

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

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA PROFUNDIDAD DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN DE RESINA COMPUESTA FLUIDA CON LÁMPARA
LED AL INTERPONER BLOQUES DE PORCELANAS PARA ESTRUCTURAS
LIBRES DE METAL.**

Nicolás Alonso Aranda Ortega

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

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr Manuel Ehrmantraut Nogales**

**TUTORES ASOCIADOS
Dr. David Aizencop Colodro**

**Santiago - Chile
2011**

Dedicatoria

Dedico esta obra a mi familia que durante todos estos años me apoyó de manera incondicional, en especial a mis padres y hermanos por el cariño entregado durante toda mi vida. Son todos ustedes lo mejor que me ha podido tocar en esta caprichosa vida.

Agradecimientos

Creo que es imposible agradecer completamente a todos a quienes debiera, pero haré el intento de no omitir a nadie.

En primer lugar reiterar los agradecimientos a mi familia, pero destacando particularmente a mis padres Ana y Wenceslao, ambos son más que responsables de este logro en mi vida. En segundo lugar a mis hermanos Jorge y Andrés, me siento muy afortunado de tener quien me mandara a dormir en las largas noches de estudio y quien me cocinara algo de comer cuando el cansancio no me permitía hacerlo. También debo agradecer a mis primos Víctor, Francisco y Héctor, nunca olvidaré aquellos campeonatos “sofafos” junto a mis hermanos, disputando quién dormía en sillón y quién lavaría la loza.

No puedo dejar de mencionar a mis tíos Héctor y Lucila, y a mis primas Claudia y Rosario, quienes muchas veces me recibieron en su hogar independiente de las condiciones en que llegara, planificada o sorpresiva. Además debo mencionar con especial cariño a mis padrinos Jorge y Hermi, y a mis primas Claudia, Rosario, Consuelo, Camila, Patricia y Ana.

También a mis grandes amigos de toda la vida Álvaro y Felipe, quienes me alejaban fácilmente de la difícil vida académica, compartiendo grandes momentos y anécdotas de música, fiestas y deportes.

A mis amigos de la universidad a quienes siempre recordaré con cariño y espero nunca dejar de ver: Sergio, David, Andrés Araos, Juan Luis, Katherine, Felipe, Víctor, Pamela, Leonardo, Lydia, Alex, Patricio, Caro Amaro, Pilar, Daniel Salinas, Juan Pablo Yáñez, Bárbara, Juan Pablo González, Caro Sieber, Nico Palma, Mary Pacheco, Claudio, Cardeu, Daniel Negrete, Andrés Celis, Jorge Kay y muy especialmente a Claudia Carmi, sus hermanos Coni y Elías, y sus padres Madel y Omar.

Agradezco a los profesores que me guiaron en este camino, pero en especial a: José Hassi, Christian Rochefort, Samuel Meza, Andrea Pizarro, Sylvia Osorio, Gonzalo Rodríguez, Mario Díaz-Dosque y Manuel Ehrmantraut.

También agradezco a los funcionarios, en particular a: Pablo y Luchito, Sisi, Olga, Pilar y Gladys.

Índice

Introducción	3
Marco Teórico	6
Resinas Compuestas	7
Clasificación de Resinas Compuestas	8
Según Relleno	9
Según Tipo de Monómero que Compone la Matriz	10
Según Activación	11
Según su Consistencia	12
Conceptos Básicos de la Ciencia de las Cerámicas	13
Cerámicas Predominantemente Vítreas.	14
Cerámicas Vítreas con Relleno Particulado	14
Vitro-cerámicas.....	16
Cerámicas Policristalinas.....	16
Cementación de Restauraciones Indirectas.	18
Cementos de Resina	19
Cementos de Resina: Química y Propiedades.....	19
Cementos de Resina Convencionales	20
Protocolos de Curado y su Relevancia Clínica.	20
Mecanismo de Unión y Problemas de Compatibilidad de Cementos Resina.	22
Fuentes de Foto-polimerización	24
Foto-polimerización Ultravioleta.....	24
Foto-polimerización con Luz Visible.....	25
Luz Halógena Cuarzo-Tungsteno.	25
Introducción de los Iniciadores Alternativos.	26
Laser de Argón.	26
Luz de Arco de Plasma.....	27
Luces Halógenas de Alta Intensidad.....	28
Light Emitting Diode (LED)	29
LED de Primera Generación.....	29
LED de Segunda Generación.	30
LED de Tercera Generación.	30
Hipótesis	32
Objetivo General.....	33

	2
Objetivos Específicos.....	34
Materiales y Métodos.....	35
Resultados.....	40
Discusión	46
Conclusiones	50
Resumen	51
Referencias.....	53

Introducción

La caries dental es la enfermedad más común del ser humano, teniendo una incidencia alarmante en el mundo industrializado, lo que ha llevado a que la profesión odontológica esté ligada principalmente al tratamiento de los síntomas de la enfermedad y consecuentemente a la limitación y reparación del daño producido por la enfermedad en su fase terminal [1, 2].

Uno de los objetivos principales de la odontología restauradora consiste en sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales que permitan restablecer la función y el aspecto de los dientes, por esto desde siempre se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales [3, 4].

Para conseguir dicho propósito a la hora de restaurar una pieza dentaria, actualmente no se utiliza un único material, sino variados materiales para las diferentes situaciones y tipos de restauraciones [5].

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. Este gran interés por el uso de los sistemas cerámicos o de porcelana implica previamente una correcta evaluación de las limitantes tanto mecánicas como de manipulación del material. Existen indicaciones clínicas precisas para el uso de los materiales cerámicos ya sean para coronas totales de porcelana, carillas de porcelana, incrustaciones *inlays* u *onlays*, o bien su uso combinado con metal.[6]

La elección de porcelana como material restaurador está dado principalmente por su aspecto estético, junto con presentar diversas características como color estable, compatibilidad con los tejidos bucales, poseer alta resistencia mecánica a las fuerzas compresivas, considerable resistencia a la abrasión debido a su gran dureza, además de ser mal conductor térmico y eléctrico.

Para que una restauración de tipo indirecta, como lo son las restauraciones de porcelana, sea exitosamente llevada a cabo intervienen diferentes factores, entre los cuales podemos mencionar la técnica de cementación y las propiedades del agente cementante [7-10].

Entre los distintos tipos de cementos que existen hoy en día a disposición de la profesión odontológica, se encuentran los cementos de resina. Estos últimos están presentes en formas foto-polimerizables, auto-polimerizables y de polimerización dual, con el fin de satisfacer las distintas demandas clínicas [11]. A pesar de los avances de los materiales con distinta forma de polimerización, estos pueden presentar ciertas desventajas a la hora de cementar restauraciones estéticas indirectas [12-15].

Los cementos de resina son útiles para la cementación de restauraciones cuando las preparaciones carecen de una retención geométrica macro mecánica óptima y de formas de resistencias adecuadas [13]. Ellos se adhieren a la pieza dentaria del mismo modo que las restauraciones directas de resina compuesta, es decir, a través de la aplicación de un adhesivo (resina fluida sin relleno) sobre una superficie, ya sea esmalte o dentina, previamente tratada con grabado ácido [16]. Al mismo tiempo, logran unirse a las restauraciones de resina compuesta indirectas y a las porcelanas previamente tratadas en su parte interna, necesitando múltiples pasos que son sensibles a la técnica [13].

Debido a las ventajas que presentan los cementos de resina estos se han convertido en el material de elección para la cementación de restauraciones estéticas indirectas, como por ejemplo, incrustaciones y carillas de resina compuesta o porcelana [13].

Al comparar estos distintos tipos de cemento, los productos foto polimerizables, entre ellos las resinas fluidas, ofrecen la ventaja clínica de un mayor tiempo de trabajo, un mejor control sobre el correcto asentamiento de la restauración y una mayor estabilidad de color. Una desventaja de este tipo de cementos es que la luz para polimerizar no llegue a todos los sitios, es así que evaluar el grado de polimerización del cemento toma importancia debido a que un bajo grado de polimerización del cemento puede ser tóxico para las estructuras vivas debido a la

mayor cantidad de monómero residual presente. Este parámetro es considerado también un factor clave en la modificación del perfil del material, afectando un amplio rango de propiedades mecánicas y pudiendo potencialmente causar reacciones biológicas adversas [12, 14, 17, 18].

Ehrmantraut y Bader midieron experimentalmente la profundidad de polimerización de resinas compuestas al ser iluminadas a través de distintos grosores de tejido dentario con tiempos de activación de 40 y 60 segundos. Ellos demostraron que la interposición de un material entre la fuente lumínica foto-polimerizadora y una resina compuesta afecta la profundidad de polimerización y que el tiempo de exposición a la luz influye significativamente en la profundidad de polimerización, siendo esta mayor al iluminar por más tiempo.[3, 17]

Considerando la indicación de las resinas compuestas fluidas para la cementación de restauraciones indirectas, la cual está basada en las ventajas que ofrecen éstas en sus propiedades ópticas y físicas al compararlas con otros cementos de resina [19], toma importancia determinar la profundidad de polimerización de estas, y evaluar cómo influye la interposición de porcelanas opacas que son utilizadas en técnicas de porcelanas libre de metal en la polimerización de estas. Debido a que se trabajará con cuerpos más opacos que el tejido dentario se decide realizar una exposición de luz de 60 segundos, el mayor utilizado en estudios anteriores de profundidad de polimerización [3, 17].

Apoyado en todo lo anterior, el propósito de este trabajo de investigación es evaluar *in vitro* la profundidad de fotopolimerización de muestras de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelana para estructuras libres de metal, para así determinar si existe la posibilidad de utilizarla como cemento de foto-polimerización de restauraciones indirectas con núcleo cerámico como *inlays*, *onlays* y coronas.

Marco Teórico

La caries, como problema de salud pública, es considerada una enfermedad de comportamiento pandémico, carácter bacteriano, transmisible, multimodulada, y con una relación de costo beneficio altamente positiva cuando se enfrenta desde una perspectiva preventiva y de promoción de salud.

A través del tiempo, el tratamiento de esta enfermedad se ha enfocado a solucionar el problema desde diferentes perspectivas, las que hasta hace algunos años eran un rotundo fracaso, desde el punto de vista de la recidiva, fundamentalmente porque el manejo de esta patología era eminentemente curativo y sintomático, donde el principal objetivo era la eliminación quirúrgica del daño y la rehabilitación de las piezas dentarias utilizando diferentes materiales[20].

Durante el último tiempo, la odontología ha experimentado grandes cambios. Sin embargo, esta gran transformación no se debe a los avances tecnológicos, sino, más bien, a un cambio de filosofía en cuanto a la atención de las personas. Esta atención prioriza la promoción de la salud bucal por sobre la ejecución de sofisticadas técnicas[1].

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 operatorio 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 cual debemos reparar utilizando diversos materiales que idealmente sean capaces de realizar todas las funciones que realizaba el tejido sano [6].

La práctica odontológica, en su afán de contar con un material que pueda reponer el tejido dentario perdido, cuenta con una gran variedad de ellos, los que poseen diferentes características.

Cuando existe pérdida de tejido dentario de pequeña o mediana magnitud, la odontología dispone de materiales de restauración directa, como las amalgamas, los ionómeros vítreos y las resinas compuestas. En general, estos materiales poseen características que restringen su uso en sectores específicos de las arcadas dentarias. Sin embargo, las propiedades que poseen las resinas compuestas las hacen el material de elección cuando se desea restaurar y simular de mejor manera las características mecánicas y estéticas del diente, sin tener que sacrificar una gran cantidad de tejido dentario sano [5].

Cuando la pérdida de tejido es de gran envergadura se indican materiales restauradores indirectos tales como: los metales, las cerámicas y las resinas compuestas. Estos materiales cumplen con los requisitos mecánicos, biológicos y estéticos (excepto los metales) adecuados para su utilización como soluciones restauradoras de piezas dentarias con gran pérdida de tejido [5].

Resinas Compuestas

En tiempos pasados, sólo se disponía de materiales tales como las cerámicas y los metales, pero en 1962, después de múltiples experimentaciones, R. L. Bowen dio a conocer un nuevo material, el cual denominó Resina Compuesta o Reforzada (*Composite*), el cual se basaba en un monómero de mayor peso molecular que el metacrilato de metilo utilizado en las resinas acrílicas, lo que le otorgaba propiedades mecánicas y estéticas superiores a los acrílicos; además se les adicionó un refuerzo en base a cuarzo, el cual hacía disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen [5].

Bowen denominó a la nueva molécula monomérica, bisfenol A-glicidil *metacrilato* (*bis-GMA*), la cual compone la fase orgánica del *composite*. A las partículas de relleno (fase inorgánica), las trató con un compuesto orgánico de silicio: el vinil silano, que forma la llamada fase de acoplamiento, y que permitió que la fase orgánica e inorgánica, se uniesen. Estas tres fases constituyen la base de la cual parte el acelerado desarrollo de los *composites* [5].

El bis-GMA puede ser reemplazado por otro monómero, el dimetacrilato de uretano (UDMA), o por un mezcla de ambos. El inconveniente de estos monómeros es su viscosidad, la que produce una manipulación difícil, por lo que se han agregado otros componentes, como el trietilenglicol–dimetacrilato (TEGDMA), que reduce la viscosidad del material, resultando en una mejor manipulación clínica [4].

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 [21].

Este tipo de polimerización ha evolucionado en el tiempo, es así como 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. Posteriormente, se crearon las resinas compuestas foto activadas, que poseen una mejor conversión de monómero a polímero, y mejoran estabilidad del color respecto a las resinas auto curables [11, 22].

Clasificación de Resinas Compuestas

A modo de conocer en mayor profundidad estos materiales y poder entender su comportamiento e indicaciones, las resinas compuestas se pueden clasificar de acuerdo a distintos parámetros, como son:

- Según relleno.
- Según tipo de monómero que compone la matriz.
- Según activación.
- Según consistencia.

Según Relleno

Macro-relleno o Convencionales:

El relleno más común es el cuarzo, con un tamaño de partícula entre 10 y 50 μm , rodeadas de una apreciable cantidad de matriz de resina [4, 5, 11]. Actualmente se encuentran en desuso.

Micro-relleno:

Posee sílice coloidal como relleno inorgánico. El tamaño de partícula es de 0.04 μm aproximadamente. De este modo se mejora la calidad del pulido y la resistencia a la abrasión. Su desventaja es la disminución de la resistencia compresiva en comparación a otras resinas compuestas [5, 11].

Híbridas:

Las partículas de las resinas compuestas de tipo híbrida, corresponden a sílice coloidal (micro relleno) y partículas con un tamaño promedio entre 1.5 y 2 μm , lo que otorga un pulido adecuado combinado con apropiada resistencia mecánica. Este grupo de resinas compuestas combina las propiedades de las anteriores [5, 11].

Micro-híbridas:

Mezclan partículas de micro relleno con partículas más grandes, de un tamaño entre 0.4 y 0.7 μm . Poseen excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible a 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 dentarias del sector anterior como en el posterior de la boca [5].

Nano-particuladas:

Corresponden a los composites que poseen partículas de relleno de tamaño promedio 25 nm. Este tamaño de partícula está por debajo del rango de longitud de onda de la luz visible, por lo que no dispersan ni absorben luz visible. Este tipo de relleno permite la incorporación de radio-opacificadores que no interfieren con las propiedades estéticas y, sobre todo, incrementan el nivel de relleno a niveles de ~90% en peso, controlando de mejor manera la contracción por polimerización y mejorando significativamente sus propiedades físicas. Estos *composites* son de última generación y para su formulación se ha utilizado nanotecnología, la cual corresponde a la aplicación de componentes o elementos de escala nanométrica en algún proceso tecnológico [5].

En muchas áreas de ciencias o de procesos tecnológicos o industriales aplican actualmente componentes o elementos de ese rango y la odontología no es una excepción, tampoco la composición de los *composites* [11, 23].

Como ya se ha mencionado, las ventajas que otorgan la incorporación de nanopartículas mejora algunas propiedades mecánicas y estéticas tales como una mayor resistencia a la abrasión y un mejor pulido superficial que los anteriores tipos de resina compuesta [23].

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 [24].

DMU o UDMA:

Dimetacrilato de uretano. Es una cadena más larga que la anterior, más fluido y pegajoso, y con mejores propiedades ópticas [24].

Mixtas:

Corresponden a aquellos *composites* que en su composición combinan distintos tipos de monómeros, con el objetivo de mejorar algunas propiedades del material. Los monómeros que las componen pueden ser bis-GMA, UDMA y / o TEGDMA,

en distintas proporciones. Al combinar estos monómeros, se puede obtener una consistencia que otorga mejor manipulación y mejores propiedades ópticas [24].

Según Activación

Resinas Compuestas de Activación Química:

En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoílo, permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso, a temperatura ambiente [5].

Resinas compuestas de Activación física:

Termo-polimerización:

Corresponde a la activación por calor o por un alza en la temperatura del material previamente moldeado y por esta razón son utilizadas principalmente como material para la confección de estructuras indirectas [21].

Foto-polimerización:

Corresponde a los sistemas activados por luz visible En estos sistemas una luz halógena, de longitud entre los 410 y 500 nm, activa a una α -dicetona, la canforoquinona, que en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización. En otras palabras, los fotones actúan sobre la canforoquinona, que reacciona liberando radicales libres, los que a su vez inician el proceso de polimerización del monómero presente[21].

Las resinas compuestas foto-activadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de auto polimerización, entre las cuales se puede mencionar la menor cantidad de monómero residual que se encuentra posterior al proceso de polimerización, un proceso de polimerización más rápido, la capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias, y proporcionar una mayor estabilidad de color [23].

Resinas Compuestas de Activación Mixta:

Corresponden 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 más utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca [4, 25].

Según su Consistencia

Resinas Compuestas Convencionales

Son las que mayoritariamente se usan en procedimientos restauradores. Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga [11].

Resinas Compuestas Condensables

Corresponden a aquellos *composites* con una estructura similar a la de cualquier resina, donde la porción inorgánica o de relleno constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. Poseen una malla polimérica rígida (fibras cerámicas porosas silanizadas conectadas entre sí que permiten el infiltrado de la matriz orgánica entre ellas), lo que brinda una viscosidad similar a la de la amalgama. Debido a su alto contenido de relleno, se hace necesario condensar el material para lograr su adaptación a la cavidad a restaurar. Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con un alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas [11].

Resinas Compuestas Fluidas

Son resinas compuestas de baja viscosidad, es decir, más fluidas que la resina compuesta convencional. Para poder alcanzar esta característica se utiliza un monómero de menor tamaño y además se les disminuye el porcentaje de relleno inorgánico y se elimina de su composición algunas sustancias como modificadores reológicos, con lo cual mejora su manipulación y se utilizó monómeros de menor tamaño molecular. La cantidad de relleno que poseen es de 51% a 65% en peso y de 36% a 50% en volumen. Esto les confiere un menor módulo de elasticidad y

una mayor flexibilidad que las resinas compuestas convencionales y las condensables. Son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste. Además producen alta humectabilidad de la superficie dental, asegurando la penetración en todas las irregularidades del sustrato dentario, formando espesores de capa mínimos que eliminan la inclusión de aire en su interior, característica por la cual son utilizadas además de restauraciones como cemento de restauraciones indirectas [11].

Conceptos Básicos de la Ciencia de las Cerámicas.

Como se mencionó anteriormente, cuando la pérdida de tejido es de gran envergadura se indican materiales restauradores indirectos tales como los metales, las cerámicas y las resinas compuestas indirectas. Estos materiales cumplen con los requisitos mecánicos, biológicos y estéticos adecuados para su utilización como material restaurador de piezas dentarias con gran pérdida de tejido [5]

La porcelana es preferida como material para restauración principalmente por su estética, pero además cumple con ciertos requisitos como color estable, compatibilidad con los tejidos bucales, poseer alta resistencia mecánica a las fuerzas compresivas, considerable resistencia a la abrasión debido a su gran dureza, además de ser mal conductor térmico y eléctrico[5].

Primero hay que comprender lo más básico de las porcelanas. Hay dos conceptos útiles que ayudan a desmitificar la cerámica dental, proporcionando una estructura que permite organizar el pensamiento. En primer lugar, sólo hay tres divisiones principales de la gama de cerámicas dentales desde el punto de vista de su estructura: 1) materiales predominantemente vítreos, 2) cerámicas vítreas con relleno particulado, y 3) cerámica policristalina [26]. En segundo lugar, prácticamente cualquier cerámica dentro de este espectro puede considerarse como un compuesto, el sentido de una composición de dos o más entidades distintas. En muchas cerámicas dentales aparentemente diferentes se puede

demostrar que son similares o estrechamente relacionadas entre sí cuando se revisan en el marco de estos dos conceptos simplificadores. Además, la lógica detrás del desarrollo histórico y reciente de la cerámica puede ser más fácil de entender. Dos ejemplos de la utilidad de estos conceptos incluyen las afirmaciones: 1) Las cerámicas dentales altamente estéticas son en su mayoría vítreas, y las cerámicas de una mayor resistencia sub-estructural son generalmente cristalinas, y 2) la historia del desarrollo de la subestructura implica un aumento en el contenido cristalino hacia cerámicas completamente policristalinas[26].

Cerámicas Predominantemente Vítreas.

Las cerámicas dentales que mejor imitan las propiedades ópticas del esmalte y la dentina son materiales predominantemente vítreos. Los vidrios son redes en tres dimensiones (3-D) de átomos que no tienen un patrón definido en su posición espacial (distancia y ángulo) con respecto a sus vecinos más cercanos, por lo que su estructura es amorfa, o sin forma específica. Los vidrios en las cerámicas dentales derivan principalmente de un grupo de minerales llamados feldespatos y se basan en el sílice (óxido de silicio) y la alúmina (óxido de aluminio), por lo que las porcelanas feldespáticas pertenecen a una familia llamada vidrios de alúmino-silicato. Vidrios con base de feldespato son resistentes a la cristalización (desvitrificación) durante la cocción, tienen rangos amplios de cocción (resistiendo la fusión si la temperatura sube encima de lo óptimo), y son biocompatibles. En los vidrios feldespáticos, la red de 3-D de puentes formados por los enlaces silicio-oxígeno-silicio se rompe de vez en cuando por cationes tales como el sodio y el potasio que proporcionan el balance de cargas a los átomos de oxígeno que no forman puentes. Estos cationes alteran propiedades importantes de los vidrios afectando, por ejemplo, la disminución de temperaturas de cocción o el aumento de la expansión/contracción térmica [26]. Un ejemplo de ellas lo constituye la marca comercial Mark II de la empresa Vita.

Cerámicas Vítreas con Relleno Particulado

Partículas de relleno se añaden a la composición del vidrio base para mejorar las propiedades mecánicas y para controlar los efectos ópticos, tales como opalescencia, color y opacidad. Estos rellenos son generalmente cristalinos, pero

también pueden ser partículas de un cristal con punto de fusión más alto. Dichas composiciones a partir de dos o más entidades diferentes (fases) se conoce formalmente como compuestos, un término a menudo reservado en la odontología para las resinas compuestas. Pensar en una cerámica dental como un compuesto es una útil y válida simplificación de concepto. Mucha confusión se aclara al organizar las cerámicas según las partículas de relleno que contienen, el porqué las partículas se han añadido, y la forma en que el relleno se introduce en la estructura vítrea [26].

Los primeros rellenos en ser utilizado en cerámica dental contienen partículas de un mineral cristalino llamado leucita. Este relleno se ha añadido para crear porcelanas para ser colocadas sobre estructuras de metal. La leucita tiene un alto coeficiente de expansión/contracción térmica ($\sim 20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) en comparación con los cristales feldespáticos ($\sim 8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Las aleaciones dentales tienen el coeficiente de expansión/contracción entre 12 y 14 ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Agregando cerca de 17 a 25% de relleno de masa de leucita al vidrio base crea porcelanas que son térmicamente compatibles durante la cocción con las aleaciones metálicas. Los sistemas metal-cerámica, desarrollado por primera vez en 1962, se utilizan para la fabricación de 70% a 80% de las prótesis fijas [26, 27].

Un aumento moderado de la fuerza se puede lograr con la adición de rellenos apropiados y uniformemente dispersos por todo el vidrio, una técnica denominada "fortalecimiento por dispersión". La primera subestructura cerámica exitosamente reforzada fue de vidrio feldespático relleno de partículas de óxido de aluminio ($\sim 55\%$ en masa). La leucita también se utiliza para el fortalecimiento por dispersión en concentraciones de masa $\sim 40\text{-}55\%$, que es mucho mayor que el necesario para la técnica de metal-cerámica. Cerámicas comerciales que incorporan rellenos leucita para su fortalecimiento incluye un grupo que son presionadas en moldes a alta temperatura (ej. Finesse All-Ceramic, Dentsply) y un grupo dispensado en forma de polvo (ej. Empress, Ivoclar) para la preparación tradicional de la porcelana [26].

Más allá del comportamiento de expansión/contracción térmica, hay dos importantes beneficios a favor de la leucita como una opción de relleno de

cerámica dental: la primera intencional y la segunda probablemente casual. En primer lugar, la leucita fue elegida debido a que su índice de refracción es similar a la de los vidrios feldespáticos, una característica importante para mantener la translucidez. En segundo lugar, el grabado ácido de la leucita ocurre a un ritmo mucho más rápido que el vidrio base, y es este “grabado selectivo” que crea un gran número de pequeñas irregularidades para que los cementos de resina puedan entrar, creando un buen vínculo micro-mecánico [26].

Vitro-cerámicas

Existe un subconjunto especial de cerámicas vítreas con relleno particulado llamadas Vitro-cerámicas. Partículas cristalinas de relleno pueden ser añadidas mecánicamente al vidrio, por ejemplo mediante la mezcla polvos cristalinos y vítreos antes de la cocción. En un método más moderno las partículas de relleno se hacen crecer dentro del objeto de vidrio después de que dicho objeto se ha formado. Esto se hace sometiendo al objeto de vidrio a un tratamiento térmico especial que causa la precipitación y el crecimiento de cristales dentro del vidrio. Debido a que estos rellenos derivan químicamente de los átomos del vidrio mismo, es lógico pensar que la composición del vidrio restante se altera durante este proceso denominado *ceraming* o cristalización controlada. Este tipo de compuesto con relleno de partículas se llama vitro-cerámicas. El material Dicor (Dentsply), el primer vitro-cerámico comercial para prótesis fija, contiene partículas de relleno de un tipo de mica cristalina (en ~55% en volumen) [7]. Más recientemente, una vitro-cerámica que contiene 70% en volumen de relleno cristalino de disilicato de litio ha sido comercializada para uso dental (IPS e.max, Ivoclar Vivadent).

Cerámicas Policristalinas

Las cerámicas policristalinas no contienen componentes vítreos, todos los átomos están densamente empaquetados en matrices regulares donde es mucho más difícil producir una grieta, a diferencia de los átomos en la red menos densa e irregular que se encuentra en los vidrios. Por lo tanto, la cerámica policristalina suele ser mucho más dura y más fuerte que la cerámica vítrea. Cerámicas policristalinas son más difíciles de procesar en formas complejas (por ejemplo, una corona) que las cerámica vítreas. Prótesis fijas bien adaptadas hechas de cerámica policristalina no eran posibles antes de la disponibilidad de la fabricación

asistida por ordenador. En general, estos sistemas asistidos por ordenador usan una base de datos 3-D que representan al diente preparado o un modelo de cera de la estructura deseada. Este conjunto de datos en 3-D se utiliza para: a) crear una molde de tamaño ampliado sobre el cual se colocarán polvos de cerámicas policristalina (Procera, Nobel Biocare) o b) para tallar una estructura de tamaño aumentado que debe ser cocida, a partir de bloques de polvos cerámicos parcialmente cocidos (Cercon, Dentsply; Lava, 3M-ESPE). Estos enfoques dependen de polvos cerámicos bien caracterizados en los cuales la contracción de cocción puede ser predicha con exactitud [26, 28, 29].

Las cerámicas policristalinas tienden a ser relativamente opacas en comparación con las cerámicas vítreas, por lo que estos materiales más fuertes no se pueden utilizar para el espesor completo en las zonas estéticas de las prótesis. Estas cerámicas de alta resistencia sirven como material de estructura sobre los cuales la cerámica vítrea es colocada para lograr una estética agradable. Medidas de laboratorio de la translucidez de cerámicas de subestructura comerciales están disponibles para una sola capa de material y para material de estructura cubierto de cerámica vítrea[30, 31]. Aunque las medidas de laboratorio de la opacidad han equiparado algunas cerámicas policristalinas con aleaciones metálicas coladas, todas las cerámicas de subestructura transmiten un poco de luz, mientras que los metales no[26].

Independiente del tipo de porcelana utilizada en restauraciones indirectas es necesario un agente de unión a la pieza dentaria, el cual consiste en cualquier material utilizado para fijar o cementar una restauración indirecta al diente preparado para recibirla. Dentro de los factores que influyen en que el tratamiento sea exitoso intervienen diferentes factores entre los cuales podemos mencionar la técnica de cementación y el agente cementante [7-10].

Cementación de Restauraciones Indirectas.

Los cementos dentales son diseñados para retener las restauraciones indirectas en una posición estable y presumiblemente duradera en el ambiente oral. Los mecanismos de retención conocidos son químicos, mecánicos (fricción) y micro-mecánicos, pero generalmente se usa una combinación de dos o tres de ellos, lo que depende de la naturaleza del cemento y del sustrato. Entre los distintos tipos de cementos disponibles comercialmente encontramos los basados en resina y los no basados en resina. Ellos deben tener para su desempeño clínico aceptable resistencia a la disolución, fuerza de unión adecuada a la pieza dentaria, alta resistencia bajo tensión, buenas propiedades de manipulación y también ser biológicamente compatible con el sustrato [32-34].

Tradicionalmente el cemento de fosfato de zinc ha sido mencionado como el material más popular, a pesar de sus desventajas como baja dureza, solubilidad y falta de adhesión [32, 34, 35].

Aunque la precisión en la terminación marginal final de los sistemas completamente cerámicos ha mejorado significativamente, aún resulta en un espacio interno mayor que en las coronas con núcleo metálico colado, ocasionando posiblemente una capa de cemento más gruesa y peor retención por fricción en los pilares [36]. Estos serían retos críticos para el fosfato de zinc debido a su solubilidad y falta de adhesión. Sin embargo el fosfato de zinc ha sido indicado para la cementación de algunos sistemas libres de metal (In-Ceram, Vita; Procera, Nobel Biocare; Cercon, Dentsply; Lava, 3M ESPE), pero datos clínicos a largo plazo aún no han sido publicados [32].

Cementos de vidrio ionómero también son de gran interés para los clínicos. Éstos exhiben muchas ventajas, incluyendo unión físico-química a la estructura dentaria [37, 38], liberación de flúor a largo plazo y bajos coeficientes de expansión térmica [32, 38]. Pueden ser usados para cementar cerámicas libres de metal como alternativa en donde está indicado el cemento de fosfato de zinc. No obstante los cementos de vidrio ionómero presentan un nivel de solubilidad similar a los de fosfato, pero cuando son utilizados como medio de unión en estructuras libres de

metal el grosor de capa aumenta la superficie expuesta a solubilidad, por lo tanto los cementos basados en resina se han vuelto populares debido a que poseen el potencial para compensar las desventajas de la solubilidad, soporte y la falta de adhesión descrito en los materiales anteriormente mencionados [32, 33, 38].

La odontología restauradora constantemente vive cambios, y ningún cemento disponible actualmente es ideal para todas las situaciones. 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 [32].

Cementos de Resina

Las restauraciones indirectas constituyen una parte substancial de la odontología contemporánea y por ende también los materiales de cementación. Los cementos de resina son básicamente un *composite* de consistencia fluida, y al igual que estas contienen monómeros diluyentes como TEGDMA o UDMA. Se han vuelto clínicamente populares debido a su habilidad de unirse al mismo tiempo a la estructura dentaria y a la restauración, sin embargo su uso exitoso depende de muchos aspectos relacionados al mecanismo de adhesión. El conocimiento científico de los materiales actualmente disponibles, así como también del reconocimiento de sus limitaciones e indicaciones, son factores claves para obtener restauraciones duraderas [32].

Cementos de Resina: Química y Propiedades

Los cementos de resina se basaron inicialmente en la química de las resinas acrílicas. Su subsecuente desarrollo, en cambio, se ha basado en la química de las resinas compuestas y sus adhesivos. Actualmente hay muchos tipos de cementos de resina en el mercado. Estos están disponibles en una amplia variedad de mecanismos de adhesión, modos de polimerización e indicaciones de uso. La elección de un cemento de resina requiere el entendimiento de las características del material y de cómo se comporta individualmente e integrado en el sistema restaurador [32].

Existen dos categorías principales en los cementos de resina: los cementos de resina convencionales, los cuales no tienen un sistema de adhesión al diente dentro de sus componentes y requieren un agente adhesivo, y los cementos de resina auto-adhesivos, los cuales no requieren un tratamiento adhesivo aparte para unirse al substrato dentario [32].

Cementos de Resina Convencionales

El cemento basado en resina ha estado disponible desde 1952 para su uso en restauraciones indirectas. Reformulaciones y mejoras en los últimos 20 años han aumentado su popularidad. Las primeras presentaciones eran de un polvo y un líquido, pero variaron a sistemas pasta/pasta o preparaciones encapsuladas [5].

Desde la década de 1970 los cementos de resina han sido formulados en base a la química de las resinas de dimetacrilato como un sistema de dos pastas, las cuales son muy fáciles de mezclar y foto-polimerizar a temperatura ambiente [35]. Su capacidad de adherirse a la estructura dentaria depende del uso de sistemas adhesivos de grabado y lavado o adhesivos auto-grabantes. La composición es usualmente una mezcla de monómeros de dimetacrilato, relleno inorgánico (60-70% de peso [32]), y un iniciador. Sílice u oligómeros de alto peso molecular pueden ser agregados para modificar las propiedades reológicas y alcanzar características de manipulación óptimas. Algunos ejemplos de sus usos clínicos incluyen cementación de coronas y puentes con núcleo metálico, coronas con estructuras de alúmina y zirconio, postes de fibra y postes metálicos. Cabe destacar la importancia de los sistemas de foto-curado y los de curado dual, por lo que es importante describir sus mecanismos de polimerización y su aplicación clínica [10, 32].

Protocolos de Curado y su Relevancia Clínica.

Los cementos de resina convencionales de foto-curado son exclusivamente polimerizados por luz. Cuando se compara a otros cementos, los de foto-curado presentan la ventaja clínica de un amplio tiempo de trabajo, fijación y polimerización según necesidad, manipulación simplificada del material y mejor estabilidad de color. Se ha dicho que el uso de los cementos de foto-curado está limitado a situaciones como la cementación de carillas o inlays superficiales, en

donde el grosor o el color de la restauración no afectan la habilidad de la luz polimerizadora para curar el cemento. No obstante debido a la constante mejora en los sistemas foto-polimerizadores no es posible tomar dicha afirmación como una verdad, más aún, con el advenimiento de nuevos sistemas foto-polimerizadores se podría eventualmente revertir dicha situación [14, 32].

Los cementos de resina de curado dual son comúnmente producidos en sistemas de dos pastas y están indicados cuando la restauración final presenta materiales que pueden inhibir la transmisión de energía lumínica suficiente al material de cementación. En estas situaciones la intensidad de luz que alcanza al cemento puede ser suficiente para gatillar la polimerización, pero un catalizador de auto-polimerización es utilizado para asegurar el máximo curado. En el sistema pasta-pasta una de ellas contiene una amina reductora y un foto-iniciador, la otra pasta contiene peróxidos, usualmente peróxido de benzoílo. En una interesante variación del sistema iniciador, los cementos anaeróbicos, la polimerización se inicia sólo cuando la disponibilidad de oxígeno ambiental es eliminada posterior a la cementación del aparato protésico. Esta característica provee un tiempo de trabajo y cementación extendido y ofrece una fácil remoción del exceso de material [4, 32].

Aunque el concepto de curado dual es atractivo, muchas inquietudes han aparecido en la literatura odontológica con respecto a su desempeño. Poco se ha publicado respecto al potencial de foto-curado de los cementos duales. Estudios en etapas tempranas sugieren que el auto-curado por sí sólo no es suficiente para alcanzar el máximo endurecimiento del cemento [32]. Además literatura reciente indica que la cinética de los cementos de resina de curado dual es más compleja de lo que se pensaba previamente [39]. Estudios indican que la activación por luz de algunos cementos de curado dual podría interferir con el mecanismo de auto-curado y restringir al cemento de alcanzar sus propiedades mecánicas máximas. Es así como algunos cementos de curado dual han mostrado que su mecanismo de auto-curado es limitado de alguna forma cuando son activados con luz de forma inmediata. Esta limitación puede comprometer las propiedades mecánicas finales de los cementos de resina [10, 32]. Esta información es de gran importancia para el clínico, dado que la activación por luz es siempre

recomendada por el fabricante. Aún falta por demostrar si el mismo fenómeno ocurre con todos los sistemas de cementación basados en resinas. Mientras dicha información no esté disponible es recomendable retrasar el proceso de foto-curado de los cementos de curado dual el mayor tiempo clínico posible. De este modo el proceso del auto-curado avanzaría hasta un punto tal en que el proceso de foto-curado no interferiría con la cinética de auto-curado. El marco de tiempo ideal entre el mezclado y la foto-activación no ha sido determinado aún, pero algunos estudios han mostrado que foto-curar 5 a 10 minutos posterior al mezclado pareciera no interferir con las propiedades y la polimerización finales, por lo menos en los cementos evaluados [32].

Mecanismo de Unión y Problemas de Compatibilidad de Cementos Resina.

La mayoría de los sistemas adhesivos usados en los cementos basados en resina son simplificados, debido a la tendencia a reducir pasos durante los procedimientos de adhesión. El proceso de adhesión inicialmente requería de una serie de pasos que consistían en grabar la pieza dentaria, lavado del ácido con abundante agua, aplicación de un agente imprimador que penetraba dentro de las estructuras grabadas y finalmente aplicar un adhesivo para unir el imprimador con la resina compuesta. La simplificación del proceso conlleva a la unión de materiales y por ende la disminución de pasos a realizar. Los sistemas adhesivos más simplificados son básicamente de dos tipos: 1) sistemas que aún requieren los pasos de grabado y lavado, pero el primer y el adhesivo se encuentran juntos y se aplican en un solo paso, y 2) los sistemas adhesivos auto-grabantes, en los cuales están combinados en una solución el ácido, el primer y el agente adhesivo. Ambos son en parte de naturaleza acídica e hidrofílica [32, 40-42].

Durante la cementación, los grupos acídicos en la capa sin polimerizar de un sistema adhesivo auto-grabante (debido a la presencia de oxígeno) compiten con los peróxidos por las aminas terciarias del agente cementante, resultando en una reacción acido-base entre el adhesivo y el cemento de resina. Esta reacción minimiza la adecuada co-polimerización entre los dos, y entre mayor tiempo le tome al cemento para polimerizarse, mayor es la extensión de este comprometedor efecto [32, 43-45].

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 [20, 46-50]. La presencia de agua en la interfase entre el 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 [46]. Este problema de permeabilidad podría ser resuelto parcialmente con la aplicación de una capa intermedia de resina relativamente más hidrofóbica, no ácida y de baja viscosidad, separando también así la capa ácida del cemento de resina [46, 51]. El agua que se acumula en la interfase proviene desde la dentina hidratada bajo ella. El efecto negativo de dicha permeabilidad de agua en la fuerza de adhesión de los cementos de resina a dentina es confirmada en estudios *in vitro* [46, 50]. Estos estudios demostraron 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 auto-grabantes de dos pasos al adherir cementos de resina a la dentina [46, 51]. La mayor ventaja de estos sistemas es que incluyen una capa de una resina relativamente más hidrofóbica y no ácida como segundo o tercer paso[32].

Los problemas de compatibilidad de los cementos de resina han traído nuevas preocupaciones respecto a procedimientos clínicos. La peor de las situaciones sería aquella en que se cementa un poste usando sistemas adhesivos simplificados asociados a cementos de resina de curado dual. La adhesión a la porción apical podría verse comprometida seriamente por las interacciones adversas entre adhesivo y cemento de resina debido a la falta de exposición a la luz. Sin la activación por luz, el cemento de curado dual actuaría como uno de auto-curado exclusivamente. De este modo el cemento tomaría mayor tiempo en polimerizar y esto permitirá más tiempo para la reacción adversa de trasudación de agua desde la dentina. Basado en estas limitaciones, algunos estudios incluso

han sugerido la creación de un sistema adhesivo específico para situaciones como esta [32, 52, 53].

Dado el papel gravitante que tiene la foto-polimerización en el resultado final del uso de los cementos de resina de foto-curado o de curado dual, es necesario comprender y conocer el presente y el pasado de las fuentes lumínicas de foto-polimerización.

Fuentes de Foto-polimerización

Difícilmente existe en la odontología contemporánea un procedimiento en donde el foto-curado de algún material no sea necesario. El proceso aparenta ser simple, incluso trivial: apuntar y disparar. Sin embargo es mucho más complejo que eso. Para apreciar la conveniencia y beneficios de hoy es necesario entender y valorar el desarrollo de esta tecnología en el tiempo. A continuación se desarrollará brevemente la historia detrás de su evolución [54].

Foto-polimerización Ultravioleta.

Como muchos avances en odontología, la tecnología de usar luz para polimerizar un material basado en resina no se originó en la profesión, sino que era una tecnología ya existente que se adaptó para el uso dental [54]. La primera unidad de foto-curado fue diseñada para emitir luz ultravioleta (~365 nm) a través de un cristal de cuarzo desde una fuente emisora de mercurio a alta presión, en la primera mitad de los años '70 [54]. Este desarrollo fue revolucionario en la odontología ya que permitía polimerizar según la necesidad, lo que previamente no era posible al usar productos de auto-curado. La exposición típica era de 20 segundos, pero 60 segundos proporcionaban mejores resultados. Composites de foto-curado y sellantes estaban disponibles comercialmente y no sólo eran usados para restaurar procesos cariosos, sino también para reparar fracturas dentarias y proveer tratamientos estéticos de fácil ejecución. Sin embargo los procesos estaban limitados por la poca capacidad de la luz para penetrar en el material, por lo que requería una aplicación por incrementos y estaba limitada en profundidad.

Además existía preocupación por el potencial daño derivado de la exposición del ojo humano a energías de longitudes de onda corta, así como de los posibles cambios en la microflora de la boca [54, 55].

Foto-polimerización con Luz Visible.

Sorprendentemente, sólo algunos años después de la disponibilidad de radiación ultravioleta (UV) como fuente de polimerización para uso dental, la posibilidad de usar luz visible fue introducida el 24 de Febrero de 1976. Ese día el Dr. Mohammed Bassiouny de la Escuela Dental Turner, Manchester, realizó la primera restauración de resina polimerizada con luz visible, teniendo como paciente al Dr. John Yearn, quien fue el director de dicho desarrollo [54]. Nuevamente la tecnología no surgió del campo odontológico, sino de la adaptación de procedimientos para polimerizar delgadas capas de resinas utilizadas para elaborar coberturas para plásticos y metales [54, 56]. La optimización del sistema foto-iniciador usando canforoquinona y aminas terciarias como co-iniciadores fue clave para el éxito de este esfuerzo, y sigue siendo la composición básica más popular en los sistemas actuales [55]. La unidad de luz consistía en una fuente emisora halógena de cuarzo-tungsteno con un cristal para absorber el calor y un filtro lumínico para permitir pasar solo luz de longitud de onda entre 400 y 550 nm requerido para activar el foto-iniciador. Poseía la ventaja de permitir el uso de incrementos de hasta 2mm, foto-curados de 40-60 segundos, y la minimización del riesgo de producir cataratas y de alterar la microflora oral. Sin embargo quemaduras directas de retina y la degeneración macular eran nuevos riesgos para el dentista, ya que el rango de longitud de onda utilizado abarca frecuencias conocidas por causar daño inmediato y permanente como resultado de quemaduras de retina [54].

Luz Halógena Cuarzo-Tungsteno.

La luz halógena de cuarzo-tungsteno no fue creada para uso dental, sino que fue desarrollada por ingenieros de General Electric para ser usadas como luces de aviones, donde es necesario utilizar luces pequeñas, pero de alta durabilidad e intensidad. Sin embargo la luz halógena se convirtió en la principal fuente de foto-polimerización de la odontología durante muchos años, hasta los tardíos '90. Durante ese tiempo los avances incluyeron una amplia gama de adaptaciones

para otorgar conveniencia y eficacia. El voltaje aumento de 35W a 100W en las unidades de mano, y hasta 340W en aquellos modelos de mesa. Los valores de salida variaban en promedio entre 400-500 mW/cm² hasta 3000 mW/cm². El tiempo de exposición para entregar propiedades homogéneas a un incremento de 2mm de composites variaba entre 40 a 60 segundos [54].

Introducción de los Iniciadores Alternativos.

El blanqueamiento dental se convirtió en un éxito durante los primeros años de los '90. Sin embargo, tras este tipo de tratamientos, los fabricantes eran incapaces de proveer materiales restauradores estéticos directos que tuviesen un valor suficiente para igualar el obtenido por las piezas recientemente blanqueadas. Esta situación se debe a que el único sistema foto-iniciador usado en esa época era la canforoquinona, la cual es de color amarillo canario brillante, por lo tanto, después del foto-curado la restauración tiende a tener una tinción amarilla residual. Para proveer materiales de alto valor, los fabricantes recurrieron a la utilización de otros foto-iniciadores que fueron usados previamente para la activación UV, los cuales tienen una pequeña porción de su rango de absorción dentro del espectro de luz visible. Estos compuestos son una clase de iniciador que no necesita de un co-iniciador, ya que produce múltiples radicales directamente [54].

Laser de Argón.

Como es común, el uso del laser de argón para polimerizar acrílicos no surge de la odontología, sino que en la industria de los recubrimientos. El laser de argón fue introducido por primera vez en el mercado dental europeo como un medio para mejorar los efectos visuales de los blanqueamientos, y sigue siendo usado con ese motivo en la actualidad. Sin embargo cuando fue introducido en los Estados Unidos sólo el clínico podía utilizarlo, no así el personal auxiliar, por lo tanto se convirtió en un medio más para ser usado como fuente de polimerización. El laser de argón mostró la capacidad de otorgar altas propiedades físicas a las resinas y algunos autores notaron tiempo de exposición menores para conseguir resultados iguales a las luces halógenas [57]. El tamaño de la unidad es bastante grande, pero puede ser adaptada para funcionar con varios operadores al mismo tiempo por medio de cables de fibra óptica. Con el tiempo la unidad se hizo más pequeña y podía ser llevada directamente al área operatoria, pero debido al elevado peso

necesitaba estar en un carro para ser movida y además su uso aumenta la temperatura en la habitación, por lo que fue rápidamente eliminado como alternativa[54].

Luz de Arco de Plasma

Debido a que los auxiliares no podía usar los laser de argón en Estados Unidos, se importó desde Europa una tecnología que ya había mostrado mucho éxito: la luz de arco de plasma para foto-curado. Desarrollada en los mediados de la década del '60, este tipo de fuente no fue diseñada con fines odontológicos, sino que para ofrecer una amplia banda de radiación para la visualización en campos operatorios (ej. endoscopías y colonoscopías), así como para procedimientos médicos mínimamente invasivos. La fuente consiste en dos electrodos de tungsteno separados por una pequeña distancia, encerrados en un cámara con gas a alta presión que tiene una ventana de zafiro sintético para permitir el paso de la luz hacia una superficie reflectante con forma parabólica. Un gran potencial eléctrico se desarrolla entre los dos electrodos, por lo cual forman una chispa que ioniza el gas, creando así un camino conductivo (plasma) entre los electrodos. Estas unidades deben ser altamente filtradas debido a la generación de grandes cantidades de luz infrarroja (resultando en generación de calor en el objeto a polimerizar), así como de UV. Estas fuentes de luz fueron diseñadas inicialmente para resinas de curado UV, pero fueron posteriormente adaptadas para su uso con luz visible. La típica salida de estos tipos de luz era cercana a los 2000 mW/cm², y tenía un amplio rango: 380 a 580 nm, con un peak natural a los 460 nm, donde la canforoquinona tiene su óptimo nivel de absorción. En Agosto de 1998 fue introducida en los Estados Unidos, la unidad era bastante pequeña y pregonaba la prestación de un tiempo de exposición adecuado de 3 segundos, siendo esto equivalente a los 40-60 segundos de las fuentes halógenas. Sin embargo la razón por la cual esa fuente de luz no otorgaba exposición de luz mayor a 3 segundos no se debe a sus capacidades energéticas, sino a un problema atribuido a la fuente de alimentación eléctrica que no permitía una salida continua de luz por mayor tiempo. Para actuar adecuadamente en la clínica eran necesarias múltiples exposiciones de 3 segundos. Además el primer modelo llevado a los Estados Unidos incluía una variedad de puntas removibles: puntas de

curado (430 - 460 nm) y puntas de blanqueamiento (400-500 nm). Esto inició una gran confusión respecto a qué punta foto-polimeriza qué resina o adhesivo. Subsecuentemente las unidades posteriores sobrellevaron los defectos de la primera, mejorando así aspectos como: salida de amplio espectro (eliminando la necesidad de puntas especiales), tiempos de exposición más largos y continuos, y la tendencia general de otorgar una adecuada foto-polimerización de la resina usando una exposición única de 10 segundos [54].

Luces Halógenas de Alta Intensidad.

La luz halógena estaba entonces compitiendo con la luz de arco de plasma, por lo tanto para responder a esta nueva fuente los fabricantes de luces halógenas comenzaron a usar mecanismos diferentes para incrementar la energía de salida en sus unidades, afirmando ahora equivalencia en rendimiento con las de arco de plasma. El primer modo de mejorar fue cambiando la configuración de la fuente, de este modo era posible someter el filamento a un mayor voltaje, sin embargo esto va contra las recomendaciones del fabricante de las ampollitas utilizadas, por lo que su uso no podía extenderse más allá de 10 segundos continuos, ya que usos mayores disminuían la vida útil de la fuente. Otro mecanismo utilizado fue la mejora en el medio de transmisión de luz desde la fuente. Este aparato era una fibra de vidrio rígida la cual era moldeada en su elaboración para dejar el extremo distal o emisor más pequeño que el extremo proximal o receptor. De este modo el aparato de transmisión de luz es capaz de entregar la misma cantidad de energía generada que en sistemas halógenos anteriores, pero en una menor superficie, resultando así en un incremento de hasta 1.6 en la irradiancia. Esto se conoce en inglés como *turbo-tip*. Sin embargo, aún con el uso de ambas mejoras en los sistemas halógenos al mismo tiempo, el valor total de salida no alcanza a igualar a las luces de arco de plasma. El futuro de las fuentes halógenas no es brillante, ya que actualmente se ha planteado la eliminación del uso general de estas fuentes lumínicas incandescentes por su tremenda ineficiencia. De hecho el gobierno de Estados Unidos ha estipulado plazos en los cuales luces incandescentes deben dejar de ser fabricadas: eliminación de ampollitas de 100W en 2012 y las de 40W al 2014 [54].

Light Emitting Diode (LED)

Esta tecnología fue inventada en 1962 y su uso realmente ha cambiado nuestras vidas, y continuará haciéndolo ya que ha demostrado ser una fuente de luz eficiente y costo efectiva. Estos dispositivos de estado sólido se basan en la diferencia de energía entre dos sustratos semiconductores diferentes para determinar la longitud de onda de la luz emitida. Son mucho más eficientes que los tipos de luces dentales previos, son de bajo peso y pueden ser fácilmente alimentados con baterías para permitir su portabilidad [54].

LED de Primera Generación.

Estas luces fueron introducidas al mercado a finales del año 2000, sin embargo el concepto fue desarrollado mucho antes, en 1995. El diseño típico de una fuente LED para foto-curado usaba un ensamblaje de múltiples LED individuales. Cada LED estaba en relación a un chip y cada chip otorgaba 30-60 mW. Los LED estaban alineados de tal manera que la salida combinada fuera suficiente para proveer la energía para activar la canforoquinona. Existían combinaciones desde 7 a 64 LEDs, pero incluso con esa cantidad, la emisión de radiación no era suficiente para garantizar el proveer tiempos de exposición menores que los de las luces halógenas estándar. Además la tecnología de la batería dependía de celdas de níquel y cadmio (Ni-Cd), las cuales tenían poco rendimiento. Sin embargo debido a que algunos materiales restauradores de foto-curado utilizaban iniciadores alternativos de corta longitud de onda, las nuevas fuentes LED no los polimerizaban, tampoco lo harían las fuentes de laser de argón. Esto da comienzo a una gran confusión respecto a qué luz polimerizaría adecuadamente qué material, un fenómeno que dura hasta hoy. La efectividad de las luces LED por sobre las halógenas fue comprendida tras un tiempo, pero tiene que ver con la cantidad de radiación emitida según las necesidades de la canforoquinona: las luces LED entregan mayor energía en ese rango (450-470 nm) que las típicas luces halógenas. Como conclusión, es posible proveer polimerización equivalente en menor tiempo con una luz LED que entrega menor energía medible en total, en cambio la luz halógena necesita mayor tiempo pero entrega mayor energía lumínica en general. Sin embargo el potencial de foto-polimerización total de las

luces LED de primera generación era mucho menor que los métodos convencionales de ese entonces [54, 58].

LED de Segunda Generación.

Avances en la industria de los chips de LED en el año 2000 permitieron la posibilidad de colocar múltiples diodos en un solo chip, aumentando de gran manera el total de energía de salida. Los fabricantes dentales incorporaron los nuevos chips de 1W (140mW de salida) en las luces de foto-curado, desarrollando así la llamada segunda generación de luces LED. Los fabricantes de chips los estaban elaborando con la longitud de onda específica para odontología y los etiquetaban como LED dentales azules. Posteriormente apareció un nuevo chip capaz de emitir 5W (600mW de salida). La característica de esta generación es el aumento del total de energía de salida por sobre el de la primera generación, con un chip de 5W se obtienen una luminancia 10-20 veces mayor que los primeros chips. Sin embargo la longitud de onda fue similar a la de primera generación, por lo que continuó la imposibilidad de foto-polimerizar materiales con iniciadores alternativos de corta longitud de onda. La tecnología de la batería mejoró, siendo las de níquel e hidruro metálico (Ni-MH) la fuente más común. Sin embargo, debido al uso de tanta energía dentro de un área pequeña, la temperatura en el chip se convirtió en una preocupación, debido a que mucha temperatura podría dañar permanentemente el chip si es que no se frenaba antes por medio de un termostato [59]. Por lo tanto estas unidades tenían medios de disipación metálicos. Recientemente un nuevo LED azul de 10W está disponible para uso dental, así como uno de 15W. Con el dramático aumento en la energía de salida de los chips, los LED de segunda generación pudieron ser confiables y superar a sus competidores respecto a los tiempos de exposición [54, 60, 61].

LED de Tercera Generación.

Para poder permitir la polimerización de materiales con foto-iniciadores diferentes a la canforoquinona, los fabricantes de luces de curado utilizaron sets de chips que otorgan más de una longitud de onda. El primero de estos utilizó un chip azul de 5W rodeado de 4 chips violetas de bajo poder (~400 nm). Al usar esta combinación la salida de éstas dos longitudes de onda entregaba luz no sólo efectiva para canforoquinona, sino también para iniciadores alternativos, creando

así lo que podríamos llamar un LED de banda ancha o rango amplio. La posibilidad de entregar distintas longitudes de onda desde una sola fuente conlleva a la tercera generación de luces LED para foto-curado dental. Estas unidades usan más comúnmente baterías de Ni-MH o de Li-ion. Unidades de esta generación son bastante efectivas en proveer suficiente irradiancia en longitudes de onda adecuadas para polimerizar cualquier tipo de material restaurador [54].

Con los antecedentes previamente expuestos es posible apreciar que la tecnología asociada a las restauraciones indirectas de porcelana nos otorga un escenario nuevo. Algunos cementos de resina han mostrado características previamente desconocidas, como es el caso de las posibles incompatibilidades entre los medios de auto y foto-polimerización de los cementos de curado dual. Sin embargo los cementos de foto-polimerización mantienen sus ventajas sin presentar grandes cambios en su composición, por lo que aún resulta interesante su desempeño frente a tecnologías contemporáneas.

Las cerámicas han alcanzado un nivel de solidez estructural impensado y las fuentes de foto-polimerización han mejorado notablemente durante los últimos años, siendo las fuentes luminosas LED muy eficientes y con una amplia disponibilidad en el mercado. Es así como surge el interés en evaluar el uso de resinas fluidas de foto-polimerización como medio de cementación de restauraciones cerámicas utilizando la tecnología de las lámparas LED, siendo el primer paso para ello la evaluación de la profundidad de polimerización a través de cuerpos de porcelanas utilizados para elaborar estructuras libres de metal,

Hipótesis

Existen diferencias estadísticamente significativas en la profundidad de polimerización con lámpara LED de una resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelanas para estructuras libres de metal de distintos grosores.

Objetivo General.

Determinar la profundidad de foto-polimerización con lámpara LED de muestras de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelanas para estructuras libres de metal de distintos grosores.

Objetivos Específicos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED a través de un bloque de porcelana predominantemente vítrea de 3 mm durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED a través de un bloque de porcelana predominantemente vítrea de 4 mm durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED a través de bloques de porcelanas vítreas con relleno particulado de 3 mm durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED a través de bloques de porcelanas vítreas con relleno particulado de 4 mm durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminadas con lámpara LED a través de un bloque de porcelana policristalina de 1,5 mm durante 60 segundos.

Determinar la profundidad de foto-polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED a través de un bloque de porcelana policristalina de 3 mm durante 60 segundos.

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

Materiales y Métodos

Este trabajo 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 especímenes de porcelanas para estructuras libres de metal de las siguientes marcas comerciales.

- Mark II (Vita): Es una cerámica feldespática predominantemente vítrea, compuesta principalmente por partículas vítreas de alta fusión. Además contiene colorantes y opacificadores. Está indicada según el fabricante para realizar inlays, onlays, carillas y coronas unitarias de piezas anteriores. Posee una resistencia flexural de ~120 MPa.
- Finesse All-Ceramic (Dentsply): Es una cerámica feldespática con relleno de leucita (~40-55% de masa), contiene además colorantes y opacificadores. Está indicada según el fabricante para realizar inlays, onlays, carillas y coronas unitarias de piezas anteriores. Posee una resistencia flexural de ~125 MPa.
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent): Es una cerámica de disilicato de litio (~70% vol.) correspondiente a una vitro-cerámica, la cual es una sub-clasificación de las cerámicas con relleno particulado. Está indicada según el fabricante para realizar inlays, onlays, carillas, coronas unitarias, puentes de hasta tres piezas que no abarquen más hacia distal del segundo premolar. Posee una resistencia flexural de ~400 MPa.
- Cercon (Dentsply): Es una cerámica policristalina de óxido de zirconio (~92% masa) estabilizado con óxido de Itrio (~5% masa), y alúmina y sílice (~1% masa). Está indicada según el fabricante para realizar coronas unitarias, puentes de hasta 38 mm de longitud anatómica cuando se tienen dos pilares, puentes multi-unitarios con dos intermediarios máximos entre pilares. Posee una resistencia flexural de ~1200 MPa.

Con las porcelanas Mark II, Finesse e IPS e.max Press se elaboraron bloques de 3 y 4 mm de alto, con un diámetro mínimo de 7mm. Con la porcelana Cercon se elaboraron bloques de 1,5 y 3 mm de alto, con un diámetro mínimo de 7mm. Con las porcelanas Mark II, Finesse e IPS e.max Press se utilizaron grosores mayores debido a que con ellas es posible realizar estructuras completas para restauraciones indirectas, siendo solamente maquillados en su capa externa para otorgar aspecto natural. En cambio con Cercon siempre es necesario utilizar una capa superficial de porcelana vítrea para poder lograr estética, ya que es extremadamente opaco y no posee buenas cualidades ópticas.

La resina utilizada fue Wave hv (SDI). Corresponde a una resina compuesta fluida nano-híbrida de foto-polimerización. El color utilizado en este experimento fue A3.

La fuente lumínica utilizada fue Raddi Plus. Corresponde a una lámpara de foto-polimerización LED de segunda generación. Tiene un rango de longitud de onda de 440-480 nm, con un peak natural en ~460 nm. Posee un máximo de intensidad total 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. La lámpara se apaga automáticamente 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. Adjuntamente la lámpara fue probada con Radiómetro LED (SDI) antes de iniciar el experimento y al finalizarlo. El radiómetro LED es capaz de detectar longitudes de onda en el rango de 400-525 nm y dar lecturas desde 0 hasta 2000 mW/cm².

El formador metálico consistió en una placa metálica de 4mm de alto con perforaciones de 6mm de diámetro, la cual fue colocada sobre otra placa metálica de mayor tamaño que posee unos cilindros sobresalientes en su estructura que permite la colocación de la primera placa y limitan su movimiento, como se muestra en la figura 1.



Fig.1 Formador metálico.

El formador metálico fue llenado en sólo una de sus perforaciones con la resina compuesta fluida hasta enraizar con la superficie, luego se colocó un cubreobjetos de vidrio transparente y sobre él un espécimen de porcelana y se aplicó la luz con la lámpara LED hasta que ésta se apagara automáticamente a los 60 segundos. Esto está esquematizado en la figura 2.

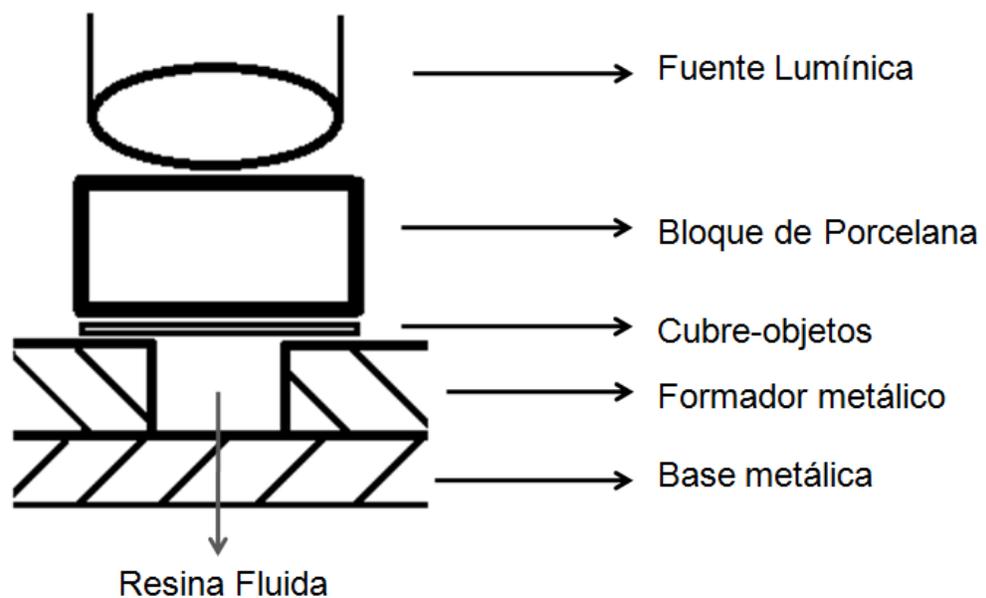


Fig.2 Esquema del proceso de foto-polimerización.

Por cada grupo de prueba se hicieron 20 muestras, realizando sólo una muestra a la vez y comprobando el funcionamiento de la lámpara con el radiómetro incorporado en su base cada 5 muestras. De este modo se obtuvieron 8 grupos de prueba con 20 muestras cada uno: Mark II 3mm, Mark II 4mm, Finesse 3mm, Finesse 4mm, IPS e.max Press 3mm, IPS e.max Press 4mm, Cercon 1,5mm y Cercon 3mm.

Terminada la iluminación se retiró la resina del formador metálico y mecánicamente se removió el material no polimerizado con una espátula plástica, tal como lo indica la norma ISO 4049 para materiales de obturación y cementación basados en resina [62], obteniendo así un cilindro de resina compuesta polimerizada.

Como grupo control se foto-polimerizó probetas de resina compuesta fluida de 4mm de alto con 40 segundos de iluminación sin interposición de porcelana.

La medición de profundidad de polimerización fue registrada mediante un micrómetro digital marca Litz, de fabricación alemana, determinando así la altura de la porción de resina polimerizada.

Los resultados fueron tabulados y sometidos a análisis estadísticos para determinar diferencias entre los grupos. Para ello se utilizó el programa SPSS Statics (IBM), con el se realizó estadística de tipo descriptiva de cada grupo, se evaluó la distribución de los grupos, la homogeneidad de las varianzas y comparación de medias.

Es importante señalar que el grupo compuesto por Cercon 3mm no presentó polimerización, por lo que el valor de los resultados para esta prueba es constante, así que no puede considerarse una variable, por lo que es excluido de los análisis grupales para estudiar la distribución, homogeneidad de varianzas y test ANOVA. De ser incluido en pruebas grupales afectaría la validez de los resultados de éstas. Sin embargo dicho grupo aún puede ser incluido en las comparaciones múltiples de medias ya que realiza contrastes entre dos grupos a la vez.

Lo primero que se evaluó fue la distribución de los distintos grupos por separados y juntos para la variable profundidad de polimerización. Para el estudio de cada

grupo por separado se utilizó el test de Shapiro-Wilk, que se recomienda cuando se estudian menos de 50 muestras. Para estudiar todos los grupos juntos se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov, que se recomienda cuando se estudian más de 50 muestras, en este caso 140.

Se evaluó la homogeneidad de las varianzas entre los distintos grupos mediante el estadístico de Levene, dando paso así la comparación de medias de los distintos grupos por medio del test de ANOVA, éste funciona bajo condiciones de distribución normal y varianzas homogéneas. Aunque ANOVA es capaz de señalar la presencia de diferencias entre medias de grupos, no es capaz de señalar cuáles son exactamente, por lo que es necesario realizar múltiples comparaciones de medias entre pares de grupos, para ello se utiliza la corrección de Bonferroni ($\alpha=.05$), recomendada cuando la cantidad de comparaciones son pocas y las varianzas homogéneas.

Resultados

Antes de detallar los resultados es importante señalar que al controlar el funcionamiento de la lámpara mediante el radiómetro integrado en su base se obtuvo siempre el valor máximo. Además al medir con Radiómetro LED (SDI) antes y después del experimento se obtuvieron lecturas de 1483 mW/cm² y 1485 mW/cm² respectivamente.

A continuación se muestran los resultados de los distintos test estadísticos, comenzando por una descripción general de los resultados obtenidos en la tabla 1.

Tabla 1. Estadística Descriptiva por Marca de Porcelana

Profundidad de Polimerización

Porcelanas	N	Media	Desv. Estándar	Error Estándar	Mínimo	Máximo
Finesse 3mm	20	3,4970	,14371	,03214	3,14	3,80
Finesse 4mm	20	2,7505	,19890	,04448	2,32	3,01
IPS e.max Press 3mm	20	2,9020	,22400	,05009	2,29	3,29
IPS e.max Press 4mm	20	2,0175	,12358	,02763	1,80	2,23
Mark II 3mm	20	3,2985	,16014	,03581	2,95	3,55
Mark II 4mm	20	2,8435	,09472	,02118	2,58	2,99
Cercon 1,5mm	20	2,7685	,18207	,04071	2,37	3,09
Cercon 3mm	20	,0000	,00000	,00000	,00	,00
Control (+)	8	4,0038	,02200	,00778	3,97	4,03
Total	168	2,5808	1,07014	,08256	,00	4,03

En la tabla 2 se resumen los resultados del estudio sobre distribución de cada grupo, realizado con el test de Shapiro-Wilk. En todos los grupos la significancia es mayor a 0,05, por lo que no se puede rechazar la hipótesis nula de la prueba que consiste en que la distribución de las muestras es normal.

Tabla 2. Test Shapiro-Wilk por grupo

Porcelana	Sig.
Finesse 3mm	,499
Finesse 4mm	,168
IPS e.max Press 3mm	,258
IPS e.max Press 4mm	,270
Mark II 3mm	,167
Mark II 4mm	,123
Cercon 1,5mm	,769
Control (+)	,314

Como se menciona anteriormente el grupo correspondiente a la porcelana Cercon 3mm no es sometido a análisis de distribución debido a que posee un valor constante de 0, por no presentar polimerización. Por lo tanto no es considerado en la tabla 2 ni en la tabla 3.

La tabla tres muestra los resultados del test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov, con es cual se estudia la distribución de todas las muestras juntas. Nuevamente el valor es superior a 0,05, por lo que se puede afirmar que la distribución de las muestras es normal.

Tabla 3. Test Kolmogorov-Smirnov

		Profundidad de Polimerización
N		140
Diferencias más extremas	Absoluta	,110
	Positiva	,074
	Negativa	-,110
Significancia		,067

En la tabla 4 se muestra el resultado del test de homogeneidad de la muestra, obteniendo este un valor superior a 0,05. Nuevamente no se rechaza la hipótesis nula que supone homogeneidad de las varianzas.

Tabla 4. Test de Homogeneidad de Varianzas

Profundidad de Polimerización

Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
2,074	6	133	,060

En la tabla 5 se muestra los resultados del test ANOVA, obteniendo un valor de significancia menor a 0,05, por lo que es posible rechazar la hipótesis nula y decir que existe diferencia de medias entre los grupos.

Tabla 5. Test ANOVA

Profundidad de Polimerización

	Sumas Cuadráticas	df	Medias Cuadráticas	F	Sig.
Entre Grupos	26,596	6	4,433	160,411	,000
Dentro de los Grupos	3,675	133	,028		
Total	30,271	139			

En las tablas 6, 7 y 8 se muestran los resultados de la comparación múltiple de medias realizada con la corrección de Bonferroni, señalando en ella la presencia o ausencia de significancia entre las distintas comparaciones.

Tabla 6. Comparaciones Múltiples

Comparaciones de Media con corrección de Bonferroni

Porcelana	Porcelana comparación	Diferencia Significativa	Sig.
Finesse 3mm	Finesse 4mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	SI	,000
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,002
	Mark II 4mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	SI	,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
Finesse 4mm	Finesse 3mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	NO	,070
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	NO	1,000
	Cercon 1,5mm	NO	1,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
IPS e.max Press 3mm	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	NO	,070
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	NO	1,000
	Cercon 1,5mm	NO	,222
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000

Tabla 7. Comparaciones Múltiples (continuación)

Comparaciones de Media con corrección de Bonferroni

Porcelana	Porcelana comparación	Diferencia Significativa	Sig.
IPS e.max Press 4mm	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	SI	,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
Mark II 3mm	Finesse 3mm	SI	,002
	Finesse 4mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	SI	,000
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 4mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	SI	,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
Mark II 4mm	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	NO	1,000
	IPS e.max Press 3mm	NO	1,000
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	NO	1,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000

Tabla 8. Comparaciones Múltiples (continuación)

Comparaciones de Media con corrección de Bonferroni

Porcelana	Porcelana comparación	Diferencia Significativa	Sig.
Cercon 1,5mm	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	NO	1,000
	IPS e.max Press 3mm	NO	,222
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	NO	1,000
	Cercon 3mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
Cercon 3mm	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	SI	,000
	IPS e.max Press 4mm	SI	,000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	SI	,000
	Control (+)	SI	,000
Control (+)	Finesse 3mm	SI	,000
	Finesse 4mm	SI	,000
	IPS e.max Press 3mm	SI	,000
	IPS e.max Press 4mm	SI	,00000
	Mark II 3mm	SI	,000
	Mark II 4mm	SI	,000
	Cercon 1,5mm	SI	,000
	Cercon 3mm	SI	,000

Al realizar las comparaciones de medias múltiples no se encontró diferencia significativa al comparar entre sí los grupos de Finesse 4mm, IPS e.max Press 3mm, Mark II 4mm y Cercon 1,5mm. El resto de las comparaciones posibles si presentó diferencia significativa.

Discusión

De acuerdo a los resultados, lo primero que llama la atención es la posibilidad de polimerizar resina fluida a través de bloques de porcelana tan gruesos como 4mm y también el poder hacerlo a través del zirconio, al cual se le atribuye una opacidad cercana al metal [26, 30, 31].

En segundo lugar que frente al mismo tiempo de exposición de 60 segundos, la mayoría de las porcelanas permite el paso de la luz, lo cual no representa un tiempo excesivo. Esto se vuelve más interesante al considerar que las porcelanas Finesse, IPS e.max Press y Mark II pueden ser utilizadas en el espesor completo de una corona para luego ser maquilladas. Si las separamos por su estructura, cada una de ellas representa un grupo diferente (Mark II es predominantemente vítrea, Finesse es vítrea con relleno particulado, IPS e.max Press es del subgrupo de las vitro-cerámicas), su principal diferencia consiste en el tipo de relleno y la manera que este es manejado durante la cocción, pero la principal similitud de estos tres tipos de cerámicas es mantener ciertas características vítreas, como permitir el paso de la luz.[26]

Es de relevancia analizar los grupos que no presentaron diferencias significativas entre sí, ya que nos señala un punto de equivalencia de profundidad de polimerización para porcelanas distintas, es así como encontramos un representante de cada grupo: Mark II 4mm, Finesse 4mm, IPS e.max Press 3mm y Cercon 1,5mm. Lo que nos permite en este estudio hacer una relación entre el grosor de la porcelana, clasificación según estructura, resistencia flexural y la profundidad de polimerización.

En cuanto al grosor, las más gruesas corresponden a Mark II 4mm y Finesse 4mm, siendo también las con menor y más similar resistencia flexural: 120 y 125 MPa respectivamente. Por otra parte las más delgadas corresponden a IPS e.max Press 3mm y Cercon 1,5, siendo también las de mayor resistencia flexural: 400 y 1200 MPa respectivamente.

Desde el punto de vista de su estructura, aquellas más gruesas se asocian a estructuras más vítreas: Mark II es predominantemente vítrea y Finesse es vítrea con relleno particulado. A su vez las más delgadas se asocian a estructuras que se alejan más de la constitución tradicional de las porcelanas dentales: IPS e.max Press es una vitro-cerámica y Cercon es una cerámica policristalina. A la luz de los resultados de este experimento la capacidad de polimerizar una resina a través de una porcelana pareciera relacionarse más con la resistencia flexural, ya que Mark II y Finesse al grosor de 4mm presentan profundidades de polimerización iguales, teniendo ambas resistencias flexurales similares, pero son de tipos estructurales diferentes.

Es importante señalar que acá se presenta un acercamiento inicial a la posibilidad de polimerizar resina a través de porcelana. Si bien existe un estudio en donde se evalúa la cantidad de luz que es capaz de traspasar la porcelana, no es un indicador de cuanta polimerización puede producirse [30, 31]. En cierto modo dicho estudio se contrapone con los resultados obtenidos en el presente trabajo con respecto al zirconio, ya que lo sitúa con valores de opacidad casi iguales al metal, pero en nuestra investigación vemos que el comportamiento es diferente y que la luz es capaz de ir a través del zirconio y polimerizar una resina fluida, concordando con resultados obtenidos por Baldissara desde el punto de vista de la trans-iluminación [63].

Estudios han revelado que al aumentar el grosor del material (vidrio ionómero o estructura dentaria) que se interpone entre la fuente iluminadora y la resina disminuye la profundidad de polimerización [3, 17]. Además se ha comprobado que al aumentar el grosor de la porcelana se genera una reducción exponencial de la intensidad de la luz, medidos en grosores de hasta 4 mm [64]. En dicho estudio Lee demostró que la intensidad de la luz llega a valores cercanos a 0 mW/cm² cuando el grosor de la porcelana fue de 4mm, sin embargo la fuente de luz utilizada fue una halógena que generaba valores de ~500 mW/cm². En el presente estudio fue posible polimerizar resina a través de grosores de 4mm de porcelana, esto se puede atribuir a la tecnología diferente utilizada en la fuente emisora de luz, como es la lámpara LED de segunda generación.

Es necesario cuestionar procedimientos actuales, más específicamente las indicaciones del cemento de resina de curado dual, el cual fue diseñado para compensar la dificultad de la luz para atravesar de manera suficiente ciertos materiales utilizados en restauraciones indirectas. Se sabe que es necesaria su foto-polimerización para alcanzar la completa polimerización, pero actualmente han aparecido indicios de que los agentes foto-iniciadores pueden interactuar con los agentes auto-polimerizadores inhibiendo de todas formas la completa polimerización. Aparentemente esto puede ser compensado esperando 5-10 minutos antes de aplicar luz, ya que así se permitirá el correcto accionar del auto-polimerizador, pero es poco factible de llevar a la práctica clínica ya que aumenta considerablemente los tiempos de trabajo [32]. Es interesante pensar en la real necesidad de los cementos de curado dual, ya que se usan para compensar la imposibilidad de la llegada de luz a la interfase, pero necesitan de la foto-polimerización para alcanzar sus máximas propiedades físicas, presentando así un contrasentido en su utilización y finalmente polimerizando sólo por activación química. Tal vez en aquellos casos en que no puede llegar la luz a la zona de interfase es preferible usar un cemento de resina de auto-polimerización y en aquellos casos en que sea factible la iluminación de la zona de interfase usar un cemento de fotopolimerización.

Se ha dicho que el uso de los cementos de foto-curado está limitado a situaciones como la cementación de carillas o inlays superficiales, en donde el grosor o el color de la restauración no afectan la habilidad polimerizadora de la luz para curar el cemento [14, 32]. No obstante debido a la constante mejora en los sistemas foto-polimerizadores no es posible tomar dicha afirmación como una verdad actual. Es importante reevaluar los cementos de resina de foto-polimerización como medio de cementación y bajo qué circunstancias pueden ser utilizados. Con los actuales avances en las fuentes de iluminación quizás es posible aumentar y revitalizar sus indicaciones. De ser posible sería de gran interés clínico ya que los cementos de resina de foto-polimerización presentan una serie de ventajas en su utilización como la estabilidad del color, no presentar limitaciones de tiempo en su manejo, una técnica de manipulación más sencilla, y la polimerización según la

necesidad, que permite evaluar con tranquilidad el correcto posicionamiento y asentamiento de la restauración [10, 32].

Es así como se evidencia la importancia de reevaluar los instrumentos y técnicas de la odontología para determinar sus reales limitaciones bajo las actuales circunstancias del desarrollo de la ciencia de los materiales dentales, en este caso nuevas fuentes de iluminación en procedimientos con materiales marginados de algunas prácticas clínicas, como lo es la utilización de resina fluida de fotopolimerización como material de cementación de estructuras libres de metal más extensas. Sólo de este modo es posible tomar la mejor decisión frente al diario desafío que representan los procedimientos restauradores.

Conclusiones

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

Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelanas para estructuras libres de metal de distintos grosores.

El grosor, composición, estructura y resistencia flexural de las porcelanas para estructuras libres de metal influyen en la profundidad de foto-polimerización de resina fluida a través de ellas.

Es posible foto-polimerizar resina a través de bloques de porcelana para estructuras libres de metal, a excepción de la porcelana policristalina de zirconio Cercon (Dentsply) de 3mm de grosor, por lo que el grosor del zirconio influye en mayor manera en la profundidad de foto-polimerización.

Es necesaria mayor investigación respecto a la posibilidad de la utilización de resinas fluidas como cemento de fotopolimerización de estructuras de porcelanas libres de metal, sin embargo esta investigación apunta a que ello podría ser factible.

Resumen

La odontología restauradora busca sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales que restablezcan la función y el aspecto de los dientes, cuando el daño es extenso es necesaria una restauración indirecta.

Para que una restauración indirecta sea exitosa intervienen diferentes factores, entre los cuales podemos mencionar la técnica de cementación y las propiedades del agente cementante.

Debido a las ventajas que presentan los cementos de resina estos se han convertido en el material de elección para la cementación de restauraciones estéticas indirectas de porcelana libres de metal. Los cementos foto-polimerizables ofrecen la ventaja de un mayor tiempo de trabajo, mejor control sobre el asentamiento de la restauración y mayor estabilidad de color. Una desventaja es que la luz para polimerizar no llegue a todos los sitios, como se piensa que sucede con las porcelanas utilizadas en estructuras libres de metal, es así que evaluar el grado de polimerización del cemento toma importancia.

Un acercamiento inicial es determinar la profundidad de foto-polimerización de un cemento de resina fluida al interponer porcelana para estructuras libres de metal.

Para ello se foto-polimerizó resina compuesta fluida marca Wave hv (SDI) dentro de un formador cilíndrico metálico a través de bloques de porcelanas de cuatro tipos, de dos grosores cada uno: Mark II (Vita) de 3 y 4mm, Finesse (Dentsply) de 3 y 4 mm, IPS e.max Press (Ivoclar) 3 y 4mm, y Cercon (Dentsply) de 1,5 y 3mm. Se utilizó una lámpara LED Radium Plus (SDI) capaz de emitir ~1500 mW/cm² con una exposición de 60 segundos. Se retiró la resina del formador y se eliminó el material sin polimerizar con una espátula plástica. Con un micrómetro se midió la altura de los cilindros.

Finalmente existió diferencia significativa en la profundidad de foto-polimerización entre la mayoría de los grupos de prueba. Los grupos de Mark II 4mm, Finesse 4mm, IPS e.max 3mm y Cercon 1,5mm no presentaron diferencia entre sí.

Se puede concluir que es posible polimerizar resina fluida a través de bloques de porcelanas utilizadas para estructuras libres de metal, excepto a través de zirconio (Cercon) de 3mm de grosor. La profundidad de polimerización es dependiente del grosor, estructura y composición de las porcelanas.

Referencias

1. Urzúa, I. and F. Stanke, 1999, *Nuevas estrategias en Cariología, factores de riesgo y tratamiento*. 1° ed. 125 p. p:13-17.
2. Barrancos Mooney, J. and P.J. Barrancos, 2006, *Operatoria dental : integración clínica*. 4ª ed. Buenos Aires ; Madrid: Médica Panamericana. XXXVIII, 1306 p.
3. Ehrmantraut, M. and M. Bader, 1994, *Polimeración de resinas compuestas a través de estructuras dentarias*. Rev. Fac. Odontol. Univ. Chile. **12**(2): p. 22-27.
4. Anusavice, K.J., 2004, *Phillips, ciencia de los materiales dentales*. 11ª ed. Madrid: Elsevier España. XXV, 805 p.
5. Craig, R.G., J.M. Powers, and J.C. Wataha, 2004, *Dental materials : properties and manipulation*. 8th ed. St. Louis, Mo.: Mosby. vii, 348 p.
6. Bader, M., et al., 1997, *Biomateriales Dentales*. 1 ed.
7. Ozturk, N. and F. Aykent, 2003, *Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system*. J Prosthet Dent. **89**(3): p. 275-81.
8. Diaz-Arnold, A.M., M.A. Vargas, and D.R. Haselton, 1999, *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*. J Prosthet Dent. **81**(2): p. 135-41.
9. Hill, E.E., 2007, *Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations*. Dent Clin North Am. **51**(3): p. 643-58, vi.
10. Pegoraro, T.A., N.R. da Silva, and R.M. Carvalho, 2007, *Cements for use in esthetic dentistry*. Dent Clin North Am. **51**(2): p. 453-71, x.
11. Ferracane, J.L., 2011, *Resin composite--State of the art*. Dental Materials. **27**(1): p. 29-38.
12. Ozyesil, A.G., A. Usumez, and B. Gunduz, 2004, *The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration*. J Prosthet Dent. **91**(2): p. 151-7.
13. Attar, N., L.E. Tam, and D. McComb, 2003, *Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites*. J Can Dent Assoc. **69**(8): p. 516-21.
14. Caughman, W.F., D.C. Chan, and F.A. Rueggeberg, 2001, *Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations*. J Prosthet Dent. **86**(1): p. 101-6.
15. El-Mowafy, O.M. and M.H. Rubo, 2000, *Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements*. J Can Dent Assoc. **66**(3): p. 147.
16. Spohr, A.M., et al., 2003, *Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic*. Int J Prosthodont. **16**(3): p. 277-82.
17. Ehrmantraut, M. and M. Bader, 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.

18. Krifka, S., et al., 2010, *Resin monomer-induced differential activation of MAP kinases and apoptosis in mouse macrophages and human pulp cells*. *Biomaterials*. **31**(11): p. 2964-75.
19. Barceleiro Mde, O., et al., 2003, *Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite*. *Oper Dent*. **28**(4): p. 423-8.
20. Anderson, M.H., M.P. Molvar, and L.V. Powell, 1991, *Treating dental caries as an infectious disease*. *Oper Dent*. **16**(1): p. 21-8.
21. Uribe Echevarría, J., 1990, *Operatoria dental : ciencia y práctica*. Madrid: Ediciones avances Médico-Dentales. 385 p.
22. Ferracane, J.L., 1995, *Current trends in dental composites*. *Crit Rev Oral Biol Med*. **6**(4): p. 302-18.
23. Pereira, S.G., et al., 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.
24. Barszczewska-Rybarek, I.M., 2009, *Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA*. *Dent Mater*. **25**(9): p. 1082-9.
25. Santini, A., 2010, *Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials*. *Dent Update*. **37**(4): p. 214-6, 218-20, 223-7.
26. Kelly, J.R., 2004, *Dental ceramics: current thinking and trends*. *Dent Clin North Am*. **48**(2): p. viii, 513-30.
27. Giordano, R., 2002, *A comparison of all-ceramic restorative systems*. *J Mass Dent Soc*. **50**(4): p. 16-20.
28. Raigrodski, A.J., 2003, *Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations*. *Pract Proced Aesthet Dent*. **15**(6): p. 469-76; quiz 477.
29. Andersson, M. and A. Oden, 1993, *A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain*. *Acta Odontol Scand*. **51**(1): p. 59-64.
30. Heffernan, M.J., et al., 2002, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials*. *J Prosthet Dent*. **88**(1): p. 10-5.
31. Heffernan, M.J., et al., 2002, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. *J Prosthet Dent*. **88**(1): p. 4-9.
32. Manso, A.P., et al., 2011, *Cements and adhesives for all-ceramic restorations*. *Dent Clin North Am*. **55**(2): p. 311-32, ix.
33. Meyer, J.M., M.A. Cattani-Lorente, and V. Dupuis, 1998, *Compomers: between glass-ionomer cements and composites*. *Biomaterials*. **19**(6): p. 529-39.
34. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and B.J. Crispin, 1998, *Dental luting agents: A review of the current literature*. *J Prosthet Dent*. **80**(3): p. 280-301.
35. O'Brien, W.J., 2008, *Dental materials and their selection*. 4th ed. Hanover Park, IL: Quintessence Pub. Co. xiii, 425 p.
36. Wettstein, F., et al., 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.
37. Glasspoole, E.A., R.L. Erickson, and C.L. Davidson, 2002, *Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel*. *Dent Mater*. **18**(6): p. 454-62.

38. Yiu, C.K., et al., 2004, *Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin*. J Dent Res. **83**(4): p. 283-9.
39. Pereira, S.G., et al., 2010, *Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements*. Dent Mater. **26**(7): p. 710-8.
40. Pashley, D.H., et al., 2011, *State of the art etch-and-rinse adhesives*. Dent Mater. **27**(1): p. 1-16.
41. Van Meerbeek, B., et al., 2011, *State of the art of self-etch adhesives*. Dent Mater. **27**(1): p. 17-28.
42. Breschi, L., et al., 2008, *Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface*. Dent Mater. **24**(1): p. 90-101.
43. Cheong, C., et al., 2003, *Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems*. Oper Dent. **28**(6): p. 747-55.
44. Sanares, A.M., et al., 2001, *Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites*. Dent Mater. **17**(6): p. 542-56.
45. Suh, B.I., et al., 2003, *Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers*. J Adhes Dent. **5**(4): p. 267-82.
46. Carvalho, R.M., et al., 2004, *Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine*. J Dent. **32**(1): p. 55-65.
47. Itthagarun, A., et al., 2004, *Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part III. Evidence from fluid conductance and artificial caries inhibition*. Am J Dent. **17**(6): p. 394-400.
48. Tay, F.R., et al., 2004, *Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence*. Am J Dent. **17**(5): p. 315-22.
49. Tay, F.R., et al., 2004, *Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence*. Am J Dent. **17**(4): p. 271-8.
50. Tay, F.R., et al., 2002, *Single-step adhesives are permeable membranes*. J Dent. **30**(7-8): p. 371-82.
51. King, N.M., et al., 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.
52. Cury, A.H., et al., 2006, *Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts*. J Endod. **32**(6): p. 537-40.
53. Goracci, C., et al., 2005, *The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts*. J Endod. **31**(8): p. 608-12.
54. Rueggeberg, F.A., 2011, *State-of-the-art: dental photocuring--a review*. Dent Mater. **27**(1): p. 39-52.
55. Stansbury, J.W., 2000, *Curing dental resins and composites by photopolymerization*. J Esthet Dent. **12**(6): p. 300-8.
56. Teshima, W., et al., 2003, *ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes*. Biomaterials. **24**(12): p. 2097-103.

57. Weniger, K., J. Helfmann, and G. Müller, 2005, *Penetration depth of light for argon laser curing of dental composites*. Medical Laser Application. **20**(1): p. 71-76.
58. Dunn, W.J. and A.C. Bush, 2002, *A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units*. J Am Dent Assoc. **133**(3): p. 335-41.
59. Rueggeberg, F.A., J.S. Blalock, and R.S. Callan, 2005, *LED curing lights--what's new?* Compend Contin Educ Dent. **26**(8): p. 586, 588, 590-1.
60. Shortall, A.C., 2005, *How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite*. J Oral Rehabil. **32**(12): p. 906-11.
61. Uhl, A., B.W. Sigusch, and K.D. Jandt, 2004, *Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials*. Dent Mater. **20**(1): p. 80-7.
62. Moore, B.K., et al., 2008, *Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades*. Oper Dent. **33**(4): p. 408-12.
63. Baldissara, P., et al., 2010, *Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems*. J Prosthet Dent. **104**(1): p. 6-12.
64. Lee, I.B., et al., 2008, *Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements*. Dent Mater. **24**(8): p. 1141-7.