

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

“Estudio comparativo *in vitro* de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de porcelana”

Carlos Alejandro Bórquez Vera

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

TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales

TUTORES ASOCIADOS
Prof. Dr. Roberto Baeza Weinmann

Santiago-Chile
2006

DEDICATORIA

A mis padres y hermana, por todo su amor, esfuerzo y apoyo incondicional,
también a mi novia, por todo su amor y compañía.

AGRADECIMIENTOS

- Al Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut y al Prof. Dr. Roberto Baeza , mi más profundo agradecimiento por brindarme apoyo y ayuda durante la realización de este trabajo.
- Al Laboratorio Dental Carlos Novoa, por su tiempo, ideas y colaboración en la confección de los modelos de prueba de porcelana utilizados en este estudio.
- A Don Mario Herrera, gerente de la Casa Dental SDI, quien amablemente contribuyó con materiales para este estudio.
- A mis padres y hermana por su entrega, constante colaboración y motivación.
- A mi novia por toda su paciencia, cariño y apoyo en la realización de este trabajo.

ÍNDICE

	Páginas
INTRODUCCIÓN.....	1
MARCO TEÓRICO.....	6
HIPÓTESIS.....	52
OBJETIVOS.....	53
MATERIALES Y MÉTODO.....	55
RESULTADOS.....	62
DISCUSIÓN.....	68
CONCLUSIONES.....	76
SUGERENCIAS.....	77
RESUMEN.....	78
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	80

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 ya producido por la enfermedad en su fase terminal(1,2).

Uno de los objetivos de un tratamiento restaurador es el reemplazo de la estructura dental perdida. Para que este reemplazo sea efectivo, hoy en día las restauraciones, aparte de ser durables y funcionales deben tener en consideración el aspecto óptico, debido a que la demanda de los pacientes por restauraciones estéticas ha aumentado de manera considerable, involucrando, además del sector anterior, el sector posterior de la cavidad bucal (3,4).

Para conseguir dichos propósitos 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).

Uno de los materiales que cumplen con estos requisitos son aquellos de origen cerámico de restauración indirecta, 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 metal-cerámica (6).

La elección de la 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 una alta resistencia mecánica a las fuerzas compresivas, considerable resistencia a la abrasión debido a su gran dureza , además de ser malas conductoras térmicas y eléctricas(6,7).

Para que una restauración de tipo indirecta, como lo son las restauraciones de porcelana, sean exitosamente llevadas a cabo intervienen diferentes factores, entre los que podemos mencionar la técnica de cementación y las propiedades del agente cementante o cemento (3,8).

Entre de 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 fotopolimerizables, autopolimerizables y de polimerización dual, con el fin de satisfacer las distintas demandas clínicas. A pesar de los avances de los materiales con distintas forma de polimerización, éstos pueden presentar ciertas desventajas a la hora de cementar restauraciones estéticas indirectas (4, 9, 10,11).

Los cementos de resina son útiles para la cementación de restauraciones en los casos que las preparaciones carezcan de una retención óptima y de formas de resistencia adecuadas (9). Ellos se adhieren a la pieza dentaria del mismo modo en que lo hacen las restauraciones de resina compuesta, es decir, a través de la aplicación de un adhesivo (resina fluida sin relleno) sobre una superficie, ya sea esmalte y/o dentina, previamente tratada con grabado ácido (12). Al mismo tiempo, logran unirse químicamente a las restauraciones de resina compuesta y a las porcelanas silanizadas, necesitando de múltiples pasos que son sensibles a la técnica (9).

Debido a todas las ventajas que presentan los cementos de resina es que estos se han convertido en el material de elección para la cementación de restauraciones de tipo

estéticas, como por ejemplo, incrustaciones y carillas de resinas compuestas o cerámicas (9).

Al comparar estos distintos tipos de cementos, los productos fotopolimerizables, entre ellos las resinas flow, 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 (4,10). 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 conversión de monómeros a polímero puede ser tóxico para las estructuras vivas. Este parámetro es considerado también un factor clave en la modificación del perfil del material, afectando un amplio rango de las propiedades mecánicas y pudiendo potencialmente causar reacciones biológicas adversas (4,10).

De este modo es que toma relevancia determinar la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas, y evaluar como la interposición de porcelana influye en la polimerización de éstas, considerando su indicación para la cementación de restauraciones indirectas, la cual está basada principalmente en las ventajas que ofrecen estas resinas en sus propiedades ópticas y físicas, al compararlas con los cementos de resina (13).

Apoyado en todo lo anterior, el propósito de este trabajo es evaluar *in vitro* la profundidad de fotopolimerización de muestras de resina compuesta fluida, al variar los tiempos de exposición de luz, interponiendo bloques de porcelana de distintos grosores.

MARCO TEÓRICO

El ejercicio profesional del odontólogo enfrenta diariamente al desafío de dar solución a las necesidades del paciente, siendo la enfermedad de mayor prevalencia la caries, la cual puede llegar a comprometer la permanencia de las piezas afectadas en estados avanzados. Frente a ella, y dependiendo del grado de avance en que ésta se encuentre, el profesional va poder actuar de distintas maneras, ya sea mediante acciones preventivas, limitando el daño en forma precoz o realizando la rehabilitación del tejido perdido (1,2).

En estos dos últimos puntos es donde entra en juego la odontología restauradora, la cual tiene una serie de objetivos con tal de devolver la forma y función perdidas, ya sea por caries, traumatismos o alteraciones morfológicas; estos son los objetivos que persigue la odontología restauradora:

- Devolver la forma anatómica

- Armonía óptica con el remanente dentario
- Integridad marginal que impida la aparición de una interfase diente-restauración
- Devolver y mantener la salud del complejo pulpodentinario y el estado óseo- periodontal.
- Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal (2).

Gracias al avance de la ciencia, el campo de los biomateriales odontológicos se encuentra en una constante evolución, principalmente en lo que se refiere a materiales destinados a la restauración del tejido perdido y satisfacer de la mejor manera las cada vez más altas expectativas del paciente, en busca de un material con propiedades físicas, mecánicas, biológicas y estéticas adecuadas (1).

Uno de los materiales que cumplen con estos requisitos son los materiales cerámicos, por lo que el desarrollo de estos materiales ha tenido un gran avance en los últimos tiempos. La técnica de cerámica fundida sobre metal data desde 1927 y debido a su confiabilidad se ha convertido en la normativa para coronas y puentes fijos. Esta tecnología universalmente aplicable combina un material elástico (metal) que otorga una estabilidad mecánica y buen ajuste con otro (cerámica) que cumple con los requisitos

estéticos. La fabricación involucra la obtención por sinterización de una mezcla de cerámica en polvo con líquido sobre la superficie de la estructura metálica.

Este gran interés por el uso de los sistemas cerámicos o de porcelana implica una correcta evaluación de las limitantes tanto mecánicas como de manipulación del material, con la finalidad de lograr resultados adecuados a los requerimientos del paciente.

Existen indicaciones clínicas precisas para el uso de los materiales cerámicos , ya sean para coronas totales de porcelana, carillas, incrustaciones de porcelana o bien de metal cerámica; aprovechando las cualidades de los materiales cerámicos de manera lo más ventajosa posible.

La resistencia, dureza y rango de colores similares a los del diente ofrecen grandes ventajas para utilizar la porcelana como material de restauración; a la vez, su fragilidad, la dificultad en hacer concordar los colores y los problemas asociados con la compensación de la contracción que se produce durante su cocción son desventajas que su uso implica(14).

Las porcelanas dentales son definidas como materiales cerámicos conformados por la combinación de una matriz vítrea amorfa e irregular, en la cual se encuentra inmersa una fase cristalina dispersa.

La fase cristalina esta conformada por elementos infundibles unidos por una fase vítrea, de menor temperatura de fusión, siendo de una transparencia menor que la del vidrio.

Las porcelanas están indicadas para la confección de:

Dientes para prótesis.

Incrustaciones (Inlays u Onlays).

Coronas fundas sin soporte metálico.

Como material estético en prótesis fija unitaria o plural en la técnica metal-porcelana.

Carillas.

La utilización más exitosa de las porcelanas desde el punto de vista estético es la restauración unitaria de dientes muy destruidos, o deformados, mediante coronas (14,15).

La incrustación de porcelana se emplea en menor proporción para la restauración de piezas dentarias, principalmente por lo difícil que resulta obtener un adecuado ajuste de los márgenes de la cavidad y en lograr una concordancia exacta de color y translucidez con las del diente, requisitos indispensables especialmente en dientes anteriores. El éxito en este tipo de restauraciones exige una técnica clínica y de procedimientos de laboratorio altamente depurada.

Entre las clasificaciones hechas sobre las diferentes técnicas para trabajar las cerámicas, la más clásica realiza una división en dos grupos: sistemas metalocerámicos, que combinan base metálica con una estructura de porcelana y sistemas totalmente cerámicos, que son enteramente de porcelana.

En la actualidad, la técnica de porcelana fundida sobre aleaciones de alta temperatura de fusión, es la de mas amplio uso en prótesis fija para la confección de coronas y puentes, esto gracias al desarrollo de aleaciones que permiten una concordancia entre los coeficientes de expansión térmica de la porcelana con el de los metales para lograr una adecuada unión entre las dos partes. En la construcción de coronas o puentes fijos se emplea la combinación de una estructura metálica como soporte, y porcelana que se funde sobre este soporte, para conformar la parte estética de las piezas que son restauradas.

Las porcelanas son utilizadas además para la confección de dientes artificiales para prótesis, siendo fabricados industrialmente. Se dispone de dientes o juegos de dientes de excelente calidad y de una amplia variedad de moldes y tonalidades, aunque en la actualidad han sido reemplazados en gran proporción por los dientes para prótesis confeccionados en acrílico, o resinas compuestas.

La composición de una porcelana de uso odontológico y de una usada en el hogar o en la industria como por ejemplo la loza es esencialmente la misma, diferenciándose en las proporciones de los componentes primarios y en los procedimientos de cocción. Por lo tanto la calidad de cualquier porcelana, especialmente de uso dental, depende de la selección de sus componentes, la correcta proporción de cada una de ellos (factores que dependen del fabricante) y del control de los procesos de cocción de la porcelana (controlado por el operador).

Los componentes principales de una porcelana dental son feldespato, sílice (cuarzo) y caolín (arcilla), además se agregan a menudo otros componentes como potasio, soda o cal para obtener propiedades especiales y óxidos metálicos o pigmentos.

Los fabricantes no publican las formulas exactas de sus porcelanas , pero formulas aparecidas en la literatura nos indican que el feldespato constituye entre el 75%

y 85% del total del material cerámico, el cuarzo entre un 12% o 22%, y el caolín un 3% a un 5 %, los pigmentos constituyen un pequeño porcentaje de la mezcla(14).

El feldespato es un material cristalino y opaco con un color entre el gris y el rosado, es un silicato de aluminio y potasio, que al fundir alrededor de 1300°C, pasa a constituir una estructura vítrea manteniendo la forma que se le da sin redondearse, a menos que sea sobrecalentando, es el componente que conforma la matriz vítrea de las porcelanas y permite que las restauraciones con este material mantengan su forma durante la cocción.

El sílice es otro importante componente de la porcelana, por lo cual se deben utilizar cristales lo más puros posible. Permanece inalterado a las altas temperaturas que normalmente son utilizadas en la cocción de la porcelana, lo que entrega una estabilidad a la masa durante el calentamiento y un armazón para los demás componentes. Confiere además resistencia a las porcelanas, actúa como sustancia nucleante o de relleno.

El caolín o arcilla fina es un polvo blanco, siendo necesario de un tamaño determinado para ser utilizado en los polvos cerámicos. Al ser mezclada con agua se hace pegajosa y contribuye a que la masa de porcelana sea trabajable y se pueda moldear. Al ser calentado a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las

partículas de cuarzo y les confiere opacidad. Se contrae considerablemente por lo que debe ser usada en baja proporción (14,15).

Las porcelanas dentales contienen además diversos pigmentos, colorantes que se agregan en pequeñas cantidades que permiten dar las delicadas tonalidades necesarias para imitar a los dientes naturales. Los pigmentos metálicos incluyen el óxido de titanio para obtener tonos marrón amarillento, el manganeso para color grisáceo, óxidos de hierro y níquel para el marrón, el cobalto para el azul y óxido de cobre y cromo para el verde.

Existe un grupo especial de porcelanas en las cuales es cambiado el relleno de cuarzo (SiO_2) por alúmina cristalina (Al_2O_3) como material de nucleación, son las denominadas porcelanas aluminosas; la alúmina presenta un módulo de elasticidad mayor que el cuarzo lo que le confiere mayor resistencia a la matriz vítrea de la porcelana, y además interrumpe la propagación de las grietas en forma más eficaz. Estas porcelanas presentan igual dos fases, una vítrea y otra cristalina dada por la alúmina que puede llegar a un 50% del total, durante la cocción de la porcelana no se producen cambios en la alúmina. Como desventaja, la incorporación de alúmina disminuye la translucidez de las porcelanas (son más opacas).

El vidrio seleccionado para la matriz debe tener el mismo coeficiente de expansión térmica que la alúmina para evitar fracturas por cambios térmicos y además permitir que las grietas se propaguen a través de las partículas de alúmina, lo que dificulta el avance de estas. Si el coeficiente de expansión de las dos fases es diferente las grietas se propagan entre los dos granos y la resistencia de la porcelana disminuye.

La fabricación industrial de los diferentes polvos cerámicos, tanto de las porcelanas feldespáticas como aluminosas, se realizan mezclando los diferentes componentes en determinadas proporción, que son posteriormente fundidos en hornos a altas temperaturas. La mezcla obtenida es enfriada bruscamente para preservar la matriz vítrea e inducir tensiones que facilita su posterior trituración y obtener así un fino polvo, el cual será utilizado en las confecciones de las restauraciones de porcelana. El proceso puede repetirse para agregar otros diferentes componentes como alúmina cristalina, opacificadores, óxidos o pigmentos.

Se dispone de polvos de porcelana de diversos colores y tipos, los que contienen feldespato, cuarzo, caolín, colorantes y fundentes en proporciones adecuadas según el fabricante. Después de la cocción correspondiente de la porcelana durante la confección de la restauración se tiene un material con una fase vítrea y otra fase cristalina o mineral. La fase vítrea que se forma tiene propiedades típicas del vidrio tales como la fragilidad y

la fractura sin un patrón de dirección. La fase cristalina constituida por la sílice o cuarzo hace de refuerzo o relleno (15).

Las restauraciones requieren para su confección el uso de distintos polvos cerámicos coloreados para simular las distintas porciones de la pieza dentaria, tenemos polvos de porcelana para el cuerpo o dentinario, esmalte, gingival e incisal además del opaco para enmascarar el color de la estructura de soporte de la restauración, sea este diente o metal.

La adición de fundentes es lo que permite regular la temperatura de fusión de las diferentes porcelanas, permite obtener un menor rango de temperatura de fusión, pero aumenta la tendencia de las porcelanas a deformarse durante el agregado de pigmentos o durante el glaseado.

Las porcelanas de baja fusión (870°C y 1065°C) constituyen una ventaja definida para fundirlas sobre metal, como se realiza en la técnica metal porcelana, ya que los coeficientes de expansión de la porcelana y del metal puede ser más compatibles cuando el rango de temperatura es menor.

Las porcelanas de alta fusión (1315°C y 1370°C) son consideradas de mayor resistencia, translucidez y mantienen mejor la exactitud a través de cocciones repetidas,

pero sus ventajas prácticas fundamentales es la de poder ser pigmentadas, modificadas o glaseadas durante la confección de una restauración sin que se distorsione.

Características de las Porcelanas.

- El aspecto estético de una restauración es bastante satisfactorio.
- Es compatible con los tejidos bucales.
- Alta resistencia mecánica a fuerzas compresivas.
- Presentan considerable resistencia a la abrasión debido a su gran dureza.
- La lisura superficial y la pasividad que otorga la porcelana terminada favorece la conservación de la salud de los tejidos, siendo el material de elección por lo tanto para que este en contacto con los tejidos bucales.
- Carecen de ductilidad, no se producen dislocaciones ni desplazamientos.
- Son malas conductoras térmicas y eléctricas (14,15).

Limitaciones de las Porcelanas.

- Existe complejidad en hacer concordar en forma exacta el color con los dientes naturales

- No permite márgenes de restauración excesivamente largos.
- La resistencia varía de acuerdo a la composición de la porcelana usada, manipulación y cocción.
- Debe poseer una adecuada estructura de soporte, sea dentaria o metal para evitar su fractura, debido a su fragilidad.
- Alta dureza lo que puede ocasionar desgaste en dientes antagonistas si la superficie es irregular.
- Aparatología especial y una técnica depurada (14,15).

La obtención de una restauración de porcelana requiere de una técnica prolija en cada paso de la operación. Después de preparado el diente o la preparación biológica, se toma una impresión y se obtiene un modelo de trabajo o troquel con un material adecuado. La selección del color la realiza el Odontólogo el cual dispone de muestras de cada color de porcelana en una guía de colores, y busca la mayor similitud posible con los dientes vecinos para lograr así armonía y resultados estéticos.

Las incrustaciones de porcelana se han tornado cada vez más populares durante los últimos años. Es así como hoy es posible indicar carillas vestibulares para el sector anterior,

e incrustaciones también estéticas de porcelana en el sector posterior dentario, sean Onlays o Inlays.

Este tipo de restauración pueden ser confeccionadas mediante una técnica de Colado en la cual se aplican los mismos fundamentos de la técnica de la cera perdida para colados como en el sistema DICOR. Otra técnica es la de confeccionar la restauración cerámica sobre un modelo refractario, siendo la técnica más difundida en estos momentos como la técnica IN CERAM. También existe la cerámica torneada por un moderno sistema que combina informática y odontología, como lo es el sistema CAD CAM. (14).

Por último es importante hacer notar que en la actualidad con el gran desarrollo que han tenido estos materiales, más que hablar de Porcelanas de uso Odontológico deberíamos manejar el concepto de materiales cerámicos de rehabilitación estéticos.

Otro tipo de material de rehabilitación estético corresponde a las denominadas Resinas Compuestas (Composite), que actualmente son el material restaurador de mayor uso en Chile (16). Su uso en la Operatoria dental ha aumentado gradualmente durante la pasada década, a pesar de sus mayores costos y su menor longevidad en comparación con la amalgama, debido al mejoramiento de sus propiedades y a cambios en las técnicas de restauración (17, 18,19,20).Otros factores que también han influido en su mayor uso,

corresponden a su capacidad de adhesión a la pieza dentaria, su excelente aspecto (de la mano de una mayor demanda de la población por restauraciones estéticas) y el constante debate acerca del potencial tóxico del mercurio de las Amalgamas.

Las Resinas Compuestas se pueden definir como biomateriales restauradores plásticos combinados, constituidos por la combinación de dos materiales químicamente diferentes, unidos a través de un agente de distinta naturaleza (5, 21, 22).

En consecuencia, en su composición existen tres elementos que son fundamentales:

Matriz orgánica: Que se constituye por el sistema de monómeros, siendo los más utilizados el BIS-GMA, el dimetacrilato de Uretano (UDMA) o una mezcla de ambos tipos de monómeros.

Fase inorgánica: Corresponde a las partículas de relleno, entre las que se pueden encontrar partículas de cuarzo, sílice, silicato de litio y aluminio, y de cristales de bario, estroncio o zinc.

Agentes de acoplamiento: Que habitualmente corresponden a un silano, compuesto orgánico metálico que contiene Silicio, cuya función es unir químicamente la matriz orgánica con el relleno inorgánico, a través de los grupos químicos bifuncionales que posee, capaces de reaccionar con la matriz orgánica por un lado y con las partículas de relleno por el otro, consiguiendo de este modo el acoplamiento entre ambas partes (12,22).

Estos tres componentes, matriz de resina orgánica, relleno inorgánico y agente de enlace, forman la base de las llamadas Resinas Compuestas. Estas, desde su aparición en el mercado, han ido evolucionando vertiginosamente con el fin de disminuir cada vez más aquellas propiedades negativas derivadas de los materiales orgánicos, traducidas en las restauraciones en infiltración y percolación, con la consecuente recidiva de caries, tinción de los márgenes e incluso pérdida de la restauración (16).

Para alcanzar el éxito clínico de las restauraciones de Composite, una adhesión estable a la pieza dentaria es esencial (23). Afortunadamente, desde su introducción, la técnica de grabado ácido del esmalte ha entregado una superficie ideal para la unión confiable de las Resinas Compuestas (3, 24). Esta técnica de grabado ácido, establecida por Buonocore en 1955, consiste en que el esmalte primero es tratado con un ácido, como el ácido fosfórico, con el fin de producir una desmineralización parcial de la

superficie del tejido dentario, lo que da como resultado la formación de irregularidades y un aumento del área total del esmalte. Posterior a esto, se procede a lavar y a secar de manera completa el tejido dentario tratado. Enseguida, una resina de alta fluidez es aplicada a la superficie del esmalte grabado, penetrando y polimerizando dentro de las áreas descalcificadas, formando extensiones tipo tags capaces de generar una retención micromecánica con la pieza dentaria (8, 16,23, 24,25).

El éxito en la unión a dentina, sin embargo, ha sido menor, debido principalmente a las características del sustrato dentinario. Este presenta un alto contenido orgánico, variaciones de la estructura tubular, baja energía superficial y la presencia de movimiento de fluidos hacia el exterior (3,17, 24, 26). No obstante estas dificultades, la unión dentina se ha mejorado en los últimos 10 años gracias a la introducción y desarrollo de nuevos sistemas de adhesión (3, 25).

Para lograr la unión de las Resinas Compuestas a dentina se requieren múltiples pasos, comenzando por la aplicación de un ácido o acondicionador dentinario (por 15 segundos) con el fin de remover la capa y tarugos de barro dentinario, abrir y ampliar los túbulos, y poder desmineralizar entre 2 a 5 micrómetros de dentina. El ácido disuelve y extrae la fase de la apatita mineral que normalmente cubre las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, y abre canales alrededor de estas fibras. Estos canales permiten la

posterior infiltración y polimerización de monómeros hidrofílicos de resina dentro de la dentina grabada, produciendo una trabazón micromecánica con la dentina parcialmente desmineralizada (23, 25).

Después de la desmineralización, se aplica un primer, que es un agente humectante que contiene solventes tales como acetona, etanol y/o agua, y uno o más monómeros de resina, como HEMA, BPDM y 4-META. Este agente es bifuncional, en el que su parte hidrofílica permite la unión a dentina y su parte hidrofóbica permite la unión al adhesivo. El primer se aplica en múltiples capas a la superficie dental para poder llevar el material adhesivo dentro de los túbulos, mojando la malla colágena, aumentando la energía superficial y la humectabilidad de la dentina (8, 21). El primer es suavemente secado para así no alterar la red colágena, pero con el fin de remover los solventes orgánicos o el agua que pudiera obstruir el contacto del adhesivo con el primer. Luego, el adhesivo es aplicado a la superficie “acondicionada”, para estabilizar la dentina desmineralizada infiltrada por el primer y para penetrar dentro de los túbulos dentinarios. Finalmente, la resina de restauración es aplicada sobre la pieza en cuestión (8).

Clasificación de las Resinas Compuestas

Las Resinas Compuestas las podemos clasificar según el tamaño de las partículas de relleno, formas de curado o polimerización y según su consistencia.

Macrorrelleno o convencionales

En un principio, las partículas de relleno de las primeras Resinas Compuestas, mucho más duras que la matriz orgánica, tenían un tamaño irregular que variaba entre 8 a 80 micrones. La alta carga inorgánica con partículas de gran tamaño que presentaban, represento una reducción en la contracción de polimerización y un aumento de la resistencia físico-mecánica del material orgánico. Sin embargo, las características de la textura superficial (pulido final) de estas resinas daba lugar a una superficie irregular, permitiendo el deposito de placa bacteriana, aumentando las posibilidades de caries recidivantes y pigmentación, provocando como consecuencia deterioros estéticos. Por otro lado, estas resinas tenían una baja resistencia al desgaste (21).

Microrrelleno.

Se desarrollaron como consecuencia de la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Estas resinas tienen partículas de un tamaño mucho más pequeño y uniforme, que varia entre 0,04 a 0,05 micrones, con lo que se consigue una excelente terminación superficial, mejorando en forma considerable su apariencia estética. Al

mismo tiempo, presentan una mayor resistencia al desgaste que las resinas de macrorrelleno. Sin embargo, debido a que las partículas no pueden agregarse en un porcentaje similar a las anteriores, sus propiedades mecánicas son inferiores. Además, presentan un mayor coeficiente de variación dimensional térmico (21).

Híbridas.

Este sistema contiene dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas entre 1 a 8 micrones y micropartículas de 0,04 a 0,05 micrones. Con esto se combinan ambos tipos de relleno y se obtienen propiedades mecánicas y de pulido intermedias. Esto da por resultado un Composite más resistente al desgaste , con un coeficiente de expansión térmica similar a los de macropartículas, con una reducida pérdida superficial de relleno y con buenas propiedades físicas, presentando, no obstante, el inconveniente de ser difíciles de pulir (21).

Microhíbridas.

Estas presentan dos tamaños de partículas, variando las más grandes entre 0,4 a 1 micrón y las de menor tamaño entre 0,04 a 0,05 micrones, lo que permite obtener buenas

propiedades estéticas, dada su capacidad de pulido, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura (21).

Resinas Compuestas de nanorrelleno.

Hoy en día los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje. El tamaño de la partícula de relleno varía entre 0,002 a 0,0075 micrones. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica.

Independiente del tipo de partículas que posean las Resinas compuestas, estas deben sufrir un proceso de polimerización para endurecer (27). En el se unen varias moléculas pequeñas, llamadas monómeros, para formar otras grandes, denominadas polímeros, es decir, existe la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Dentro de este fenómeno, siempre que se obtenga un sólido por polimerización, este tendrá un volumen menor al de la masa de monómeros de la cual se partió (27,28).

La polimerización que sufren las Resinas compuestas corresponde específicamente a una reacción de polimerización por adición, es decir, una reacción iniciada por radicales libres en la que se obtiene un polímero sin subproductos residuales (28).

Los radicales libres pueden ser generados por la activación química o por la activación física (calor o luz) del iniciador. Debido a que los compuestos dentales para la aplicación clínica utilizan la activación química y la activación física se comentarán ambos sistemas (27).

Resinas activadas químicamente.

Los materiales activados químicamente se presentan como dos pastas, una que contiene el iniciador, que es el Peroxido de Benzoilo, y la otra un activador, que es una amina terciaria aromática (N, N- dimetil- p-toluidina). Cuando estas dos pastas son espatuladas, la amina al reaccionar con el Peroxido de Benzoilo forma radicales libres, iniciando de esta manera la polimerización (27). Este sistema de activación, sin embargo, presenta ciertas desventajas, como la incorporación de oxígeno durante la mezcla, el cual interfiere en la polimerización y reduce las propiedades del material. Al

mismo tiempo, la amina terciaria es de tipo aromática, la cual se oxida con el tiempo y genera inestabilidad de color. Otra desventaja es que el operador no tiene control del tiempo de trabajo después de que el material ha sido mezclado (22).

Para evitar estos problemas, se desarrollaron materiales que no requieren ser mezclados, es decir, Resinas Compuestas activadas físicamente, lo cual puede ser mediante luz o bien mediante calor (27).

Resinas fotoactivadas.

Estas resinas se proporcionan como una pasta simple contenida en una jeringa opaca, siendo utilizadas en mayor medida que los compuestos activados químicamente. Las resinas fotoactivadas polimerizan mediante la aplicación de luz visible en una correcta longitud de onda (468 nm. aproximadamente). Esta produce un estado de excitación de un fotoiniciador y la interacción con una amina alifática, lo cual desencadena la formación de radicales libres iniciadores de la reacción de polimerización.

Resinas polimerizadas mediante calor.

Este proceso no se realiza en boca, sino por método indirecto, lo que disminuye el efecto de la contracción de polimerización sobre la junta adhesiva, además de no incorporar burbujas de aire, debido a que es un proceso realizado bajo presión, lo que mejora sustantivamente las propiedades físicas y mecánicas del material. Asimismo, otra de sus ventajas es que la polimerización es más completa (22,28).

Resinas de curado dual.

En ellas se combinan el sistema de polimerización química con los componentes de fotopolimerización, es decir, el Peroxido de Benzoilo, las aminas terciarias y el fotoiniciador en un mismo material. Estos materiales se presentan como dos pastas, las cuales al ser mezcladas y expuestas a la luz, polimerizan física y químicamente, y se indican para la cementación de restauraciones indirectas de cerámicas y de resinas compuestas que puedan ser demasiado gruesas para permitir el paso de suficiente cantidad de luz(28).

En relación a los Composites fotoactivados, un punto importante que se debe considerar es la capacidad del haz de luz para lograr una adecuada profundidad de

curado. Una polimerización insuficiente de las partes profundas de las restauraciones de Composite implica, en ellas, una disminución en el grado de conversión final de monómeros de resina en polímero (convencionalmente fluctúa entre un 50 a 60%), lo que acarrea un aumento de la solubilidad en agua, reducción de la dureza y de la rigidez, y una insuficiente unión a la estructura dental por parte de dichas restauraciones (27, 29, 30,31). Además, la existencia de monómeros libres o residuales, a partir de una matriz pobremente o no polimerizada, puede desde el punto de vista biológico tener efectos secundarios negativos sobre la pieza dentaria (30).

Estudios que se han llevado a cabo sobre la profundidad de curado de los Composites fotoactivados, señalan que esta depende de múltiples factores. Estos incluyen el tipo y color de la Resina Compuesta, la concentración del fotoiniciador, el tipo de unidad de fotocurado utilizada, la duración de la irradiación, la distancia y orientación del foco emisor de la luz, y la intensidad de la luz de curado por nombrar algunos (31,32).

Es por esto que para lograr una adecuada profundidad de polimerización y un grado de conversión ideal de los Composites fotoactivados, se deben tomar en cuenta múltiples aspectos relacionados con el proceso de fotopolimerización, para así poder aumentar el porcentaje de éxito de las restauraciones basadas en Resinas Compuestas.

La fotopolimerización, al igual que todas las formas de polimerización en general, lleva asociada fenómenos de importancia, como son la generación de calor y la contracción de polimerización. El primer fenómeno no afecta mayoritariamente a la pieza dentaria por tratarse de pequeñas cantidades de material, lo que hace que la exotermia sea de muy poca magnitud y, además, porque el complejo pulpodentinario debiera estar adecuadamente protegido (16).

En cuanto a la contracción de polimerización, un problema mayor de las Resinas Compuestas, ésta no puede ser evitada, pero sí disminuida y/o contrarrestada, ya sea por la naturaleza y composición del material, o bien por una técnica operatoria adecuada (16,18).

Contracción de polimerización.

La contracción de las Resinas Compuestas durante la reacción de polimerización es uno de los problemas más críticos de los materiales estéticos basados en resina (20,34). Ésta se origina debido a que las unidades monoméricas, ya formando parte del polímero, se ubican entre ellas a una distancia de unión covalente que las hace estar más cercanas de lo que se encontraban en su estado original de monómero. En otras palabras,

existe la formación de una red macromolecular, a partir de especies monoméricas, en la que se convierten distancias intermoleculares iniciales de 0,3 a 0,4 nm. a uniones covalentes con longitudes cercanas a 0,15 nm., lo que inevitablemente lleva a la reducción del volumen del Composite (33,34).

La importancia clínica de este fenómeno de contracción radica en que cuando se restaura adhesivamente una cavidad, la contracción de polimerización del Composite genera una tensión en la interfase diente-restauración que puede exceder a la fuerza de adhesión del material a la pieza dentaria. Esto conlleva a la desadaptación de la resina y a la formación de brechas marginales, que consecuentemente aceleran la microfiltración y el posible deterioro de la restauración (33). Este deterioro se puede manifestar clínicamente de la manera más común, como dolor post operatorio, fracturas de pequeños trozos de diente, tinción de brechas marginales y caries secundarias (33,34). La integridad de esta interfase adhesiva está íntimamente ligada a otro de los problemas exhibidos por las Resinas Compuestas, la microfiltración.

Microfiltración

La microfiltración se define como el pasaje de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre una pared cavitaria y el material de restauración aplicado sobre ella, y, al igual que la

contracción de polimerización, representa otro de los problemas manifestados por los Composites (28). Este fenómeno está influenciado por múltiples factores, entre los que destacan la diferencia en el coeficiente de expansión térmico entre las Resinas Compuestas y los tejidos duros dentales (tres a cuatro veces mayor el de las Resinas Compuestas), la contracción de polimerización y la inaccesibilidad y problemas con el desarrollo de una adhesión confiable al área cervical de las piezas dentarias (20, 26).

Con respecto a este último punto, la fuerza de adhesión que se logra en dentina y en cemento es menor que en esmalte, por lo que la inhabilidad de esta adhesión para resistir el stress generado durante el curado, probablemente es la responsable de la formación de brechas marginales en la interfase cervical de las preparaciones proximales, donde el margen cervical está bajo el límite de la unión esmalte-cemento (26).

La importancia de la falta de un sellado marginal óptimo se fundamenta en el aumento de la filtración a nivel de la interfase diente-restauración, lo que puede inducir a tinciones, caries secundarias, sensibilidad post-operatoria y, a largo plazo, patología pulpar, guiando a la falla de la restauración en su uso clínico (20,26).

A pesar de éstos y otros defectos que presentan las Resinas Compuestas, su evolución ha permitido que actualmente los dentistas puedan elegir dentro de una extensa variedad de Composites. Por ello, para las diferentes aplicaciones clínicas existen resinas dentro de un amplio rango de viscosidades, partiendo por las más fluidas o sellantes de fisuras, seguidas por las fluidas, las de microrrelleno, los Composite híbridos y terminando con los Composites posteriores condensables de alta viscosidad.

Cada tipo de material, de acuerdo a su categoría, varía considerablemente en su manipulación y en sus propiedades físicas. Al mismo tiempo, cada categoría tiene ciertas ventajas y limitaciones que determinan su indicación para situaciones específicas (9).

En 1996 se produjo la aparición de un nuevo tipo de RC, las resinas compuestas fluidas (RCF) (35). Éstas corresponden a RC de baja viscosidad debido a que presentan una menor cantidad de relleno y con un tamaño de partículas que la hacen similar a las RC híbridas, el cual es de 0.7 a 1.5 μm . entre 37 y 53% volumen, permitiéndoles tener una serie de ventajas como son una mayor fluidez, mejor adaptación, fácil manipulación y una gran elasticidad debido a su bajo módulo de elasticidad (35). Éstos cementos fotopolimerizables polimerizan por la aplicación de la luz halógena en una correcta longitud de onda (entre 420 a 480 nm.), la cual puede endurecer incrementos de material de 2 mm. en 40 segundos (27).

Como desventajas presentan menores propiedades mecánicas, por lo que no deben usarse en zonas sometidas a mucha carga o desgaste, además de una mayor contracción producida durante la polimerización, debido a la menor cantidad de relleno. Por otro lado, al presentar partículas de relleno pequeñas poseen una buena resistencia a la abrasión.

Las indicaciones de las RCF son:

- Sellantes de puntos y fisuras.
- Restauración de lesiones cervicales (Abrasión, erosión, abfracción).
- Restauraciones preventivas.
- Ferulizaciones.
- Reparación de amalgamas, composites y porcelana.
- Reconstitución de bordes incisales.
- Cementación de carillas.
- Restauraciones clase III y V (35).

Una de las indicaciones que actualmente ha adquirido gran popularidad es el uso de resinas fluidas (RCF), a modo de forro cavitario o linner previo al uso de una resina condensable, debido a que por su fluidez puede llegar a todos los sitios de la cavidad logrando una mejor adaptación a las paredes de la cavidad, con lo cual la filtración marginal sería menor y disminuyendo la aparición de espacios vacíos sin material (36).

Esto sería de gran ayuda en áreas de difícil acceso, como en el margen cervical del cajón proximal de restauraciones clase II. Sin embargo, esta aseveración aún se encuentra en discusión debido a que en algunos casos la filtración ha sido mayor. Así es como se ha encontrado últimamente que el éxito de ésta depende del grosor de película aplicado, observándose que la filtración sólo es reducida en grosores delgados (36)

Además, gracias al bajo módulo de elasticidad que presentan las resinas fluidas, presentan una gran flexibilidad que permite aliviar el stress de polimerización, actuando como una verdadera “pared elástica”, con lo cual se lograría una menor interfase y evitar así sus consecuencias (37). Si bien al tener menor relleno la contracción es mayor, este efecto es contrarrestado por el bajo módulo de elasticidad, ya que el material se contrae con poca fuerza, por lo que el stress de polimerización es menor (38).

Otra área de aplicación de las RCF es como agente de cementación, en busca de un material que permita unir en forma óptima una restauración indirecta con el sustrato dentario. El agente cementante tiene como objetivo establecer un contacto íntimo entre una restauración indirecta y la estructura dentaria preparada para tal efecto, además de sellar la unión diente-restauración, y proporcionar una forma de retención secundaria, recordando que la retención primaria es dada por la preparación biológica (27).

Para cumplir con su objetivo, los materiales de cementación deben cumplir con una serie de requisitos (39):

- **Biocompatibilidad:** no debe producir respuesta pulpar ni periodontal.

- **Delgada línea de cementación:** Esta propiedad es vital para el logro del éxito clínico de la restauración, ya que va a determinar la interfase que quede entre el diente y la restauración, responsable de la presencia de la microfiltración marginal, la cual acarrea como consecuencia la aparición de caries recidivante, sensibilidad y tinciones. La magnitud de la interfase depende de varios factores, como lo son la habilidad del dentista y laboratorista, terminación cervical de la preparación, técnica de impresión, e inserción exitosa (40). De acuerdo a lo establecido por la ADA, la línea de cementación debe ser menor a 25 μm ., siendo esto válido en el caso de agentes de cementación cerámicos (39).

- **Baja viscosidad:** Tiene directa relación con la línea de cementación. Así es como una mayor fluidez determina un menor grosor de película, y por ende, menor interfase diente-restauración (39).

- **Resistencia mecánica:** Deben resistir las fuerzas funcionales a las que son sometidos en el tiempo. Así es como los materiales de cementación deben presentar alta resistencia a la compresión y a la tracción para evitar su desalajo (39).

- **Adhesión a diente y restauración:** La adhesión corresponde a la unión de dos superficies de distinta naturaleza. Esta puede ser lograda mediante el entramamiento o trabazón de ambas superficies (Adhesión mecánica) o mediante una unión a nivel molecular (Adhesión química). La importancia de esta propiedad es su influencia en la retención de la restauración y por otro lado en la filtración marginal (41). En este caso, la unión es micromecánica.

- **Baja solubilidad:** Un material de cementación ideal debería ser insoluble a los fluidos orales, con el fin de evitar su deterioro y así no comprometer el desempeño clínico de la restauración en el tiempo. Además de la composición del agente cementante, la solubilidad tiene una estrecha relación con el grosor de película, ya que de ella dependerá la exposición del cemento a los fluidos orales (39).

- **Estética:** Esta propiedad ha cobrado cada vez más importancia, tanto por las exigencias del paciente como por la aparición de restauraciones translúcidas para el sector anterior, lo cual exige la elección de un medio de cementación translúcido y que presente estabilidad de color en el tiempo (39).

- **Radiopacidad:** Los medios de cementación deberían tener una radiopacidad mayor a la dentina, con tal de distinguir la línea de cementación, y de esta manera prevenir la aparición de caries recidivante, así como detectar cambios de cemento en el tiempo (39).

- **Resistencia a la Abrasión:** Debido a la presencia de la interfase entre el diente y la restauración, el cemento queda expuesto a una serie de agentes abrasivos que provocarán el desgaste del cemento en el tiempo, y con ello, el fracaso del tratamiento (39).

- **Fácil manipulación:** Lo ideal es disponer de un material que presente un tiempo de trabajo adecuado, donde la remoción de excesos sea sencilla y que no sean muy sensibles a la técnica, ya que esto podría originar la aparición de microfiltración y sensibilidad (39).

Tradicionalmente el material de cementación de mayor popularidad ha sido el cemento de fosfato de zinc, a pesar de su solubilidad y falta de adhesión, sin embargo, debido a las altas exigencias estéticas que actualmente tienen los pacientes el uso de los cementos de resina ha aumentado, principalmente por la creciente popularidad de sistemas de restauración indirectos libres de metal, y en donde la solubilidad y falta de adhesión no son un problema (39). El éxito de las restauraciones estéticas indirectas libres de metal, llámese inlay, onlay o coronas libres de metal, depende en gran medida del cemento de resina, el cual debe asegurar una unión efectiva con el diente y garantizar una buena adaptación marginal (42).

Los cementos de resina presentan una composición similar a las RC convencionales, pero con menos relleno, lo que le da una mayor fluidez, y así una consistencia adecuada para ser usado como agente cementante (27). Es decir, estos materiales difieren del resto de los agentes de cementación disponibles, los cuales son materiales cerámicos, con un alto contenido inorgánico, y que endurecen mediante una reacción ácido base (14), por lo que su denominación de “cemento” se debe a la función que desempeñan.

Las indicaciones de los cementos de resina como agente de cementación es válida en los siguientes casos (27):

- Carillas de cerámica, RC o cerómero.
- Inlays y onlays cerámicos o de composite.
- Coronas de cerámica o composite.
- Sistemas perno muñón, en especial no metálicos.
- Prótesis fija plural adhesiva.
- Prótesis fija unitaria o plural metal cerámica.
- Braquets de ortodoncia.

En cuanto a sus propiedades como medio de cementación, este presenta las siguientes ventajas, en comparación a los otros cementos disponibles (39):

- Mejores propiedades mecánicas.
- Insoluble a los fluidos orales.
- Estética.
- Adhesión a esmalte y dentina, mediante la técnica de grabado ácido y el uso de adhesivos dentinarios.

Sin embargo, presentan también una serie de desventajas (39,43):

- Línea de cementación mayor a la aceptada (25 um.).

- Contracción de polimerización.
- Manipulación complicada.
- Costo elevado.
- Aparición de sensibilidad pulpar en piezas vitales con el uso de este tipo de cementos, sin embargo, esto se debería a una manipulación inadecuada o a una polimerización incompleta del agente cementante (43).

En relación al grosor de la línea de cementación en los cementos de resina, esta se ve afectada directamente por la contracción de polimerización y coeficiente de expansión térmica distinto al diente, produciendo un aumento de la interfase diente-restauración, lo cual se ha tratado de manejar mediante la adición de grupos potencialmente adhesivos, como grupos fosfatos y carboxílicos, similares a aquellos encontrados en los agentes adhesivos dentinarios, y así poder controlar de mejor manera la aparición de interfase (39,41).

Actualmente existen tres tipos de cementos según el tipo de polimerización (39,43):

- Autopolimerización.
- Fotopolimerización.
- Duales.

En la actualidad, la mayoría de los cementos de resina son duales, es decir, son sistemas que combinan ambos tipos de polimerización, y que tienen la ventaja de permitir una adecuada polimerización en aquellas ocasiones en que la activación física no es posible, ya sea en áreas muy profundas o porque el grosor y tipo de material de restauración utilizado no lo permite, superando las limitantes que presentan ambos sistemas por separado (13). En cuanto a su composición, los cementos de resina son muy similares a las RCF, ya que ambas corresponden a RC con una menor cantidad de relleno que les permite tener una menor viscosidad (44).

El grado de viscosidad del material de cementación es una propiedad fundamentalmente para el desempeño clínico de la restauración, ya que tiene una directa relación con el grosor de la línea de cementación al ser utilizado como agente cementante, cuya magnitud debe ser menor a 25 μm ., con el objeto de evitar la presencia de una interfase que signifique filtración marginal y sus consecuencias, y por otro lado la exposición del cemento a agentes que produzcan su desgaste, como los contactos oclusales, el cepillado, dentríficos, alimentos y fluidos orales (13).

El factor que más influye en el grado de viscosidad es la cantidad y tamaño del relleno, en donde mientras menos relleno exista, mayor será la fluidez. Otros factores

que también influyen son el tipo de monómero presente en la matriz orgánica y la temperatura ambiente (44).

Actualmente las RCF se encuentran disponibles en distintos tipos de viscosidad, siendo una característica fundamental en su indicación (45). Así es como las RCF de baja viscosidad serían indicadas para su uso como sellantes, reparación de márgenes, liners y ofrecerían una delgada línea de cementación para carillas (45). Estas RCF de baja viscosidad, como tienen menos relleno, presentan mayor contracción de polimerización, pero a su vez, al tener un módulo de elasticidad más bajo permiten disminuir el stress de contracción, por eso su uso como liner, disminuyendo la filtración marginal (45). Por su parte, RCF de mayor viscosidad permiten un mejor control para su uso en construcción de muñones, restauraciones clase IV, carillas y reparación de porcelanas (45). Esto debido que al presentar mayor relleno, resisten de mejor forma la masticación y desgaste, además de mantener su forma al colocarlos y ser más fácil la remoción de excesos (45).

Existen una serie de estudios (13,45) que proponen a las RCF como una buena alternativa a los cementos de resina como medio de cementación de carillas, gracias a que presentan una serie de ventajas:

- 1) Propiedades físicas y ópticas superiores a los cementos de resina, además de poseer fuerzas de adhesión similares (45).
- 2) Mejor control durante el asentamiento, debido a que se trata de un material fotopolimerizable (46).
- 3) Facilita la limpieza previo a la polimerización (46).
- 4) Mayor tiempo de trabajo (46).
- 5) Previene la incorporación de aire (46).
- 6) Mayor estabilidad de color comparándolo con sistemas de autocurado (13).

Sin embargo, la desventaja que presentan estos materiales es que, al ser fotopolimerizables, la profundidad de curado se ve afectada por el grosor del material de restauración, por lo que algunos autores recomiendan no indicarla en restauraciones con grosores mayores a 2mm. (inlays, onlays, coronas metal porcelana), restringiendo su uso sólo para la cementación de carillas (45,47,48), reservando los sistemas de quimiocurado o duales para la cementación de grosores mayores y restauraciones metal cerámicas (inlays, onlays, sistemas perno-muñón, coronas) . Sin embargo, en este punto existe controversia en la literatura, en donde si bien algunos autores recomiendan restringir el uso de sistemas de fotocurado para la cementación de carillas (47,48), otros coinciden en que es posible lograr la polimerización del material en grosores de cerámica mayores (49,50). Bayne et al. aseveran que a 2mm. de profundidad, el grado de polimerización se ve reducido a sólo un

45%, siendo poco efectivo aumentar el tiempo de exposición a la luz para lograr una polimerización completa (43). Sin embargo, un estudio realizado por Bader y Ehrmantraut concluyó que en general, una resina compuesta para el sector anterior, de color universal, requiere de 40 segundos de iluminación para endurecer 3mm. de material. Para el caso en que la polimerización se realice a través de esmalte dentario, se obtuvo profundidades de polimerización de 2,7 mm. con 3mm. de estructura dentaria interpuesta, con 40 segundos de exposición, la cual aumentó a 2.84 mm al aumentar el tiempo de exposición (16) por lo que el tiempo de exposición afectaría directamente la profundidad de polimerización, así como el grosor de tejido dentario interpuesto entre la luz y el material (16).

Por otro lado, la aparición de un nuevo tipo de lámpara de fotocurado con diodos emisores de luz (lámparas LED), ha tenido resultados prometedores, ya que permitirían una mayor profundidad de polimerización, en comparación con las lámparas halógenas convencionales, lo cual permitiría su uso en restauraciones de mayor grosor como inlays y onlays (51,52). Sin embargo existen autores que no han encontrado diferencias significativas entre ambas en relación a este punto (53). Esto estaría estrechamente relacionado con el fotoiniciador presente en la resina compuesta.

Otra desventaja presente es que, al igual que todas las resinas compuestas, las RCF presentan inestabilidad dimensional, tanto por su coeficiente de expansión térmica

distinto al diente, como por la contracción producida al endurecer, provocando la aparición de una interfase entre diente y restauración, la cual, entre sus consecuencias, produce el desgaste del agente cementante en el tiempo.

Una adecuada polimerización es, al igual que para las restauraciones de Resina Compuesta, un factor fundamental para la obtención de propiedades físicas óptimas y de un comportamiento clínico satisfactorio del cemento. Una inadecuada polimerización del cemento afecta su resistencia, dureza, absorción de agua y estabilidad de color (4).

Es importante evaluar el grado de conversión del cemento, debido a que un bajo grado de conversión de monómeros a polímero libera sustancias tóxicas como consecuencia de una inadecuada formación de la estructura del polímero. 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 (4, 10).

Dentro de las condiciones de polimerización, el uso de los cementos que polimerizan únicamente por acción de la luz está limitado a situaciones tales como la

cementación de carillas o inlays/onlays superficiales, donde el color y el grosor de la restauración no afecten la habilidad de la luz de curado el cemento (4, 10).

Se ha determinado que el grado de polimerización de los cementos está influenciado por el material de restauración ubicado entre la luz de curado y el agente cementante (50). Estudios sobre el curado de Resinas Compuestas han indicado que el grado de polimerización se reduce cuando la luz de activación pasa a través de estructuras dentarias (16, 54,55). Se ha señalado, también, que la dureza de los Composites, en niveles profundos de las cavidades, mejora significativamente por la luz adicional entregada directamente a la superficie del material (36). Se ha determinado, al mismo tiempo, que la dureza del agente cementante se reduce en un 50% o más cuando el grosor del inlay/onlay es de 4mm. o más (4).

Por lo tanto, estos cementos fotopolimerizables deberían estar limitados a situaciones clínicas en donde el material suprayacente sea de un grosor menor a 3mm. Cuando las restauraciones utilizadas alcancen o superen ese grosor, se recomienda utilizar cementos de polimerización dual (10).

Los cementos de polimerización dual fueron desarrollados con la intención de combinar las propiedades deseables de los materiales de polimerización química y de

fotopolimerización, de manera de poder entregar una adecuada polimerización en áreas profundas en cortos períodos de tiempo (4). Estos son generalmente Composites tipos híbridos basados en la química del Bis-GMA. Normalmente la polimerización es iniciada químicamente y/o por la luz visible, utilizando una longitud de onda que oscila entre 420 a 480 nm. (4, 16, 27).

Los cementos de resina de polimerización dual están indicados en restauraciones en que la opacidad del material pudiera inhibir la transmisión de suficiente energía lumínica al cemento. En estas situaciones, la intensidad de la luz que alcanza el cemento podría ser insuficiente para comenzar el proceso de polimerización, por lo que un catalizador de autopolimerización sería necesario para asegurar el máximo curado.

El uso de este catalizador podría ser un factor decisivo para la dureza y especialmente para la profundidad de polimerización final que alcanzan los cementos de polimerización dual. La activación de la parte química del sistema catalizador, al permitir alcanzar una apropiada profundidad de polimerización en tales situaciones, lleva a la minimización de la respuesta pulpar y a la maximización de la resistencia y adhesión del cemento (4).

Al mismo tiempo, la adición del catalizador químico, cuando el cemento se mezcla para la forma de polimerización dual, aumenta el potencial de conversión del material por encima de la forma que polimeriza sólo por luz. Este catalizador adicional parece guiar la reacción de polimerización más allá que cuando no está presente, en los casos en que la luz no alcanza la profundidad de activación necesaria (11).

Sin embargo, algunas investigaciones sugieren que la sola autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima dureza del cemento (11). Los bajos valores de dureza encontrados en algunos cementos indican la presencia de un débil mecanismo de curado químico, que podría comprometer la calidad del cemento en áreas de la cavidad que no son accesibles a la luz de polimerización (11). Además, las experiencias con los Composites autopolimerizables como materiales de restauración, sugieren que los cementos de polimerización dual podrían ser menos estables en su color, debido a la oxidación de la amina aromática, que los cementos polimerizados sólo por la luz. Este fenómeno podría convertirse en un problema estético cuando se cementen carillas o veneers. Al mismo tiempo, debido a que todos los cementos de polimerización dual deben ser mezclados, la posibilidad de incorporación de aire durante el proceso de mezcla existe, lo que influiría negativamente en la polimerización del cemento (10).

De acuerdo a la información disponible, se puede concluir que los distintos tipos de cementos pueden presentar ciertas desventajas a la hora de cementar restauraciones estéticas indirectas. Por un lado, los cementos fotopolimerizables podrían ver mermado el paso de la luz activadora hacia ellos, lo que impediría un desencadenamiento correcto y suficiente del proceso de polimerización. Por otro lado, los cementos de autopolimerización y de polimerización dual podrían presentar un mecanismo de curado químico insuficiente e inestabilidad de color.

Los Composites Flow, una nueva clase de Resinas Compuestas con elevada fluidez, mencionadas anteriormente, se han señalado como alternativa para la cementación de restauraciones estéticas indirectas. La disminución de la viscosidad que presentan estas resinas permitiría una mayor difusión de radicales libres en el proceso de polimerización y un mayor potencial de conversión del material (9,10). Al mismo tiempo, como ellos son materiales fotopolimerizables, el control durante el proceso de asentamiento de la restauración aumenta, teniendo el clínico un mayor tiempo de trabajo en comparación con los materiales de curado dual o químico. Además, es importante recordar que las propiedades físicas y ópticas de los Composites para restauración son superiores a la de los cementos de resina. De acuerdo con Behle (1998), los Composites fluidos tienen otra ventaja sobre los cementos de resina, ellos previenen la incorporación de aire a la masa (13).

Es por esto que sería interesante determinar la profundidad de polimerización de Resinas Compuestas fluidas, y determinar como la interposición de porcelana influye en la polimerización de las mismas, considerando su indicación para la cementación de restauraciones indirectas, la cual está basada principalmente en las ventajas que ofrecen estas resinas en sus propiedades ópticas y físicas, al compararlas con las de los cementos de resina (13).

Tomando en consideración estas evidencias, el propósito de este trabajo es evaluar *in vitro* la profundidad de fotopolimerización de muestras de Resina Compuesta fluida, al variar los tiempos de exposición a la luz, interponiendo bloques de Porcelana de distintos grosores.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la profundidad de fotopolimerización de resina compuesta fluida, al variar los tiempos de exposición de luz, interponiendo bloques de porcelana de distintos grosores.

OBJETIVO GENERAL

Determinar la profundidad de fotopolimerización de muestras de resina compuesta fluida, al variar los tiempos de iluminación, interponiendo bloques de porcelana de distintos grosores.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la profundidad de fotopolimerización en probetas de resina compuesta fluida, al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de porcelana de 3 mm. de grosor.
- Determinar la profundidad de fotopolimerización en probetas de resina compuesta fluida, al iluminar por 60 segundos a través de un bloque de porcelana de 3 mm. de grosor.

- Determinar la profundidad de fotopolimerización en probetas de resina compuesta fluida, al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de porcelana de 4 mm. de grosor.
- Determinar la profundidad de fotopolimerización en probetas de resina compuesta fluida, al iluminar por 60 segundos a través de un bloque de porcelana de 4 mm. de grosor.
- Analizar comparativamente los resultados.

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.

1. Para la realización de esta investigación se confeccionaron 2 especímenes de porcelana VITA VM7®, con las siguientes medidas:

- 1 espécimen de 3 mm. de alto y 6 mm. de diámetro.
- 1 espécimen de 4 mm. de alto y 6 mm. de diámetro.



Foto 1: Especímenes de porcelana

2. A través de estos especímenes confeccionados, se aplicó luz halógena para polimerizar probetas de resina compuesta fluida de distintos grosores (3 y 4 mm.) con tiempos de luz de 40 y 60 segundos, dichos grosores de resina compuesta fluida fueron obtenidos gracias a formadores metálicos calibrados a 3 y 4 mm. respectivamente.

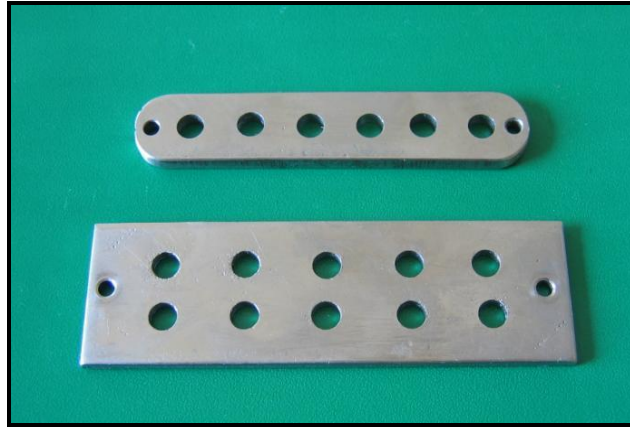


Foto 2: Formadores metálicos calibrados

3. Para esto, se colocó los incrementos de resina compuesta fluida (Wave, mv, SDI Australia, color A3) en el interior de los formadores metálicos de 3 y 4 mm. de espesor y 6 mm. de diámetro, hasta enrasar la superficie. Luego, entre el espécimen de porcelana y la probeta a polimerizar se interpuso un cubreobjeto.



Foto 3: Resina Compuesta fluida Wave, mv, SDI Australia, color A3

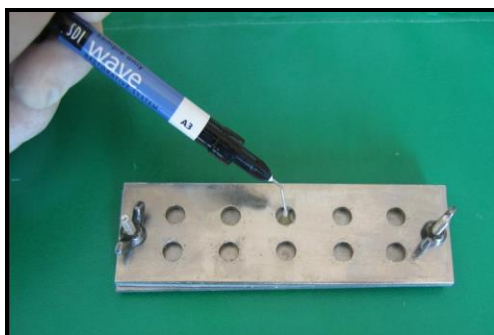


Foto 4: Colocación de resina compuesta fluida



Foto 5: Colocación de cubreobjeto

4. Al mismo tiempo, se polimerizaron incrementos de resina compuesta fluida de 3 y 4 mm. sin bloques de resina interpuestos, con el objetivo de servir como controles del proceso con 40 segundos de fotopolimerización.
5. Las probetas de resina compuesta fluida y los especímenes de porcelana quedaron divididos en 2 grupos (grupo I y grupo II) constituidos de la siguiente manera:

Grupo I:

A: 3 mm. de porcelana + 3 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

B: 3 mm. de porcelana + 3 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 60 segundos.

C: 3 mm. de porcelana + 4 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

D: 3 mm. de porcelana + 4 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 60 segundos.

Grupo II:

A': 4 mm. de porcelana + 3 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

B': 4 mm. de porcelana + 3 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 60 segundos.

C': 4 mm. de porcelana + 4 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

D': 4 mm. de porcelana + 4 mm. de resina compuesta fluida, que fue polimerizada por 60 segundos.

6. Las muestras de resinas compuestas fluidas que se utilizaron como controles, formaron el Grupo III, en que el tiempo de polimerización duró 40 segundos.

7. La fotopolimerización se realizó con una lámpara de luz halógena 3M, St. Paul, U. S. A. y el tiempo de iluminación fue controlado con un cronómetro.



Foto 6: Lámpara 3M, St. Paul, U. S. A.

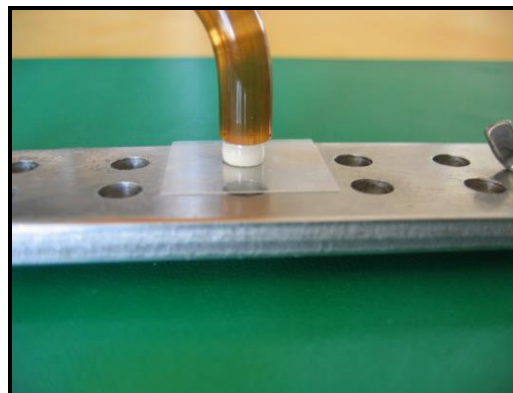


Foto 7: Instantes previos a polimerizar.

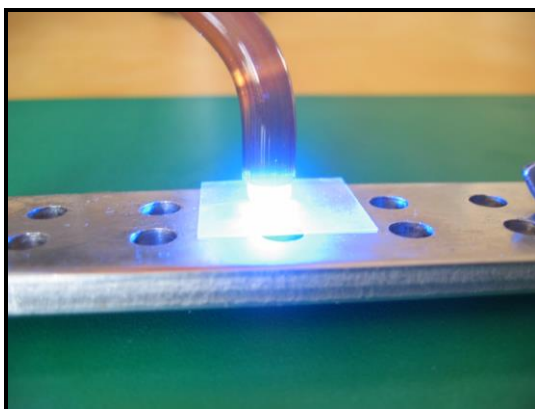


Foto 8: Polimerización de resina compuesta fluida.

- Terminada la iluminación, se retiró el material no polimerizado y se midió la profundidad en milímetros de resina compuesta fluida endurecida con un micrómetro Helios.

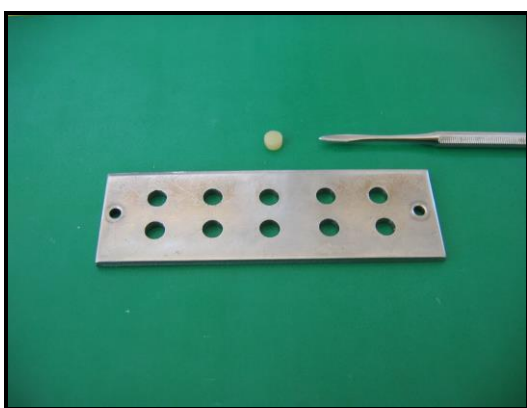


Foto 9: Retiro de resina compuesta fluida después de la fotopolimerización.



Foto 10: Medición de resina compuesta fluida endurecida.

- Se registraron los resultados, se calculó el promedio para cada grupo y se determinó su desviación estándar, y luego se sometieron al test estadístico de Student. La significación estadística se definió como $p < 0,05$.

RESULTADOS

Al finalizar el trabajo experimental de fotopolimerización de distintas muestras de resina compuesta fluida variando el tiempo de iluminación, a través de bloques de porcelana de distintos grosores, se obtuvieron los siguientes resultados:

TABLA N° I

Grupo I: Profundidad de Polimerización (medidos en mm.)

N°	A	B	C	D
1	3.0	3.0	3.80	4.0
2	3.0	3.0	3.82	4.0
3	3.0	3.0	3.84	4.0
4	3.0	3.0	3.80	4.0
5	3.0	3.0	3.86	4.0
6	3.0	3.0	3.78	4.0
7	3.0	3.0	3.86	4.0
8	3.0	3.0	3.82	4.0
9	3.0	3.0	3.84	4.0
10	3.0	3.0	3.80	4.0

Promedio	3.0	3.0	3.82	4.0
DS	0	0	0.03	0
SEM	0	0	0.01	0

A: 3 mm. de Porcelana + 3 mm. de Resina fluida / 40 seg.

B: 3 mm. de Porcelana + 3 mm. de Resina fluida / 60 seg.

C: 3 mm. de Porcelana + 4 mm. de Resina fluida / 40 seg.

D: 3 mm. de Porcelana + 4 mm. de Resina fluida / 60 seg.

TABLA N° II**Grupo II: Profundidad de Polimerización (medidos en mm.)**

N°	A`	B`	C`	D`
1	3.0	3.0	3.44	3.76
2	3.0	3.0	3.50	3.92
3	3.0	3.0	3.40	3.68
4	3.0	3.0	3.34	3.66
5	3.0	3.0	3.58	3.82
6	3.0	3.0	3.42	3.92
7	3.0	3.0	3.46	3.82
8	3.0	3.0	3.42	3.78
9	3.0	3.0	3.54	3.84
10	3.0	3.0	3.38	3.92

Promedio	3.0	3.0	3.44	3.81
DS	0	0	0.07	0.09
SEM	0	0	0.02	0.03

A` : 4 mm. de Porcelana + 3 mm. de Resina fluida / 40 seg.

B` : 4 mm. de Porcelana + 3 mm. de Resina fluida / 60 seg.

C` : 4 mm. de Porcelana + 4 mm. de Resina fluida / 40 seg.

D` : 4 mm. de Porcelana + 4 mm. de Resina fluida / 60 seg.

TABLA N° III**Grupo III: Profundidad de Polimerización (medidos en mm.)**

N°	A''	B''
1	3.0	4.0
2	3.0	4.0
3	3.0	4.0
4	3.0	4.0
5	3.0	4.0
6	3.0	4.0
7	3.0	4.0
8	3.0	4.0
9	3.0	4.0
10	3.0	4.0

Promedio	3.0	4.0
DS	0	0
SEM	0	0

A` : 3 mm. de Resina compuesta fluida / 40 seg.

B` : 4 mm. de Resina compuesta fluida / 40 seg.

TABLA N° IV

Análisis estadístico mediante el T – Test de Student

Comparación	Diferencia entre los promedios	T test
D v/s C`	$4.00 - 3.45 = 0.55$	p= 0.00
D v/s D`	$4.00 - 3.81 = 0.19$	p= 0.00
D v/s C	$4.00 - 3.82 = 0.18$	p= 0.00
C v/s C`	$3.82 - 3.45 = 0.37$	p= 0.00
C v/s D`	$3.82 - 3.81 = 0.01$	p= 0.743
D`v/s C`	$3.81 - 3.45 = 0.36$	p= 0.00

En la tabla N° IV se esquematizan los grupos experimentales con deficiencias en la polimerización comparados mediante el análisis estadístico de T- Test Student.

DISCUSIÓN

Las resinas compuestas fluidas han sido indicadas como alternativa para la cementación de restauraciones indirectas de porcelana, debido a que presentan ventajas en comparación con los cementos de resina.

En este trabajo se evaluó la profundidad de fotopolimerización de distintas muestras de resinas compuestas fluidas, variando en tiempo de iluminación, interponiendo bloques de porcelana de distintos grosores.

La profundidad de polimerización de las resinas compuestas fluidas obtenidas en este trabajo fue mayor a medida que se aumentó el tiempo de exposición a la luz, así como también, en las probetas que presentaron un menor grosor de porcelana interpuesta entre el foco de luz y el material a polimerizar.

Dentro del grupo I, podemos observar que se obtuvo una máxima profundidad de curado en las probetas de 3 mm. de resina compuesta fluida (grupos A y B), las cuales fueron polimerizadas a través de bloques de porcelana de 3 mm. de grosor, variando el tiempo de iluminación, en donde el grupo A se iluminó por 40 segundos y se obtuvo

polimerización completa de la resina compuesta fluida y por ende al aumentar el tiempo de exposición en el grupo B a 60 segundos, también se obtuvo una completa polimerización del material.

En cambio, cuando 3 mm. de porcelana fueron interpuestos entre la luz activadora y probetas de 4 mm. de resina compuesta fluida encontramos que el material interpuesto sí interfiere con la polimerización de la resina compuesta fluida, ya que en el grupo C no se obtiene polimerización completa de la resina. Al comparar estos grupos, C con D, se observa que en el segundo grupo al aumentar el tiempo de exposición a la luz en 20 segundos, es decir, en un 50%, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, por lo que el tiempo que se aplica la luz es determinante en la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas cuando existe porcelana interpuesta.

Al observar el grupo II, encontramos que en A`, al polimerizar 3 mm. de resina compuesta fluida a través de 4 mm. de porcelana por 40 segundos, se logra una polimerización completa del material, por lo que el aumento a 60 segundos en el grupo B`, también permitió asegurar su completa polimerización.

Al comparar el grupo C` con el D`, donde se polimerizaban 4 mm. de resina compuesta a través de 4 mm. de porcelana, caracterizado éste último por un aumento de

tiempo de exposición a la luz en 20 segundos, se observan diferencias estadísticamente significativas, ratificando lo señalado anteriormente en relación a la importancia del tiempo de aplicación de la luz en la profundidad de polimerización.

En el caso de los grupos C y C', en que en ambos el tiempo de exposición a la luz fue de 40 segundos y el grosor de resina compuesta fluida de 4 mm. , pero el primero presentaba 3mm. de porcelana interpuesta y segundo 4 mm. de porcelana interpuesta, la polimerización obtenida fue mayor en el grupo C, existiendo una diferencia estadísticamente significativa.

Al comparar el grupo D con el D' se obtiene igual resultado, pero esta vez se aumentó el tiempo de exposición a la luz a 60 segundos, presentando la misma diferencia en el grosor de la porcelana. Por lo tanto, existiría evidencia de que el grosor de la porcelana interpuesta dificulta la fotopolimerización de las resinas compuestas fluidas, ya que, aunque estos grupos presentan mayor tiempo de exposición a la luz, el cual influye en la polimerización, la porcelana interpuesta entre el foco de la luz y la resina compuesta fluida juega un rol determinante en la profundidad de polimerización.

Esto puede corroborarse al comparar el grupo D con el grupo C'. En este último se disminuye el tiempo de exposición lumínica de 60 segundos a 40 segundos y se

aumenta el grosor de porcelana interpuesta de 3 a 4 mm., produciéndose la mayor diferencia en la profundidad de polimerización entre las probetas de resina compuesta fluida de 4 mm.

El fabricante de la resina compuesta fluida utilizada en este trabajo, recomienda tiempos de exposición a la luz de 20 segundos para la polimerización de incrementos de 2mm. del material (sin estructuras interpuestas). Para establecer el grupo control se varió esta recomendación y se utilizaron probetas de resina compuesta fluida de 3 y 4 mm. de grosor y 6mm. de diámetro, debido a que estas son las medidas de los grupos de estudio. Todas ellas fueron polimerizadas completamente por 40 segundos.

Los resultados obtenidos en este estudio son complementarios con los obtenidos por Ehrmantraut y Bader, quienes en su estudio sobre polimerización de Resinas Compuestas a través de estructuras dentarias, determinaron que a mayor grosor de estructura dentaria interpuesta entre la resina y el foco emisor de luz, se obtiene una menor profundidad de polimerización. A su vez, encontraron que a mayor tiempo de exposición de luz, mayor profundidad de polimerización. Estos mismos autores, más tarde, establecieron en otro estudio que la profundidad de fotopolimerización de Resinas Compuestas iluminadas a través de tejido dentario, se ve disminuida al interponer Vidrio Ionómero entre diente y material de restauración, constituyendo el Vidrio Ionómero una barrera más efectiva que el

tejido dentario en absorber los rayos lumínicos que inciden en la polimerización de los Composites, debido a que, como material cerámico, posee una estructura amorfa, a diferencia del tejido dentario que tiene una estructura cristalina ordenada (prismas), dando como resultado que grosores más delgados del material cerámico (Vidrio Ionómero) decrecen la profundidad de polimerización en relación a grosores mayores de tejido dentario. Además, ratificaron las conclusiones obtenidas en su trabajo anterior, en relación a la influencia del grosor del tejido dentario y del tiempo de exposición a la luz en la profundidad de curado (16,55).

Chan y Boyer, corroborando lo anterior, notaron en su estudio sobre polimerización de Resinas Compuestas que el grado de polimerización se redujo cuando la luz de activación pasó a través de dentina (54).

Strang et al. observaron que la porcelana absorbe entre el 40% al 50% de la luz de curado y que un aumento en el grosor de la porcelana requiere un aumento en el tiempo de exposición de la luz del cemento de resina(57). Asimismo, Blackman y cols. en su estudio sobre la influencia del grosor de la cerámica en la fotopolimerización de cementos de resina, determinaron que se obtiene una mayor polimerización bajo los especímenes de

cerámica más delgados y que en muchas situaciones el nivel de curado del cemento mejoró con un aumento de la exposición a la luz en 2 veces el tiempo recomendado (50).

Onose et al., encontraron que la dureza de los Composites, en las partes profundas de las cavidades, mejoró significativamente por la entrega de luz adicional directamente en la superficie de los especímenes seccionados (56). Al mismo tiempo, El-Mowafy y Rubo determinaron que la polimerización a través de bloques de Resina Compuesta siempre resulta en una disminución de los valores de dureza Knoop de los cementos de resina de curado dual. Estos valores disminuyeron en un 50% o más cuando el grosor del bloque de Resina Compuesta interpuesto fue igual o mayor a 4 mm., incluso cuando la medición de los valores fue tomada una semana después del inicio del curado dual. Además, cuando la intensidad de la luz fue medida a través de bloques de Resina Compuesta, el 70% de la luz fue opacada al atravesar bloques de sólo 1 mm. de grosor; la luz fue totalmente opacada con bloques de 4 mm. de grosor (11).

En relación a la dureza superficial, ésta aumenta al aumentar el tiempo de exposición de luz halógena. Una mayor dureza superficial está en directa relación con la profundidad de polimerización obtenida. Sin embargo, Hansen y Asmussen determinaron que la dureza superficial de una Resina Compuesta no asegura que la resina esté

completamente polimerizada ni que el total de la masa haya adquirido condiciones mecánicas óptimas (29,31).

Estos mismos autores determinaron al aumentar los tiempos de iluminación de resinas, un aumento de temperatura del material, el cual estaría actuando como catalizador y permitiría que la profundidad de polimerización sea mayor (29,31).

Sumando a esto, otro estudio concluyó que el grado de conversión de monómeros a polímero de Resinas Compuestas aumenta significativamente con la temperatura a la que la polimerización se lleva a cabo(29,31).

En el presente estudio no se midió la temperatura adquirida por la resina polimerizada, pero al aumentar el tiempo de iluminación del material se obtuvo una mayor profundidad de polimerización.

Cuando las resinas compuestas fluidas son fotopolimerizadas a través de restauraciones indirectas de porcelana, se deben tener en consideración variados aspectos. Por ejemplo, que el grosor de la porcelana interpuesta puede ejercer una considerable influencia en la profundidad de polimerización alcanzada.

Las Resinas Compuestas fotoactivadas utilizadas para procedimientos dentales han sido estudiadas extensamente en los últimos años, existiendo una gran cantidad de información válida aplicable, por lo tanto, al comportamiento de las resinas compuestas fluidas en este estudio. En relación a esto, diversas investigaciones han señalado que la reducción de las propiedades físicas y del comportamiento del material va acompañado de una incompleta polimerización de la Resina Compuesta. Por consiguiente, es lógico que la pérdida de las potenciales propiedades y características de la resina compuesta fluida, durante el proceso de polimerización, sea evitado.

Desde el punto de vista clínico, debido a que la mayoría de las restauraciones indirectas de tipo carillas presentan un grosor entre 0,5 a 1 mm. sería razonable esperar alcanzar una máxima profundidad de curado de las resinas compuestas fluidas bajo estas restauraciones.

Con respecto a los especímenes de mayor grosor, los patrones de profundidad de polimerización cambian. Dimensiones entre 3 a 4 mm. son comunes para inlays/onlays de porcelana, lo que podría acarrear problemas en la polimerización de las resinas compuestas fluidas subyacentes a estos grosores. En tales situaciones, las resinas compuestas fluidas podrían esperar aumentar, pero no asegurar una óptima profundidad de curado, tomando en cuenta las variaciones necesarias en el tiempo de exposición a la luz.

CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo, podemos concluir lo siguiente:

El grosor del bloque de porcelana que se interpone entre la luz de activación y las probetas de resina compuesta fluida de 3 y 4 mm. de espesor, determina una relación inversa en cuanto a la profundidad de polimerización: A medida que aumenta el grosor del bloque de porcelana, disminuye la profundidad de polimerización de manera significativa.

El tiempo de luz aplicado a través de los bloques de porcelana es determinante para obtener una mayor profundidad de polimerización de las probetas de resina compuesta fluida. A medida que aumenta el tiempo de exposición a la luz, aumenta la profundidad de polimerización de manera significativa.

Al aumentar el grosor del bloque de porcelana interpuesto entre la luz de activación y las resinas compuestas fluidas, se debe necesariamente aumentar el tiempo de exposición de luz, con el fin de obtener una mayor profundidad de polimerización.

SUGERENCIAS

- Evaluar la profundidad de fotopolimerización en un estudio similar a éste, utilizando lámpara de fotocurado LED.
- Evaluar la profundidad de polimerización utilizando distintos tipos de patrones de polimerización.

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó un estudio *in vitro* sobre la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta fluida, al variar los tiempos de iluminación, interponiendo bloques de porcelana de distintos grosores.

Para esto se utilizaron probetas de resina compuesta fluida de 3 y 4 mm. de grosor y 6 mm. de diámetro, sobre las cuales se situaron especímenes de porcelana de 3 y 4 mm. de espesor y 6 mm. de diámetro. Los tiempos de irradiación de luz fueron de 40 y 60 segundos.

Los resultados obtenidos fueron sometidos al análisis estadístico mediante el Test de Student, encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en estudio.

Se concluyó que al interponer bloques de porcelana de 3 y 4 mm. de grosor entre las probetas de resina compuesta fluida de 4 mm. de espesor y la luz de activación, la polimerización disminuyó significativamente, del mismo modo, que el tiempo de exposición a la luz influye significativamente en la profundidad de polimerización de las

resinas compuestas fluidas, siendo ésta mayor en aquellos grupos que fueron iluminados más tiempo.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1) Barrancos J. "Operatoria Dental". 3ª Edición. Ed. Panamericana. 1176 p.p.: 1, 2. 1999.
- 2) Urzúa I., Stanke F. "Nuevas estrategias en Cariología, factores de riesgo y tratamiento". 1999. 125 p.p: 13, 17.
- 3) Ozturk N., Aykent F. "Dentin bond strenghts of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system". The Journal of Prosthetic Dentistry 89(3): 275 - 281. 2003.
- 4) Gokhan A., Usumez A., Gunduza B. "The efficiency of different light sources to polimerize composite beneath a simulated ceramic restoration". The Journal of Prosthetic Dentistry 91: 151-7. 2004.
- 5) Craig R., O'Brien., Powers J. "Materiales Dentales". Sexta Edición. Editorial Harcourt Brace. 1996. 294 p.p.: 1, 56, 79, 83 y 92. Cap. I, IV y V.

- 6) Astorga C., Bader M., Baeza R., Ehrmantraut M. "Biomateriales Dentales". Primera Edición. 1997. p: 27-29.
- 7) Macchi R. "Materiales Dentales, Fundamentos para su estudio" 2ª Edición. Ed. Panamericana. 1988. p.p :114-117.
- 8) Diaz-Arnold A., Vargas M., Haselton D. "Current status of luting agents for fixed prosthodontics". The Journal Of Prosthetic Dentistry. 81(Feb): 135 - 141. 1999.
- 9) Attar N., Tam L., Mc Comb D. "Folw, Streng, Stiffness and Radiopacity of Flowable Resin Composites". J. Can. Dent. Asso.: 69 (8): 516 - 21. 2003.
- 10) Caughmann W., Chan D., Reuggeberg F. "Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical sitautions". The Journal of Prosthetic Dentistry 86: 101 - 6. 2001.
- 11) El-Mowafy O., Rubo M. "Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-cured Resin Cements". J. Can. Dent. Assoc. 66: 147. 2000.

12) Spohr A., Sobrino L., Consani S., Coelho M., Knowles J. "Influence of Surface Conditions and Silane Agent on the Bond of Resin too IPS Empress 2 Ceramic". The Internaional Journal of Prosthodontics.

13) Barceleiro MO., Miranda MS., Dias K., Sekito T. "Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneer Bonded with Flowable Composite". Operative Dentistry 28 (4): 423 - 428. 2003.

14) Bader, M. et. al. "Biomateriales dentales: Propiedades generales" Tomo II. p.p:3-38. 1ª Edición 1996.

15) Barrancos J. "Operatoria Dental". 3ª Edición. Ed. Panamericana. 1176 p.p.: 949-972. 1999.

16) Ehrmantraut M., Bader M. "Polimerización De Resinas Compuestas A Través De Estructuras Dentarias". Revista Facultad De Odontología Universidad De Chile. 12 (2): 22 -27. 1994.

- 17) Barbieri A., Capel P., Boni G., Freire L., “Thermal and Mechanical Load on Microleakage and Shear Bond and Strength to Dentin.” *Operative Dentistry*. 29 (1): 42 - 48. 2004
- 18) Leirskar J., Nordbo H., Thoresen N., Henaug T. “A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays”. *Acta Odont. Scand.* 61 (4): 247 – 51. 2003.
- 19) Kevin H., Belinda K., Frederick C. S. “Clinical evaluation of packable and conventional hybrid resin-based composites for posterior restorations in permanent teeth”. *J. Am. Dent. Assoc.* 134 (12): 1.581 - 9. 2003.
- 20) Brunton PA., Kassir A., Dashti M., Setcos JC. “Effect of Different Application and Polymerization Techniques on the Microleakage of Proximal Resin Composite Restorations *In Vitro*”. *Operative Dentistry* 29 (1): 54 – 59. 2004.
- 21) Cordero Viviana. “Estudio comparativo *in Vitro* de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. de Chile, 2004.

22) Olivares Rodrigo. “Grado de infiltración marginal existentes entre el diente y las restauraciones de Resina Compuesta frente a distintos patrones de fotopolimerización”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. de Chile, 2001.

23) Torri Y., Itou K., Hikasa R., Iwata S., Nishitani Y. “Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system”. *Journal of Oral Rehabilitation* 29: 528 – 533. 2002.

24) Perdigao J., May K., Wilder A. “The Effect of Depth of Dentin Demineralization on Bond Strengths and Morphology of the Hybrid Layer”. *Operative Dentistry* 25: 186 – 194. 2000.

25) Hayakawa T., Kikutake K., Nemoto K. “Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin enamel”. *Dental Materials* 14: 99 – 105. 1998.

26) Yazici AR., Basaren M., Dayangac B. “ The Effect of Flowable Resin Composite on Microleakage in Class V Cavities”. *Operative Dentistry* 28: 42 – 46. 2003.

- 27) Anusavice K. “Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips”. 10ª Edición. Ed. McGraw-Hill Interamericana. México. 746 p.p.: 238 - 311. Cap. XII. 1998.
- 28) Torrejón P. “Análisis de la brecha marginal generada en restauraciones de resina compuesta con dos patrones de fotopolimerización distintos”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. de Chile, 2003.
- 29) Asmussen E., Peutzfeldt A. “Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite”. *Eur. J. Oral Sci.* 111: 543 – 546. 2003.
- 30) Le Bell A., Tanner J., Lassila L. “Depth of Light-Initiated Polymerization of Glass Fiber-Reinforced Composite in a Simulated Root Canal”. *The International Journal of Prosthodontics* 16 (4): 403 – 408. 2003.
- 31) Asmussen E., Peutzfeldt A. “Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface”. *Eur. J. Oral. Sci.* 111: 277 – 279. 2003.

- 32) Tanoue N., Astuta M., Matsumura H. "Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units". *Journal of Oral Rehabilitation* 30: 832 – 836. 2003.
- 33) Chen H. Y. et. al. "Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins". *Dental Materials* 17: 253 – 259. 2001.
- 34) Chen H. Y. et. al. "Polymerization contraction stress in light-cured compomer restorative materials". *Dental Materials* 19: 597 – 602. 2003.
- 35) Bayne, SC. et. al. A characterization of first generation flowable composites. *JADA*; 129: 567 – 77, May 1998.
- 36) Chang, SF. et. al. Influence of flowable composite lining thickness on class II composite restorations. *Oper Dent*; 29 (3): 301. May – Jun. 2004.
- 37) Liebenberg, WH.; Unterbrinck, GL. Flowable resin composites as "filled adhesives": Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.*; 30: 249-57. Apr. 1999.

- 38) Labella, R. et. al. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mat*; 15: 128 – 37. Mar 1999.
- 39) Crispin, BJ.; Land, MF.; Rosentiel, SF. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*; 80: 280 – 301 Sep 1998.
- 40) Buchalla, W.; Attin, T.; Hellwig, E. Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions. *Oper Dent*; 25: 482 – 87. Nov – Dec 2000.
- 41) Motzfeld R, Alday T. Sistemas adhesivos en odontología restauradora. *Rev. Soc. Oper. Dent de Chile*; 11 – 12 (1): 38 –43. 2001.
- 42) Peutzfeldt, A. Dual cure resin cements in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontológica Scandinavica*; 53: 29 – 34. Feb 1995.
- 43) El-Badrawy, WA.; El-Mowafy, OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*; 73: 515 – 24. Jun 1995.

- 44) Braem, M. et. al. Dual cure luting composites – Part II: Clinically related properties. *J Oral Rehabil*; 21 (1): 57 – 66. Jan, 1994.
- 45) Culbreath, TE.; Moon, PC.; Tabassian, MS. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent*, 27: 248 – 53. May – Jun 2002.
- 46) Peumans, M. et. al. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent*; 28 (3): 163 – 77. Mar 2000.
- 47) Linden, JJ et. al. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res*; 70 (2): 154 – 57. 1991.
- 48) Breeding, LC.; Dixon, DL.; Caughman, WF.; The curing potencial of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent*; 65 (4): 512 – 18. Apr 1991.
- 49) Cardash HS et. al. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent*; 69 (6): 620 – 23. 1993.
- 50) Blackman R., Varig N., Duke E. “Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement”. *J. Prosthet Dent* 63: 295 - 300. 1990.

51) Jap, AU.; Siow, KS.; Soh, MS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*; 29 (1): 9 – 15. Jan – Feb 2004.

52) Nomoto, R.; Mc Cabe, JF.; Hirano, S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent*; 29 (3): 287 – 94. May – Jun 2004.

53) Muñoz, R. “Estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. y lámpara halógena convencional”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. de Chile, 2004.

54) Chan KC., Boyer DB. “Curing light-activated composite resins through dentin”. *J. Prosthet Dent* 54: 643 - 5. 1985.

55) Ehrmantraut M., Bader M. “Efecto de la interposición de vidrio ionómero en la polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias”. *Revista Facultad De Odontología Universidad De Chile* 14 (1): 49 - 55. 1996.

56) Onose H., Sano H., Kanto H., et al. “Selected curing characteristics of light-activated composite resin”. *Dent Mater*: 48 - 54. 1985.

57) Strang R., et al.. "The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers". Br.Dent J.163:149.1987.