de una notoria cantidad de monómero residual, y la inestabilidad del color producto de la reacción de óxido reducción que ocurre entre la amina terciaria aromática y el peróxido orgánico, lo que terminaba con la descomposición de la amina. (Ferracane, 2011)

Actualmente se dispone de resinas compuestas foto activadas, las que poseen amplias ventajas en relación a las autoactivadas como una mejor conversión de monómero a polímero, la disminución del monómero residual y mejor estabilidad de color. (Ozyesil, 2004)

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna vertebral de la resina compuesta. El Bis-GMA, sigue siendo el monómero más utilizado en la

fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA). (Hervás, 2006)

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria Odontológica ha ensayado con gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión, combinaciones de sistemas epoxídicos-poliolés que muestran *in vitro* cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-Espe o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C. En este sentido, los ormocerres, composites modificados con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización. No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA /UEDMA/TEGDMA. (Hervás, 2006)

Por otra parte, la fase dispersa de las resinas compuestas está integrada por un material de relleno inorgánico, el que es incorporado a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas del composite. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida

estas propiedades, es por esto que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible sea un objetivo fundamental. Gracias a esta fase inorgánica se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética. (Hervás, 2006)

Clasificación de Resinas Compuestas

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Las clasificaciones que mencionaremos son por:

- Relleno
- Tipo de monómero que compone la fase orgánica (matriz)
- Activación
- Consistencia

Según Relleno

- Resinas de microrelleno: Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm . Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulido y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración. Sin embargo, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad. (Rodríguez, 2008)
- Resinas micro-híbridas: Mezclan partículas de micro relleno con partículas más grandes, de un tamaño entre 0.4 a 0.7 μm . Poseen excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible con su función. Además poseen buena terminación y pulido. Al tener esta combinación de

partículas, es posible incorporar un alto porcentaje de relleno, aproximadamente un 67% en volumen. Todas estas características permiten que este tipo de resinas compuestas sean las de mayor uso en la actualidad, con utilidad para piezas tanto posteriores como anteriores. (Craig, 2004)

- Resinas de Nanorelleno: Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01µm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (Rodriguez, 2008).

También podemos encontrar las resinas de macrorelleno y las híbridas pero actualmente se encuentran en desuso por el avance tecnológico y mejoras de las anteriormente mencionadas.

Según Tipo de Monómero que Compone la Matriz

- Bis-GMA: Bisfenol-glicidil metacrilato. Posee un grupo activo a cada extremo de la cadena. Como características se cuentan su viscosidad. (Barszczewska-Rybarek, 2009)
- UDMA o DMU: Dimetacrilato de uretano. Es una cadena mas larga que la anterior, mas fluido y pegajoso, con mejores propiedades ópticas. (Barszczewska-Rybarek, 2009)
- Mixtas: Composites que en su composición combinan distintos tipos de monómeros con el fin de mejorar algunas propiedades del material. Los monómeros que las componen pueden ser Bis-Gma, UDMA y/o TEGDMA.

(Barszczewska-Rybarek, 2009)

Según Activación

- Activación Química: Las resinas activadas químicamente son de uso clínico y vienen normalmente en una presentación de dos pastas donde un tubo contiene el iniciador, normalmente peróxido de benzoilo (PB), y una amina aromática en el segundo tubo como activador, por ejemplo N-dimetil-p-toluidina. Al reaccionar juntos se liberan los radicales libres que inician la reacción de polimerización. Este mecanismo de polimerización se emplea actualmente en algunos cementos dentales y en conjunto con un sistema de activación por luz en los llamados cementos de curado dual. (Beros, 2006)
- Activación por Luz: La activación por luz corresponde al mecanismo de activación más extendido en la actualidad. Este tipo de resinas se comercializa en un solo tubo y no requiere mezcla por lo que se encuentra exento de las complicaciones asociadas a las resinas activadas químicamente. Inicialmente se desarrollaron resinas que eran activadas mediante luz UV, los que iniciaban la liberación de radicales libres. (Pereira, 2005). Sin embargo este sistema fue remplazado por la activación por luz visible dado que las longitudes de onda en el rango ultra violeta revestían un peligro para los operadores, y comprendía además, la posibilidad de modificar la flora bacteriana por la exposición a este tipo de radiación. Además la polimerización por luz visible permitió obtener una mayor profundidad de polimerización. (Rueggeberg, 2002)

Actualmente para su activación con luz visible, el sistema de iniciación corresponde a un foto-sensibilizador, normalmente canforquinona (CQ), que en su estado excitado, interactúa con una amina alifática como iniciador en presencia de luz. La CQ absorbe luz con longitudes de onda entre los 400 y 500 nm con un peak de 468nm y se utiliza en pequeñas cantidades

de menos de 0,2% en peso. Asimismo la amina también se utiliza en pequeñas cantidades de aproximadamente 0,15% en peso como co-iniciador. Son varias las moléculas adecuadas para interactuar con la CQ como el dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA). (Rueggeberg, 2002)

- Activación por Calor: Este mecanismo de polimerización es utilizado para la activación de resinas indirectas. La temperatura usada para su polimerización varía usualmente entre los 120-140°C. (Rueggeberg, 2002)
- Activación Mixta: Corresponde a la combinación de distintos sistemas de polimerización, tales como calor-presión, luz-presión, calor-luz o foto-auto polimerización, siendo esta última combinación la mas utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras en boca. (Santini, 2010)

Según su consistencia

- Resinas compuestas convencionales: Este grupo es el que más se usa en los procedimientos restauradores y corresponde a las resinas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, que corresponde a un 72%-82% en peso y a un 60%-68% en volumen. Al mismo tiempo presenta adecuada resistencia al desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga. (Ferracane, 2011)
- Resinas compuestas de alta viscosidad, condensables, de cuerpo pesado, compactables o empacables: Las resinas compuestas de alta densidad son resinas con un alto porcentaje de relleno. Este tipo de resinas han sido llamadas erróneamente "condensables". Sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, sencillamente ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. Para obtener esta característica, se

desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de cerámica (Alúmina y Bióxido de Silicio). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales, ya que estas resinas son relativamente resistentes al desplazamiento durante la inserción. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores (Rodríguez, 2008)

- Resinas compuesta de baja viscosidad o fluidas: Son resinas a las cuales se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes) para de esta forma tornarla menos viscosa o fluida. Entre sus ventajas destacan: Alta capacidad de humectación de la superficie dental (asegura la penetración en todas las irregularidades) tienen el potencial de fluir en pequeños socavados, puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire, tiene una alta elasticidad o bajo módulo elástico (3,6 - 7,6 GPa), lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés. Aunque este tipo de resinas posee una alta contracción de polimerización (4 a 7 %), su gran elasticidad es un factor que contrarresta el esfuerzo interfacial. Sin embargo, la radiopacidad de la mayoría de estos materiales es insuficiente, por lo que puede producir confusión a la hora de determinar caries recurrente. Algunas de las indicaciones para estos materiales son: restauraciones de clase V, abfracciones, restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de forro cavitario, un aspecto controvertido, ya que las resinas fluidas no

satisfacen el principal propósito de los forros cavitarios como es la protección del complejo dentino-pulpar. (Rodríguez, 2011)

Por su alta humectabilidad y la capacidad de formar espesores de capa mínimos que eliminan la inclusión de aire en su interior, son utilizadas además como cemento de restauraciones indirectas. (Ferracane, 2011)

Cerámicas de uso en odontología

La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre y es frecuente su hallazgo en excavaciones antiguas lo que hace patente su estabilidad química y física a través del tiempo. Por otro lado la porcelana es un tipo específico de cerámica, mas dura, translúcida y de amplia difusión desde hace 3.000 años para diversas utilidades, sin embargo su uso en odontología se remonta a fines del siglo XVIII. (Álvarez, 2003)

Las primeras coronas cerámicas puras, llamadas jackets de porcelana, fueron creación de Land en 1886 al idear y patentar un sistema de cocción de la cerámica. Desde entonces las investigaciones se han dirigido a la búsqueda de mejoras en el proceso de producción para disminuir algunos de los graves problemas que presentaban como la contracción durante la cocción, aumentar la resistencia, disminuir su porosidad y en general perfeccionar la técnica de elaboración. (Álvarez, 2003). (Shillingburg, 2002)

Posteriormente, Carter en 1930 presenta los sistemas vitrocerámicos mediante el método de la cera perdida para la elaboración de vidrio con lo que se logra mejorar la solidez estructural de las porcelanas. (Álvarez, 2003) Sin embargo el aporte más sobresaliente no se produjo hasta 1965 en que McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. (Shillingburg, 2002)

Años más tarde, en 1983, se produjo un nuevo hito con la introducción del sistema

Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, al que le siguió el sistema Hi-Ceram como simplificación del proceso anterior pero que luego fueron sustituidos. (Álvarez, 2003)

En 1984 nace el sistema In-Ceram® creada por Michael Sadoun, el que utiliza un material de aluminio en forma de pasta que en primer lugar es sinterizado y posteriormente sometido a infiltración de vidrio lo que le proporciona altos valores de resistencia a la flexión y adecuada estética y translucidez. (Balarezo, 2006)

Finalmente aparece el sistema Procera®, un sistema de fresado asistido por computadora, uno de los pioneros dentro de los sistemas CAD/CAM. Este sistema fue descrito en 1993 por Bruton et al, compuesto por partículas de aluminio puro densamente sinterizado indicado para la confección de todo tipo de prótesis sobre dientes naturales o sobre implantes. (Balarezo, 2006)

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia (In Ceram y Procera/All Ceram) han posibilitado que las indicaciones se puedan ampliar a prácticamente cualquier situación clínica. (Álvarez, 2003)

Clasificación de los sistemas totalmente cerámicos por composición química.

Las cerámicas dentales se componen de elementos metálicos (aluminio, calcio, litio, etc) y sustancias no metálicas (silicio, boro, flúor y oxígeno). Se caracterizan por tener dos fases: una fase cristalina inmersa en una fase o matriz vítrea. La matriz vítrea se compone cadenas de óxido de silicio (SiO_4) cuyos átomos se encuentran desordenados, en la que se encuentran minerales cristalizados (fase cristalina), cuyos átomos están dispuestos uniformemente. (Gomes, 2008)

Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que

el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. (Martínez, 2007)

Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

Cerámicas feldespáticas:

Estas cerámicas están compuestas de una base de feldespato en la que se encuentran dispersas pequeñas partículas de cuarzo. A altas temperaturas el feldespato se descompone en una estructura amorfa vidriosa y una leucita que comprende la fase cristalina. Se puede clasificar en función de su temperatura de fusión: la porcelana de alta fusión ($>1300^{\circ}\text{C}$), punto medio de fusión ($1101-1300^{\circ}\text{C}$), bajo punto de fusión ($850-1100^{\circ}\text{C}$) y ultra bajo punto de fusión ($650-850^{\circ}\text{C}$). (Gomes, 2008)

Al tratarse básicamente de vidrios poseen excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se «apoyan» sobre una estructura. Por este motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas. (Martínez, 2007)

Debido a la demanda de una mayor estética en las restauraciones, se fue modificando la composición de las cerámicas hasta encontrar nuevos materiales que tuvieran una tenacidad adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas. En este contexto surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia. Éstas tienen una composición muy similar a la anteriormente descrita. Poseen un alto contenido de feldespatos pero se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica ($100-300\text{ MPa}$). Entre ellas encontramos: Finesse[®] AllCeramic (Dentsply), IPS Empress[®] I (Ivoclar), IPS Empress[®] II (Ivoclar), IPS e.max[®] Press/CAD (Ivoclar). (Martínez, 2007)

Cerámicas Aluminosas:

Las cerámicas aluminosas son la mejora de las porcelanas feldespáticas. A estas últimas se les agregan cantidades importantes de óxido de aluminio a expensas de la proporción de cuarzo. El resultado es una estructura mixta donde los cristales de alúmina permanece en suspensión en la matriz, mejorando extraordinariamente las propiedades mecánicas. Estos avances en las cerámicas facilitaron la confección de porcelanas libres de metal. (Kelly, 2004)

Sin embargo, este incremento de óxido de aluminio provoca en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural. Los sistemas más representativos son: In-Ceram[®] Alumina (Vita), In-Ceram[®] Spinell (Vita), In-Ceram[®] Zirconia (Vita) y Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare). (Martínez, 2007)

Cerámicas Circoniosas:

Este grupo es el más novedoso. Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de circonio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de circonia o circona. (Martínez, 2007) La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente». Este fenómeno descubierto por Garvie & cols. en 1975 consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una

transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monocíclica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. (Giordano, 2002)

Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas. Por ello, a la circonia se le considera el «acero cerámico». Estas excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación: DC-Zircon[®] (DCS), Cercon[®] (Dentsply), In-Ceram[®] YZ (Vita), Procera[®] Zirconia (Nobel Biocare), Lava[®] (3M Espe), IPS e.max[®] Zir-CAD (Ivoclar). Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas (no tienen fase vítrea) y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, es decir, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética. (Martínez, 2007).

Cementación de restauraciones indirectas

Las restauraciones indirectas deben fijarse a las estructuras bucales o a los elementos que las reemplacen para que no se desprendan cuando estén en función. (Pegoraro, 2007) Se debe tener presente que las estructuras sobre las cuales se asientan las restauraciones indirectas rígidas son preparadas sin zonas retentivas para lograr un buen asentamiento y a pesar de que ambas superficies (restauración y sustrato) pueden contactar en algunos puntos generando cierta retención, el contacto total es prácticamente imposible por lo que siempre quedarán zonas microscópicamente rugosas susceptibles a ser colonizadas por microorganismos y que van en desmedro de la adhesión y longevidad de las restauraciones (filtración marginal). (Machi, 2007)

Aquí nace la necesidad de disponer de materiales cementantes diseñados para retener estas restauraciones en una posición estable y presumiblemente duradera

en el ecosistema bucal. Estos materiales deben ser capaces de fluir entre estas irregularidades y fijar las estructuras involucradas. (Machi, 2007)

Los mecanismos de retención conocidos son químicos, macromecánicos y micromecánicos, pero generalmente se usa una combinación de éstos. Para lograr una retención óptima hay que considerar la naturaleza del cemento y del sustrato. (Manso, 2011)

Entre los distintos tipos de cementos disponibles encontramos los basados en resina y los no basados en resina. Las propiedades requeridas para los cementos en general son: biocompatibilidad, adecuada consistencia para que el cemento fluya correctamente, espesor de capa mínimo (50 micrones máximo para los basados en resina y 25 micrones para los no basados en resina), estabilidad en el medio bucal, suficiente fuerza de unión a la pieza dentaria, adecuada resistencia, buenas propiedades de manipulación. (Manso, 2011)

El cemento de fosfato de zinc (cemento no resinoso) ha sido el más estudiado a lo largo del tiempo debido a su popularidad, a pesar de sus desventajas como baja dureza, solubilidad y falta de adhesión. (Manso, 2011) Los cementos de vidrio ionómero también han sido de gran interés debido a las ventajas que presenta como la unión físico-química a la estructura dentaria, la liberación de flúor y el bajo coeficiente de expansión térmica pero tiene la desventaja de la solubilidad elevada en el medio bucal igual que el fosfato de zinc. (Echeverri, 2013)

A pesar de que la precisión en la terminación marginal final de los sistemas libres de metal ha mejorado significativamente, el espacio interno de las cofias cerámicas es mayor que el de las cofias metálicas, resultando en una capa de cemento mayor y peor retención por fricción de los pilares. (Wettstein, 2008)

Este aumento del grosor de la capa de cementación provoca que la superficie de cemento expuesto al medio bucal también se vea aumentada, debido a esto y a la solubilidad de los cementos clásicos (vidrio ionómero y fosfato de zinc) que se han

vuelto populares los cementos en base a resina y los copómeros (vidrio ionómero reforzado con resina) para compensar la desventaja antes expuesta. (Manso, 2011). (Yiu, 2004)

A pesar de los avances tecnológicos y la gran cantidad de materiales de cementación disponibles, ningún cemento actualmente es ideal para todas las situaciones. Sin embargo el advenimiento de los cementos adhesivos ha expandido considerablemente el campo de aplicación de la prótesis fija y ha adquirido un papel importante en la cementación de sistemas libres de metal debido al rol del cemento en el resultado final de esta modalidad de tratamiento. (Aranda, 2013)

Cementos en base a resina

Los cementos resinosos, entre ellos la resina fluida, son materiales utilizados para la fijación de restauraciones y que poseen composición semejante a la de las resinas compuestas restauradoras poseyendo, así, una matriz orgánica formada por Bis-GMA o UEDMA y monómeros de bajo peso molecular, como el TEGDMA, poseen también agrupamientos funcionales hidrofílicos para promover la adhesión a la dentina como el HEMA (hidroxietil metacrilato), el 4-META (4-metacriloxietil trimelitano anidro) y el MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato). (Santana, 2009)

Los cementos de resina son estructuralmente un composite de consistencia fluida. Actualmente hay muchos tipos de cementos resinosos en el mercado. Estos están disponibles en una amplia variedad de mecanismos de adhesión, modos de activación del proceso de polimerización e indicaciones de uso. La elección pasa por comprender las propiedades del material y su comportamiento individual e integral a un sistema restaurador. (Manso, 2011)

Los cementos de resina se pueden clasificar en dos grupos: los cementos de resina convencionales, que no tienen un sistema de adhesión al diente dentro de sus componentes y que requieren un agente adhesivo, y los cementos de resina

auto-adhesivos, que no requieren de un tratamiento adhesivo aparte para unirse al sustrato dentario. (Manso, 2011)

La cementación adhesiva además de garantizar una mayor retención de la pieza protésica al remanente dental, principalmente en los casos de coronas cortas y/o muy expulsivas, promueve un mejor sellado dentinario y aumenta la resistencia del conjunto diente/restauración.(Van Meerbeek, 2011) Por tanto, las superficies del diente y de la pieza protésica requieren tratamientos adhesivos previos que promoverán la unión entre el tejido dentario y el cemento resinoso y de éste con el material restaurador. La unión del cemento resinoso al diente se debe al empleo de los sistemas adhesivos, y la unión del cemento resinoso a la pieza protética dependerá del tipo de tratamiento realizado en la superficie interna de la misma. (Bernal, 2010)

Los usos clínicos de los cementos resinosos incluyen la cementación de estructuras metálicas, postes de fibra, postes metálicos, cerámicas libres de metal y cerómeros. (Manso, 2011)

Según su modo de activación, los cementos resinosos se clasifican en:

- Auto-activados: Consisten en 2 pastas, con la pasta base conteniendo amina aromática terciaria y la pasta catalizadora conteniendo peróxido de benzoil.
- Foto-activados: Son sistemas de pasta única utilizando un fotoiniciador, tal como la canforoquinona.
- Activación dual: Estos sistemas tienen ambos sistemas de iniciación, de esa manera poseen 2 sistemas de pastas, con la pasta base conteniendo usualmente canforoquinona, amina alifática y amina aromática terciaria y la pasta catalizadora conteniendo peróxido de benzoil. (Santana, 2009)

Aunque el concepto de curado dual es atractivo, muchas inquietudes han

aparecido en la literatura con respecto a su desempeño. Poco se ha estudiado respecto al potencial de foto-curado de los cementos duales. Estudios en etapas tempranas sugieren que el auto-curado por sí solo no es suficiente para alcanzar el máximo endurecimiento del cemento. (King, 2005) También algunos estudios indican que la activación por luz de algunos cementos de curado dual podría interferir con el mecanismo de auto-curado provocando también una deficiente polimerización y con esto un empobrecimiento de sus propiedades mecánicas. Es por esto que es recomendable retrasar la etapa de foto activación hasta que el auto-curado se complete para no interferir con éste. Algunos estudios indican que foto-curar 5 a 10 minutos después de la mezcla pareciera no interferir con las propiedades y polimerizaciones finales en los cementos estudiados. (Manso, 2011)

Mecanismos de unión y problemas de compatibilidad de cementos resinosos.

El proceso de adhesión conlleva una serie de pasos que consisten en grabado ácido de la pieza dentaria, lavado del ácido con abundante agua, aplicación de un agente imprimador que penetra dentro de las estructuras grabadas y finalmente la aplicación del adhesivo para unir el imprimador con la resina compuesta fluida (cemento). (Pashley, 2011) La simplificación del proceso con el fin de disminuir los pasos y mejorar los tiempos resultó en sistemas adhesivos de dos tipos. Los que aún requieren de los pasos de grabado y lavado pero que el primer y el adhesivo se encuentran juntos y los sistemas adhesivos auto-grabantes (monobotella), donde el ácido, primer y el agente adhesivo se encuentran combinados. (Pegoraro, 2007)

Durante la cementación, los grupos acídicos en la capa sin polimerizar en los sistemas adhesivos auto-grabantes (debido a la presencia de oxígeno) compiten con los peróxidos por las aminas terciarias del agente cementante, resultando en una reacción ácido-base entre el adhesivo y el cemento de resina. Esta reacción minimiza la co-polimerización entre los dos y entre mayor tiempo le tome al cemento para polimerizarse, mayor es la extensión de este efecto adverso.

(Cheong, 2003)

La característica hidrofílica de estos sistemas adhesivos funciona como una membrana permeable. Este comportamiento hidrofílico permite el flujo de agua a través del adhesivo después de la polimerización. La presencia de agua en la interfase entre adhesivo y el cemento compromete a toda el área de adhesión y a la adecuada polimerización del cemento. Las gotitas de agua pueden acumularse y entonces funcionar como elevadores del estrés, llevando a la falla de la interfase adhesivo-cemento.(Carvalho, 2004) Este problema de permeabilidad podría ser resuelto parcialmente con la aplicación de una capa intermedia de resina relativamente mas hidrofóbica, no acida y de baja viscosidad, separando también así la capa acida del cemento de resina.(King, 2005) El agua que se acumula en la interfase proviene desde la dentina hidratada bajo ella. El efecto negativo de dicha permeabilidad de agua en las fuerzas de adhesión de los cementos de resina a dentina es confirmada en estudios in vitro. Estos estudios demostraron que la fuerza de adhesión mejoraba cuando el diente era deshidratado a propósito en series ascendentes de etanol antes de ser adheridos. Como dicha deshidratación de dentina es imposible de alcanzar en la práctica diaria, se recomienda a los clínicos usar sistemas adhesivos menos permeables, como los de lavado y grabado o los autograbantes de dos pasos al adherir cementos de resina a la dentina. La mayor ventaja de estos sistemas es que incluyen una capa de una resina relativamente mas hidrofóbica y no acida como segundo o tercer paso. (Aranda, 2013)

La mayor tasa de fracasos en restauraciones libres de metal ocurre en la interfaz diente/restauración y es por esto que hay que tener especial cuidado con la etapa de cementación y la correcta selección del cemento y el sistema adhesivo a utilizar para cada situación clínica. (Breschi, 2008)

Resina fluida como material cementante.

Como se mencionó con anterioridad las resinas compuestas fluidas tienen una composición similar a la de los cementos de resina. Es por esto que algunos

fabricantes las presentan como opciones para la cementación de carillas de resina o porcelana y coronas libres de metal. Al comparar sus propiedades con otros cementos de resina, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a su resistencia a la tracción al compararla con la de los cementos de curado dual. Asimismo, se ha determinado una mayor estabilidad del color de las resinas compuestas en relación a otros cementos dentales de foto curado y curado dual. (Caro, 2012)

Tampoco se han encontrado diferencias in-vitro en cuanto a micro filtración de restauraciones indirectas cementadas con resinas fluidas versus un cemento de curado dual. De todas formas, Beros encontró ciertas diferencias en la dureza superficial y resistencia a la tracción diametral de una resina fluida (WAVE) y dos cementos de curado dual (VARIOLINK y RELYX) donde la resina fluida presentó una menor dureza superficial y una mayor recuperación elástica y flexibilidad respecto a los cementos de curado dual, esto fue atribuido a la diferencia entre los mecanismos de polimerización y al UDMA presente en la resina WAVE. (Beros, 2006) A pesar de estas diferencias, las características de las resinas compuestas fluidas resultan alentadoras para su uso como cemento de elección para la cementación de carillas de porcelana, resina e inlays. (Caro, 2012)

Fuentes de foto-polimerización.

En la odontología moderna es difícil encontrar algún procedimiento donde no intervenga algún material foto polimerizable. Este es un proceso que si bien pareciera ser simple en la práctica, es mucho más complejo de lo que aparenta y es el resultado de avances importantes y desarrollo de tecnologías a lo largo del tiempo. (Rueggeberg, 2011)

Polimerización por luz visible y luz halógena convencional.

El 24 de Febrero de 1976 el Dr. Mohammed Bassoiuny de la Escuela Dental Turner, Manchester colocó la primera resina dental polimerizada por luz visible en la boca de un colega que dirigía los estudios en la materia. Nuevamente esta tecnología fue adaptada de la industria. Específicamente utilizada para la polimerización de capas delgadas de resinas para la imprenta, recubrimiento de metales, plásticos y pinturas. La optimización del sistema de iniciación utilizando canforquinona y una amina alifática como co-iniciador fue clave para el éxito de este sistema que continua siendo el más utilizado hasta el día de hoy. (Rueggeberg, 2011)

La unidad consistía en una fuente emisora halógena de cuarzo-tungsteno con un cristal para la absorción de calor y un filtro lumínico que permitía el paso de luz entre 400 y 550 nm. Este sistema permitió la polimerización de incrementos de hasta 2mm en tiempos de 40 a 60 segundos y la minimización del riesgo de cataratas y alteraciones de la micro flora oral. Sin embargo las frecuencias de luz emitida todavía se encontraban dentro del rango capaz de causar daño ocular directo como quemaduras de retina por lo que le recomendaba a los usuarios emplear filtros entre sus ojos y la luz. (Rueggeberg, 2011)

La luz halógena de cuarzo-tungsteno por otro lado tampoco fue creada para uso dental sino para ser usadas como luces de aeroplanos. Sin embargo la luz halógena se convirtió en la principal fuente de fotopolimerización de la odontología durante muchos años, hasta los años 90. (Rueggeberg, 2011)

Laser de Argón.

El láser de argón fue desarrollado inicialmente para la aplicación de recubrimientos en forma industrial. En su adaptación para la odontología el laser de argón fue introducido en una primera instancia para mejorar los efectos de los agentes blanqueadores en Europa, para lo que aun hoy es utilizado. Sin embargo

al ser llevado a E.E.U.U. solo el clínico tenía permitido manejar la unidad por lo que resultó mucho más lucrativo el emplearlo como una fuente de polimerización. Estos dispositivos proporcionaban gran resistencia mecánica a la resina debido a la alta intensidad de energía radiante resultante. Sin embargo su elevado costo, la incapacidad del personal para remplazar la fuente, y el hecho de que el funcionamiento de la maquina ocasionaba un notorio aumento en la temperatura ambiente hicieron que esta tecnología quedara rápidamente obsoleta. Además, las longitudes de onda proporcionadas por la maquina no resultan eficientes en la activación de la canforquinona. El peak entregado por estas unidades era de 514 nm. Esta longitud de onda era comúnmente empleada para proveer hemostasis por lo que algunas unidades europeas contaban con esta opción. (Rueggeberg, 2011)

Luz de Arco de plasma.

La luz de arco de plasma fue desarrollada inicialmente para la visualización de campos operatorios (endoscopia, colonoscopia) La fuente consistía en dos electrodos de tungsteno separados por una pequeña distancia dentro de una cámara llena de gas a alta presión. Esta cámara contaba con una ventana de zafiro sintético por la que era emitida la luz y una superficie parabólica que la reflejaba. Al activarse, la corriente eléctrica ioniza el gas y forma un puente (plasma) entre ambos electrodos lo que inicia la emisión de luz. Esta era luego mantenida por un sistema de feedback que realizaba los ajustes para mantener la luz. El gas utilizado inicialmente era Argón lo que entregaba una emisión extremadamente alta, por lo que se dijo que exposiciones de menos de un segundo eran suficientes para remplazar la exposición convencional de 40 a 60 segundos para luz halógena. La luz debía ser altamente filtrada ya que contenía una gran cantidad de luz infrarroja y ultravioleta. Una unidad típica tenía una potencia de 2000mW/cm² y entregaba luz en un espectro de 380 a 500nm con un peak en torno a los 460nm donde la canforquinona tiene su absorción óptima. Si bien las primeras unidades no podían entregar periodos de exposición mayores a 3 segundos debido a la falta de retroalimentación lo suficientemente sofisticada

con el tiempo fueron capaces de lograr una polimerización adecuada con exposiciones de 10 segundos. (Rueggeberg, 2011)

Luz L.E.D.

La tecnología LED se basa en la diferencia entre dos sustratos semiconductores diferentes para determinar la longitud de onda de la luz emitida. Son mucho más eficientes que las fuentes para fotocurado previamente desarrolladas, más ligeras y pueden ser fácilmente alimentados por baterías permitiendo su portabilidad. (Rueggeberg, 2011)

L.E.D. de primera generación

Las lámparas de primera generación fueron introducidas en el año 2000. En general, el diseño constaba de una lámpara compuesta por múltiples unidades individuales que funcionaban al unísono, cada chip entregaba 30-60mW ubicados de tal forma que en conjunto lograban la potencia suficiente para activar la CQ. Existían diseños desde 7 a 64 unidades pero aun así, la radiación producida no era equiparable a la de las lámparas halógenas a pesar de que la gran mayoría de la radiación producida por LED se encontraba dentro del rango de longitud de onda para la activación de la CQ. Además, la alimentación se encontraba basada en baterías Ni-Cad que tenían un pobre desempeño y además sufrían de efecto de memoria. (Rueggeberg, 2011)

L.E.D. de segunda generación.

Gracias a avances realizados el año 2000 fue posible introducir múltiples diodos en un solo chip. Los fabricantes comenzaron a desarrollar nuevos chips de 1W (140)mW de salida en las luces de foto-curado. Estos eran elaborados para emitir un la longitud de onda específica para la CQ siendo denominados como LEDs dentales azules. Posteriormente, apareció un nuevo chip de 5W con 600mW de salida lo que entregaba una luminiscencia 10-20 veces mayor a los chips de

primera generación. (Stansbury, 2000) Sin embargo las longitudes de onda emitidas tanto por estas lámparas como por las de primera generación se encontraban fuera del espectro para la activación de foto iniciadores alternativos. (Rueggeberg, 2011)

Recientemente han sido desarrollados nuevos LEDs aun más potentes de 10W (LZ4-00DB10, LedEngin, Inc.) y 15W (LZ4-00CB15, LedEngin, Inc.) capaces de entregar 4.2W y 5.6W de potencia radiante respectivamente. Con el dramático aumento en la potencia de salida de las lámparas LED estas han sido capaces de sobrepasar a las demás fuentes luminosas acortando los tiempos de exposición, son los llamados LED's de tercera generación. (Rueggeberg, 2011)

Como hemos visto, para la cementación de restauraciones estéticas indirectas se prefieren los cementos de foto-activados por sus mejores propiedades mecánicas y mayor estabilidad de color. Así, ya que son similares a este tipo de cementos, las resinas compuestas fluidas han sido propuestas como material de cementación para carillas y otras restauraciones estéticas indirectas. Sin embargo, como mencionamos, la utilización de estos materiales de foto curado sólo es posible si se logra una intensidad suficiente de luz, en una longitud de onda adecuada a nivel del material empleado como cemento a través de la restauración a cementar.

Es así como surge el interés de evaluar el uso de resina fluida de foto-polimerización como medio de cementación de restauraciones utilizando la tecnología LED.

Apoyado en lo anterior, el propósito de este trabajo de investigación es evaluar in vitro la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelana con la configuración de coronas libres de metal, donde la porcelana de los casquetes varía entre cada bloque, para así determinar si la resina compuesta fluida se puede utilizar como material de cementación activado por luz de restauraciones indirectas como coronas libres de metal.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS:

Existen diferencias estadísticamente significativas en la profundidad de polimerización, al foto-activar con lámpara LED, de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelanas con la configuración de coronas libres de metal compuestos de distintos tipos de porcelanas en sus casquetes.

OBJETIVO GENERAL:

Determinar la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelana con la configuración de coronas libres de metal compuestos de distintos tipos de porcelanas en sus casquetes y foto-activar con lámpara L.E.D.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Determinar la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta fluida al ser iluminadas con lámpara LED a través de un bloque de porcelana con la configuración de una corona libre de metal de 0.5mm de porcelana e.max Press correspondiente al casquete libre de metal, 2mm de porcelana feldespática color A3 dentina y 2mm de porcelana feldespática color A3 esmalte durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta fluida al ser iluminadas con lámpara LED a través de un bloque de porcelana con la configuración de una corona libre de metal de 0.5mm de porcelana circoniosa Gt-medical correspondiente al casquete libre de metal, 2mm de porcelana feldespática color A3 dentina y 2mm de porcelana feldespática color A3 esmalte durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta

fluida al ser iluminadas con lámpara LED a través de un bloque de porcelana con la configuración de una corona libre de metal de 0.5mm de porcelana cercon correspondiente al casquete libre de metal, 2mm de porcelana feldespática color A3 dentina y 2mm de porcelana feldespática color A3 esmalte.

Analizar los datos y determinar estadísticamente la presencia de diferencias entre los distintos grupos.

MATERIALES Y MÉTODOS:

El trabajo correspondió a un estudio comparativo in vitro. La parte experimental se realizó en el laboratorio de biomateriales dentales del departamento de odontología restauradora de la facultad de odontología de la Universidad de Chile.

Se confeccionaron 3 probetas de porcelana circulares de 8mm de diámetro y de 4,5mm de alto con la configuración de coronas libres de metal, cada una con tres estratos:

- 1) 0,5 mm de porcelana usada para la confección de casquetes libres de metal, el que varió en cada una de las probetas en cuanto al material de confección, correspondiendo ésta a la variable independiente de este experimento.

- 2) 2 mm de porcelana feldespática color A3 dentina. Este estrato fue constante en todas las probetas.

- 3) 2mm de porcelana feldespática color A3 esmalte. Este estrato fue constante en todas las probetas

Las porcelanas usadas para la confección de los núcleos cerámicos fueron de las

siguientes marcas comerciales:

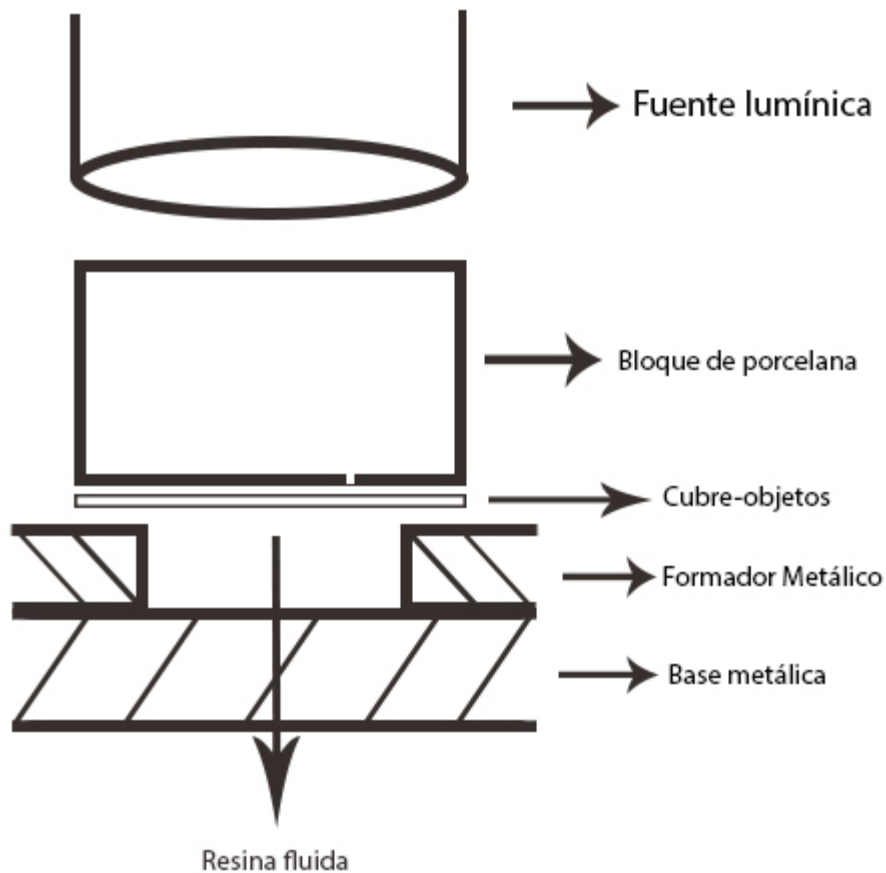
- IPS e. Max Press (Ivoclar Vivadent): Es una cerámica de disilicato de litio (~70% vol.) correspondiente a una vitro-cerámica, la cual es una subclasificación de las cerámicas con relleno particulado. Posee una resistencia flexural de ~400 MPa.
- Cercon (Dentsply): Es una cerámica policristalina de óxido de circonio (~92% masa) estabilizado con óxido de itrio (~5% masa), alúmina y sílice. Posee una resistencia flexural de ~1200 MPa.
- Zirconio (Gt-medical): Cerámica policristalina de óxido de circonio estabilizado con itrio, la densidad completa del zirconio es de alta consistencia, excelente biocompatibilidad y alta estética. Es altamente translúcido y posee una resistencia flexural de 1288 MPa.

Las porcelanas feldespáticas usadas fueron de la marca VITA VM9, porcelana de revestimiento según la indicación del fabricante, compatibles con todos los especímenes usados como casquetes y que otorgan máxima estética.

Se utilizó resina fluida Wave hv (SDI), la que fue foto-activada a través de las probetas anteriormente confeccionadas y posteriormente se midieron las profundidades de polimerización.

Se utilizó un formador de probetas metálico que consiste en una placa metálica de 4mm de alto con perforaciones de 6mm de diámetro, el que se acopla a otra superficie metálica con cilindros sobresalientes que limitan su movimiento y que le da contención al material fluido. Una de las perforaciones del formador metálico se llenó con resina fluida hasta enraizar con la superficie, se colocó un cubreobjetos de vidrio transparente y sobre él una de las probetas de porcelana.

Figura 1: Esquema del proceso de fotopolimerización.



Se foto activó con una lámpara de luz L.E.D. RADII Plus (SDI Australia), la que corresponde a una lámpara LED de segunda generación con un rango de longitud de onda de 440-480nm, con un peak natural en 460nm. Posee un máximo de intensidad de 1500 mW/cm² generados en un sistema de chips de 15W. Posee la opción de un inicio incremental (rampa) el cual toma 5 segundos y un modo normal, para este experimento fue utilizado el modo normal donde la intensidad es constante a lo largo de todo el tiempo de funcionamiento. La lámpara se apaga al cumplir 60 segundos de funcionamiento continuado. La base de carga de la lámpara posee un radiómetro incorporado que indica por un método visual de 5 niveles el funcionamiento de la luz. El radiómetro incorporado fue utilizado entre la elaboración de 5 muestras de resina.

Cada muestra de resina se fotoactivó por 60 segundos, se removió la resina fluida

no polimerizada con una espátula plástica obteniéndose cilindros de resina polimerizada y se midió la profundidad de polimerización con un micrómetro digital con sensibilidad de 0.01mm. para luego dividir esta medida por dos de acuerdo con la norma internacional ISO 4049; 2009 para materiales de obturación y cementación basados en resina.

Profundidad de curado; Norma ISO 4049.

La norma internacional emitida por la Organización internacional de estandarización (ISO) que indica los requerimientos mínimos y las formas de prueba estándar de para los materiales compuestos dentales es la norma ISO4049. En esta son evaluadas varias de las características de estos materiales incluyendo la profundidad de curado para los materiales de foto polimerización. La profundidad de curado determina que tan grueso puede ser un cuerpo de resina foto polimerizable manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable (>50%). Para determinarlo, según la norma ISO la resina a probar se coloca en un molde de acero y se foto polimeriza. Se retira entonces el material sin polimerizar con una espátula plástica y se mide el grosor obtenido con un micrómetro con una sensibilidad de 0,01mm. La profundidad de polimerización corresponde a la mitad de este valor. El estándar ISO corresponde a 1,5 mm aunque las resinas compuestas obtienen generalmente valores mayores a 2 mm. (Caro, 2012)

Se hicieron 20 muestras por cada probeta de porcelana, realizando solo una muestra a la vez, y 10 muestras sin interponer alguna probeta lo que corresponderá al control. De este modo se obtendrán 4 grupos:

- 1) El primer grupo corresponde al de la probeta con casquete de circonio Gt medical. N = 20.
- 2) El segundo grupo corresponde al de la probeta con casquete de circonio cercon (Dentsply). N = 20.

3) El tercer grupo corresponde al de la probeta con casquete e.max Press. N= 20.

4) El cuarto grupo corresponde al grupo control. N = 10.

Los resultados de la etapa experimental fueron sometidos a estadística descriptiva y luego analizados.

El programa utilizado para el análisis estadístico fue el SPSS Statics (IBM).

Se realizó el test de Shapiro-Wilk, ya que las muestras son menores a 50 por grupo, para determinar la normalidad de las muestras. Una vez determinada la normalidad, se determinó la homogeneidad de varianzas mediante el estadístico de Levene y posteriormente se realizó la comparación de medias de los distintos grupos mediante el test de ANOVA ya que se deseaba comparar mas de dos grupos. Por último se realizó la corrección de Bonferroni para determinar con precisión las diferencias estadísticas entre cada grupo ya que ANOVA sólo señala la presencia de diferencias entre las medias. Para todos los análisis se usó un intervalo de confianza del 95% ($P= 0.05$)

RESULTADOS:

A continuación se muestran los resultados obtenidos de la medición directa del grosor de las muestras de resina compuesta. Se debe recordar que la profundidad de polimerización es el valor del grosor de las muestras dividido en dos como indica la norma ISO4046/2009 usada en este estudio.

N	núcleo IPS e. max Press (mm)	Zirconio Gt (mm)	medical Cercon (mm)	control (+)
1	2.76	1.66	1.95	3.99
2	2.81	1.67	1.82	4
3	2.82	1.71	1.96	4
4	2.73	1.62	1.98	4
5	2.83	1.65	1.86	4
6	2.88	1.55	1.86	4.01
7	2.81	1.5	1.95	4
8	2.7	1.73	1.98	4
9	2.98	1.58	1.9	3.99
10	2.82	1.63	1.97	3.99
11	2.85	1.8	2	
12	2.82	1.5	1.87	
13	2.93	1.76	1.94	
14	2.95	1.56	1.93	
15	2.91	1.55	1.85	
16	2.85	1.69	2.02	
17	2.85	1.64	1.95	
18	2.96	1.61	1.88	
19	2.95	1.69	1.97	
20	2.73	1.6	1.83	
Media	2.85	1.64	1.92	4
Desv. Estándar	0.081246862	0.081853528	0.05976048 7	0.00632455 5

Error Estándar	0.018167351	0.018303005	0.013362851	0.001414214
----------------	-------------	-------------	-------------	-------------

Tabla 1: Altura de los cuerpos de resina polimerizada de cada grupo expresados en milímetros (mm) y medidos con un micrómetro con sensibilidad de 0.01 mm.

. Tabla 2: Descripción estadística

Casquetes	N	Media	Mínimo	Máximo	Desv. Estándar	Error estándar
Núcleo IPS e. max Press	20	1.427	1.35	1.49	0.04067	0.00909
Cercon	20	0.9635	0.91	1.01	0.02961	0.00662
Zirconio Gt-medical	20	0.8095	0.75	0.9	0.04058	0.00907
Control	10	2	1.99	2.01	0.00471	0.00149

Tabla 2: Descripción de los datos una vez calculada la profundidad de polimerización de las muestras.

Tabla 3: Test de normalidad de Shapiro-wilk

	Casquetes	Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
profundidad de polimerización	Zirconio Gt-medical	.969	20	.735
	IPS e.max Press	.946	20	.317
	Cercon	.928	20	.142

Tabla 3: Se muestra el resultado de la prueba de normalidad Shapiro-Wilk. Sig: Nivel de significancia.

En la tabla 3 se observa que el nivel de significancia en los tres grupos estudiados es mayor a 0.05 por lo que se acepta que las muestras distribuyen normalmente.

Tabla 4: Test of Homogeneity of Variances

Profundidad de polimerización

Levene	df1	df2	Sig.
Statistic			
.657	2	57	.522

En la table 4 se muestra el resultado del test de homogeneidad de varianzas. Al obtener un nivel de significancia mayor a 0.05 por lo que se acepta la homocesticidad.

Tabla 5: ANOVA

profundidad de polimerización

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Entre grupos	4.132	2	2.066	1483.840	.000
Dentro de los grupos	.079	57	.001		
Total	4.212	59			

En la tabla 5 se muestra el resultado del Test de Anova para determinar si existen diferencias significativas entre las medias de los grupos estudiados. Como el nivel de significancia es menor a 0.05 se acepta que existen diferencias significativas entre las medias de los grupos.

Tabla 6. Comparaciones múltiples.

Comparaciones de medias con corrección de Bonferroni.

(I) Casquetes	(J) Casquetes	Diferencia Significativa	Sig.
Zirconio Gt- medical	IPS e.max Press	si	.000
	Cercon	si	.000
	Control	si	.000
IPS e.max Press	Zirconio Gt- medical	si	.000
	Cercon	si	.000
	Control	si	.000
Cercon	Zirconio Gt- medical	si	.000
	IPS e.max Press	si	.000
	Control	si	.000
Control	Zirconio Gt- medical	si	.000
	IPS e.max Press	si	.000
	Cercon	si	.000

En la table 6 se muestral los resultados de la comparación de medias realizada con la corrección de Bonferroni, señalando que existen diferencias stadísticamente significativas entre todos los grupos estudiados.

DISCUSIÓN:

Los cementos en base a resina constituyen una nueva generación de estos materiales que está en amplio estudio y evolución, actualmente son el material de elección para la cementación de restauraciones indirectas libres de metal. (Manso, 2011) y deben polimerizar completamente en un grosor que no supere los 50 micrones (Bernal, 2010)

En este estudio se encontró que es posible polimerizar resina fluida a través de bloques de porcelana con la configuración de coronas libres de metal y que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización obtenida en cada bloque. Aquí se compararon 3 tipos de porcelana, 2 circoniosas estabilizadas con itrio (Cercon y Gt-medical) ya que representan el mayor avance tecnológico con respecto a las porcelanas libres de metal y presentan las mejores propiedades mecánicas tanto para sector anterior como posterior, y una vitro-cerámica (IPS e.max Press), que si bien se puede utilizar como estructura completa para coronas unitarias y luego ser maquillada, el fabricante recomienda usarla como casquete en sectores que necesiten estética elevada. Todas las porcelanas mencionadas anteriormente fueron recubiertas con porcelana feldespática Vita VM9.

Los resultados del presente estudio concuerdan con los encontrados por Aranda y cols. 2013, quienes estudiaron la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida a través de bloques de porcelana con la diferencia de que ellos utilizaron bloques compuestos de un tipo de porcelana cada uno. Es destacable notar que en dicho estudio el grupo cercon de 3mm de grosor (porcelana circoniosa opaca) no permitió el paso de luz, no polimerizando la resina compuesta fluida. Este hecho representa una diferencia interesante con este estudio ya que según nuestros resultados las porcelanas opacas y específicamente el grupo cercon si permitió la foto-activación de resina fluida a través de ella, sin embargo el grosor de porcelana opaca usada fue de 0.5mm completando los 4.5mm de grosor con porcelana feldespática. Esto nos hace

pensar que el grosor de las porcelanas influye en la cantidad de luz que logra atravesar el cuerpo de las mismas, concordando también con Ehrmantraut y Bader ,1994 quienes encontraron que al interponer tejido dentario entre la fuente emisora de luz y la resina compuesta se interfiere en el proceso de polimerización, siendo éste menor en aquellos grupos donde el grosor de tejido dentario es mayor.

Este estudio concuerda también con Reddy y cols. 2013, quienes foto-activaron resina fluida a través de restauraciones de resina compuesta convencional de hasta 6mm de grosor, encontrando un adecuado nivel de polimerización y óptimas propiedades físicas y mecánicas. Así mismo, Reginato 2013 polimerizó resina fluida a través de postes de fibra translúcidos y opacos, encontrando mayores profundidades de polimerización en los postes translúcidos que en los opacos pero logrando niveles adecuados de polimerización en ambos grupos.

En el campo de la transiluminación, Heffernan y cols. 2002 evaluaron la cantidad de luz capaz de pasar a través de distintos tipos de porcelana, determinando que las porcelanas permiten el paso de luz a través de ellas, sin embargo sitúa al zirconio con una opacidad cercana al metal. Dichos resultados se contraponen con los encontrados en este estudio en los que, si bien las porcelanas circoniosas permitieron menores niveles de polimerización que la resina fluida, si permitieron el paso de luz y por ende la activación de la polimerización, alcanzando niveles adecuados para la cementación, concordando con los resultados encontrados en este ámbito con Baldissara y cols. 2010, quienes evaluaron los niveles de transmisión de luz halógena a través de coronas unitarias de zirconio confeccionadas con distintos sistemas CAD/CAM, encontrando que este material permite la transmisión de luz a través de su estructura.

En el mismo campo de la foto-activación, el tiempo de exposición usado en el presente estudio fue de 60 segundos, logrando polimerizar la resina fluida, estando en acuerdo con Borges y cols. 2012 quienes evaluaron los tiempos de exposición para lograr adecuados niveles de polimerización y óptimas

propiedades físicas en materiales selladores en base a resina, encontrando que tiempos de foto activación mayores a 60 segundos no mejoran propiedades como resistencia a la tracción, solubilidad y sorción de agua.

El estudio actual avanza en el mismo camino que los autores anteriormente mencionados con varias diferencias para lograr un mayor acercamiento a la realidad clínica. La principal es la composición mixta de las probetas de porcelana. Esta diferencia acerca las mediciones tomadas a la realidad clínica de las coronas libres de metal, que cuentan con las distintas capas utilizadas en el presente.

Según la norma ISO4049, que fue utilizada en este estudio, la profundidad de polimerización aceptable para las resinas es entre 1.5mm y 2mm. Es importante señalar que los únicos grupos que cumplen con esto son el grupo control que no presentaba bloque de porcelana entre la fuente emisora de luz y la resina fluida y el grupo IPS e.max Press por su naturaleza vítrea. A pesar de lo anterior, los grupos de porcelanas Cercon y Gt-medical presentaron profundidades de polimerización cercanas a 1mm con bloques de 4.5mm de grosor. Como se expuso anteriormente, el grosor de la capa de cementación en coronas con grosor normal (1.5mm a 2mm) es de máximo 50 micrones, lo que haría extrapolable los resultados a un posible uso clínico.

Actualmente la indicación de los cementos de foto-curado se limita a situaciones donde el color o grosor de las restauraciones no limiten la transmisión de luz y con esto su capacidad foto activadora, como en el caso de carillas e inlays superficiales (Caughman, 2001), no obstante debido al vertiginoso avance en las tecnologías tanto de los materiales en sí como de las fuentes de luz, no es posible tomar esta afirmación como una verdad absoluta. Ya este estudio demuestra que es posible foto-activar la polimerización de resina a través de bloques que tienen zirconio en su estructura y con grosores aumentados.

Se deben hacer más estudios con cada material para reevaluar las indicaciones de estos cementos foto-activados ya que representan una ventaja para el clínico

por el tiempo de trabajo ilimitado que presentan, la estabilidad de color, el sellado y baja solubilidad que presentan en el medio bucal.

Es así como la integración de las tecnologías representa un desafío para la investigación con el objetivo de revitalizar las indicaciones de cada material y técnica para hacer los procedimientos clínicos mas sencillos, predecibles y costo/efectivos.

Limitaciones de este estudio:

Este estudio es válido solamente para los materiales usados en el mismo y dada la enorme variedad tanto de marcas de resinas fluidas como de porcelanas, se hace necesario abarcar cada uno de ellos para entregar resultados realmente confiables para cada uno.

Al ser el presente un estudio in vitro, no es completamente extrapolable a la clínica por lo que es necesario evaluar la realización de estudios in vivo.

CONCLUSIONES:

De acuerdo a la metodología aplicada en este estudio se puede concluir:

Es posible polimerizar resina compuesta fluida a través de los bloques de porcelana aquí utilizados con la configuración de coronas libres de metal, foto-activada con luz LED.

Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelanas de distinta naturaleza con la configuración de coronas libres de metal al foto-activar con luz LED.

El material de confección de los casquetes de porcelana influye en la profundidad

de polimerización al foto-activar con luz LED muestras de resina fluida a través de ellos.

El zirconio estabilizado con itrio, usado como núcleo cerámico asociado a porcelana feldespática, permite el paso de luz para activar el proceso de polimerización de resina fluida cuando se usa con un grosor de 0.5mm.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- Álvarez MA y cols. (2003). General features and properties of metal-free ceramics restorations. RCOE v.8 n.5 Madrid
- Anusavice KJ (2004). Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ava ed. España: Elsevier, pp: 4-5.
- Aranda N y cols. (2013). Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad. Rev. Clin. Periodoncia implantol. Rehabili.Oral. Vol. 6 No. 3: p. 123-26.
- Bader M y cols. (1997). Biomateriales dentales. 1º ed.
- Balarezo A, Taipe E. (2006). In-Ceram® and Procera® system. Revista. Estomatol. Herediana. V. 16 No. 2
- Baldissara P y cols. (2010). Translucency fo zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent. 104(1): p. 6-12.
- Barrancos J. (2006). Operatoria dental: integración clínica. 4ª ed. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. XXXVIII.
- Barszczewska-Rybarek IM. (2009). Structure-property relationships in dimethacrylate networks base don Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. Dent Mater. 25(9): p. 1082-9.
- Bernal CC y cols. (2010). Restauraciones cerámicas: cómo cementarlas?. Acta odontol. Venez v.48 n.1.

- Beros IC. (2006). Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile.
- Borges BC y cols. (2012). Can extended photoactivation time of resin-based fissure sealer materials improve ultimate tensile strength and decrease water sorption/solubility?. Eur J Dent. 6(4): p. 402-7.
- Breschi L y cols. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater. 24(1): p. 90-101.
- Camilotti V y cols. (2008). Influence of different light curing units on the bond strength of indirect resin composite restorations. Braz. Oral res. Vol. 22 n. 2.
- Caro MI y cols. (2012). Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D versus luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile.
- Caughman WF y cols. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. J Prosthet dent. 86(1): p. 101-6.
- Craig RG y cols. (2004). Dental materials: properties and manipulation. 8^o ed. St. Louis Mo.: Mosby. VII, 348p.
- Echeverri DA, Garzón H. (2013). Cementación de estructuras para prótesis

fija en zirconia. Rev Fac Odontol Univ Antioq vol. 24 n. 2.

- Ehrmantraut M, Bader M. (1994). Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias. Rev. Fac. Odontol. Univ. Chile. 12(2): p. 22-27
- Ehrmantraut M, Bader M. (1996). Efecto de la interposición de vidrio ionómero en la polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias. Rev. Fac. Odontol. Univ. Chile. 14(1): p. 49-55.
- Ferracane JL. (1995). Current trends in dental composites. Crit. Rev. Oral. Biol. Med. 6(4): p. 302-18.
- Ferracane JL. (2011). Resin composite—State of the art. Dental Materials. 27(1):p. 29-38.
- González A y cols. (2009). Dental caries and risk factors present in young adults. Rev Cubana Estomatol v.46 n.3.
- Heffernan MJ y cols. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core a veneer materials. J Prosthet Dent. 88(1): p. 10-5.
- Hervás A y cols. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med. Oral patol. Oral cir. Bucal. V. 11 n. 2.
- King NM y cols. (2005). Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. Am J Dent. 18(2): p. 126-34.

- Machi RL. (2007). Materiales dentales. 4° ed. España: Editorial Panamericana.
- Manso AP y cols. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 55(2): p. 311-332.
- Martínez y cols. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE vol. 12 n. 4. 253-263.
- Ozyesil AG y cols. (2004). The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. J Prosthet Dent. 91(2): p. 151-7.
- Pashley y cols. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater. 27(1): p. 1-16.
- Pegoraro TA y cols. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am. 51(2): p. 453-71.
- Pereira SG y cols. (2005). Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. Dent Mater. 21(9): p. 823-30.
- Portela DA y cols. (2005). Estudio de profundidad de polimerización de resinas compuestas utilizando dos tipos de lámparas de fotopolimerización. Facultad de Medicina Dentaria. Universidad de Porto. Portugal.
- Reddy SN y cols. (2013). The effect of flowable composite lining thickness with various curing techniques on microleakage in class II composite restorations: an in vitro study. J Contemp Dent. 14(1): p. 56-60.

- Reginato CF y cols. (2013). Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber posts and bonding to root dentin. *J Prosthodont Res.* 57(1): p. 20-3.
- Rodríguez G, Pereira S. (2008). Evolución y tendencias en resinas compuestas. *Acta odontol. Venez v.46 n.3*
- Rueggeberg FA. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring—a review. *Dent Mater.* 27(1): p. 39-52.
- Ruiz JM y cols. (2003). Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos. *Av. Odontoestomatol.* V. 19 n. 6: pp. 291-297.
- Santana GL y cols. (2009). Cemento resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser foto activado?. *Acta odontol. Venez v. 47 n. 4.*
- Santini A. (2010). Current status of visible lighth activation units and the curing of lighth-activated resin-based composite materials. *Dent Update.* 37(4): p. 214-6, 218-20, 223-7.
- Shillingburg H y cols. (2002). *Fundamentos esenciales en prótesis fija.* 3ª edición. España. Ed. Quintessence. P: 433-53.
- Stansbury JW. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 12(6): p. 300-8.

- Urzúa I, Stanke F. (1999). Nuevas estrategias en cariólogía, factores de riesgo y tratamiento. 1° ed. 125 p. p: 13-17.
- Van Meerbeek B y cols. (2011). State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 27(1): p. 17-28.
- Wettstein F y cols. (2008). Clinical Study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci. 116(3): p. 272-9.
- Yiu CK y cols. (2004). Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. J Dent Res. 83(4): p. 283-9.