

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

“ Estudio comparativo *in vitro* de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidaspolimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuesta previamente endurecida”

Carlos Eduardo Guede Araya

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

TUTOR PRINCIPAL
Prof. .Dr. Manuel Ehrmantraut N.

TUTOR ASOCIADO
Prof: Dr: Marcelo Bader M.

Santiago – Chile
2006

DEDICATORIA

A mi abuelo que me protege desde el cielo y que me cuida y guía mi camino, día tras día. Y a mi tío que desde unos años atrás lo acompaña en su misión los extraño y amo mucho.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr Manuel Ehermantraut por su paciencia, buena voluntad y disposición , en la guía de este trabajo.
- Al Dr. Bader por su colaboración
- A mis padres por su esfuerzo, confianza, paciencia y constante ayuda durante todos estos años, los amo mucho y de corazón muchas gracias.
- A mis hermanos Jorge y Paula Guede, por el afecto y apoyo brindado durante todos los años de mi vida. Los quiero mucho hermanos.
- A mis amigos y compañeros que estuvieron siempre a mi lado y que compartimos momentos inolvidables.
- A mi tío Mario Urrutia por su ayuda desinteresada en la impresión de este trabajo y por la amistad, apoyo y cariño que entrega a mis padres.

ÍNDICE

Páginas

INTRODUCCIÓN.....

MARCO TEÓRICO.....

HIPÓTESIS.....

OBJETIVOS.....

MATERIAL Y MÉTODO.....

RESULTADOS.....

DISCUSIÓN.....

CONCLUSIONES.....

SUGERENCIAS.....

RESUMEN.....

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICAS.....

INTRODUCCIÓN

La odontología restauradora en su afán de dar solución a los problemas de pérdida de tejido dentario ya sea por caries, traumatismos u otros tipos de lesiones, ha utilizado los materiales disponibles en ese momento. Pero no sólo ha estado enfocado a devolver forma y resistencia mecánica, sino que además se ha preocupado de devolver la armonía óptica perdida. (1) El objetivo fundamental de la odontología restauradora consiste en sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales que permitan reestablecer la función y el aspecto de los dientes, por esto desde siempre se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales y que se puedan aplicar directamente en una preparación cavitaria con la plasticidad adecuada. (2)

En la actualidad, las resinas compuestas son el material estético de uso más popular gracias a su colocación directa en las áreas a restaurar y que han tenido mayores avances desde su aparición. Estos materiales se utilizan en casi todas las áreas de la odontología, desde sellantes de puntos y fisuras hasta ser un medio de cementación de restauraciones indirectas (Inlays , Onlays). Las Resinas compuestas se caracterizan principalmente por su capacidad de imitar el color real de los dientes, una aceptable longevidad y su adhesión a la pieza dentaria. (3) No obstante su evolución las restauraciones directas de resinas

compuestas exhiben problemas tales como baja resistencia al desgaste, contracción de polimerización y microfiltración por nombrar algunos. (4,5,6)

Con la intención de solucionar los problemas relacionados con la técnica de restauración directa de las resinas compuestas, es que se han elaborado restauraciones indirectas de estos mismos materiales. En ellas, por ejemplo, se puede suprimir la contracción de polimerización ya que se lleva lugar fuera de boca, con lo que la formación de brechas alrededor del inlay/onlay puede ser disminuida, mejorando, de esta manera, la adaptación y sellado marginal de la restauración. (5) Diferentes factores interactúan para su éxito, entre los que podemos mencionar la técnica de cementación y las propiedades del agente cementante. (4,7)

Dentro de estos últimos existen hoy en día distintos tipos a disposición de la profesión odontológica, entre los cuales se encuentran los cementos de resinas. Éstos están presentes en diferentes formas y a pesar de sus avances, pueden presentar ciertas desventajas a la hora de cementar restauraciones estéticas indirectas.

Con la idea de evitar las desventajas que pueden presentar los cementos de resina(los convencionales y los adhesivo), nace como alternativa el uso de las resinas compuestas fluidas (composite flow), para la cementación de las restauraciones estéticas. Como ventaja respecto a los materiales que se utilizan habitualmente, posee mayor relleno inorgánico en su composición, lo que mejora sus propiedades mecánicas sin alterar su fluidez, logrando mejor comportamiento clínico.

Debe tenerse en cuenta que los materiales utilizados para estos efectos deben polimerizar debajo de restauraciones, que han sido confeccionadas en resina compuesta o bien en porcelana, y si son activadas por luz, ésta debe recorrer el espesor de la restauración para poder endurecer; esta es la razón por la cual existen materiales que endurecen en

forma autógena o mixta, con los problemas que ello puede incurrir el material. Como una alternativa, las resinas compuestas fluidas pueden mejorar los aspectos negativos de los elementos de fijación, teniendo mejor comportamiento clínico a largo plazo, siempre y cuando puedan polimerizar correctamente.

Por estas razones, el presente trabajo tiene como objetivo comparar las propiedades físico mecánicas de las resinas fluidas al ser utilizadas como medio de fijación, haciéndolas polimerizar a través de resina compuesta de distintos grosores ya polimerizada, en distintos tiempos de aplicación de luz.

MARCO TEÓRICO

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, multifactorial, de tipo crónica, polimicrobiana, localizada, progresiva que afecta a los tejidos calcificados del diente y que se produce por la acción de los ácidos orgánicos provenientes de la fermentación microbiana de los carbohidratos de la dieta.(8) Su aparición depende de la interacción de tres factores esenciales: El hospedero, representado por los dientes y la saliva, la microbiota de la región o microorganismos y la dieta consumida. Estos tres factores esenciales representan la clásica triada de keyes, a la cual se le ha agregado un cuarto factor que es el tiempo. Para que la caries ocurra, estos factores deben, no sólo estar presente, sino también interactuar en condiciones críticas a saber: Un huésped con tejido susceptible (dientes), colonizado por un microbiota con potencial cariogénico, consumiendo con frecuencia, una dieta rica en sacarosa. A partir de estas condiciones pueden desarrollarse placas dominadas por bacterias cariogénicas y después de algún tiempo aparece la lesión de caries, que si no es detectada oportunamente, se hará irreversible desde el punto de vista de la remineralización de los tejidos afectados. Cuando esto ha ocurrido , el tratamiento indicado debe ser la eliminación mecánica de los tejidos dañados y la toma de medidas oportunas y necesarias para recuperar los tejidos perdidos y que los remanentes permanezcan sanos. (8,9,10)

Es por esto que dentro de la Odontología nació la Operatoria dental, disciplina

caracterizada principalmente por prevenir, diagnosticar y restaurar las lesiones, alteraciones o defectos que puede sufrir un diente, para devolver su forma, estética y función dentro del aparato masticatorio en armonía con los tejidos adyacentes (9,11).

Frente al daño generado por la caries, que implica un deterioro progresivo de las estructuras dentarias, la odontología restauradora se ha propuesto como objetivo devolver en forma óptima todas las funciones del tejido dentario perdido, es decir (12):

- _ Mantener la salud tanto del complejo pulpodentinario como de las estructuras periodontales.
- _ Devolver tanto la forma anatómica de los tejidos perdidos como su armonía óptica.
- _ Mantener en el tiempo la estructura e integridad marginal.
- _ Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.

En busca de lograr dichos objetivos nació la ciencia de los biomateriales dentales, que comprende el estudio de la composición y de las propiedades de los materiales y la forma en que interaccionan con el medio ambiente en que serán situados (13).

La selección del material restaurador es de exclusiva responsabilidad del Odontólogo, que debe basarse en las variables de cada caso clínico, y determinar que material restaurador es el indicado, basándose en el conocimiento de sus propiedades y comportamiento clínico (9).

Los esfuerzos están orientados a desarrollar materiales dentales que pueden responder tanto a las demandas estéticas de los pacientes como a los requisitos funcionales. Las características ideales deseadas para estos materiales que puedan responder tanto a las demandas estéticas de los pacientes como a los requisitos funcionales son (14):

- _ Armonía óptica, es decir, que se integre visualmente a los tejidos remanentes que se van a restaurar y pase desapercibido.

- _ Durabilidad, devolviendo la función perdida por el mayor tiempo posible.
- _ Resistencia mecánica ante las fuerzas masticatorias, ya que debe ser capaz de resistir el stress masticatorio y permanecer íntegro.
- _ Compatibilidad biológica, es decir que sea inocuo para los tejidos dentarios remanentes.
- _ Protección y mantención de la salud pulpar.

Los primeros materiales estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio y a pesar de ofrecer una excelente estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y poca resistencia mecánica; debido a ello representaban un sistema de restauración a corto plazo. Por otra parte, los silicatos cambiaban de color y se iban opacificando debido a la pigmentación y a la deshidratación, lo que se traducía en que sus cualidades estéticas se deterioraban con el paso del tiempo. Además producían un alto grado de irritación pulpar, esto debido a que el ph del silicato es menor a 3 al momento de introducirlo en la cavidad, y permanece por debajo de 7 aún después de un mes, es por este motivo que la restauración necesita una buena protección pulpar.

Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (copolímero basado en polimetacrilato de metilo), sin embargo estos poseían un alto grado de contracción de polimerización y coeficientes de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencia filtraciones marginales y percolación que llevaban al fracaso de las terapias restauradoras. Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y gran generación de calor al polimerizar.

Para darle solución a estos problemas surgen las resinas compuestas, esto ocurre en 1951, donde Knok y Gleen, basándose en las experiencias anteriores agregaron 15% de

silicato de aluminio a la resina, obteniéndose las llamadas resinas compuestas. Se las denominó de esta forma debido a que el producto estaba compuesto por dos elementos que no reaccionaban entre sí: silicato de aluminio y resina acrílica. Estos primeros intentos no llegaron a buen término, debido a que no existía una unión química entre el relleno inorgánico y la matriz de resina, sino sólo se retenían mecánicamente. Posteriormente a estos materiales se les denominó resinas pseudocompuestas.

El avance real se produjo en 1962, cuando Bowen, luego de varias experiencias, combinando las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos, desarrolló una molécula compuesta denominada BIS-GMA. Esta molécula es un híbrido, que contiene una parte de la molécula epóxica (la parte central), pero con grupos terminales de metacrilato, provenientes de las resinas acrílicas (15). A esta matriz orgánica se le agregó relleno inorgánico unido a través de un agente acoplante (silano), que cubría las partículas de relleno, logrando así un enlace químico, con lo que mejoraban las propiedades físicas y mecánicas de este material (16). Al mejorar estas propiedades se obtuvo un material restaurador que es muy superior a las resinas acrílicas sin relleno.

Así se puede definir a las resinas compuestas como la combinación tridimensional de por lo menos dos materiales distintos en su estructura química, unidos por un agente de enlace.

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 cuarzo, sílice, silicato de litio y aluminio, cristales de bario, estroncio o zinc.
- **Agentes de acoplamiento:** 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 partículas de relleno por el otro lado, consiguiendo de este modo el acoplamiento entre ambas partes (17)

Estos tres componentes, matriz de resina orgánica, relleno inorgánico y agente de enlace, forman la base de las llamadas Resinas Compuestas. Éstas, 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 una infiltración y percolación, con la consecuente recidiva de caries, tinción de los márgenes e incluso pérdida de la restauración (18).

Además de la matriz, el relleno (fase inorgánica) y el agente de unión, también forman parte de la resina compuesta otros agentes tales como:

- Monómeros que disminuyen la viscosidad del BIS_GMA o de UEDMA (Dimetacrilato de uretano), por ejemplo el TEGDMA (Dimetacrilato de trietilenglicol)
- Inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil, previniendo el endurecimiento espontáneo del material durante el período de almacenamiento.

- Iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la reacción de polimerización.
- Pigmentos, para dar las distintas tonalidades del material restaurador.
- Modificadores y opacificadores para controlar el color y la translucidez.
- Radioopacificadores: las resinas compuestas en si son radiolúcidas, lo que constituye una desventaja frente a exámenes diagnósticos radiológicos. Es por eso que se agregan por ejemplo sales de bario, para dar características radiopacas al sistema (14).

El logro de una integración y la existencia de continuidad entre la estructura del material restaurador y la estructura dentaria, permite evitar la generación de brechas o interfases por las cuales podrían introducirse componentes del medio bucal y generar filtración marginal con el subsiguiente fracaso del tratamiento restaurador. Es conveniente entonces que la adhesión lograda no sea sólo para evitar el desprendimiento del material restaurador, sino que sea para producir una integración estructural entre ambas partes, lo que permite que el conjunto funcione mecánicamente como una unidad. Así las fuerzas recibidas son absorbidas por ambas estructuras y el diente restaurado puede comportarse más cercanamente como un diente sano, reduciendo las posibilidades de fractura dentaria o pérdida de la restauración

Para lograr un contacto exitoso entre la superficie dentaria y los materiales restauradores, que es el objetivo de la operatoria dental con el fin de conseguir adhesión, surge la necesidad de encontrar técnicas que nos permitan obtener los requisitos fundamentales de preparación de los tejidos sobre los que se trabaja, así como también

sobre los materiales restauradores, para así obtener un contacto estrecho entre ambas partes, con lo que se logra que los materiales sean capaces de comportarse lo más cercanamente a los tejidos vivos, cuestión que obviamente también depende de las características propias de los materiales empleados y así cumplir las diversas funciones que se obtenía con los tejidos indemnes.

Por esta razón la técnica elegida debe asegurar alcanzar un contacto estrecho entre las partes, que esto se mantenga durante el uso, es decir, que las superficies no se separen y así facultar a la sustancia adherente a realizar en buena forma su función. Considerando que la palabra adhesión se emplea para identificar a cualquier mecanismo que permita mantener en contacto dos partes, las técnicas empleadas nos deben permitir entonces, lograr adhesión.(9)

En 1955 Buonocore se planteó un desafío y trató de unir resinas acrílicas a esmalte dentario. Trabajando en ello desarrolló el grabado ácido, que consistía en aplicar ácido fosfórico al 85% sobre la superficie adamantina, a través de lo cual se generaban microporosidades. Resultó ser una técnica que conseguía mejorar la unión de la resina al tejido dentario, debido a la obtención de una mayor superficie de contacto de las áreas microretentivas generadas por el ataque ácido (19)

Para alcanzar el éxito clínico de las restauraciones de Composite, una adhesión estable a la pieza dentaria es esencial (20). Afortunadamente, desde su introducción, la técnica de grabado ácido del esmalte ha entregado una superficie ideal para una unión confiable de las Resinas Compuestas. (4,21)

El éxito en la unión a dentina, sin embargo, ha sido menor, debido principalmente a las características del sustrato dentinario. Éste presenta un alto contenido orgánico,

variaciones de la estructura tubular, baja energía superficial y la presencia de movimientos de fluidos hacia el exterior (11, 4, 21). No obstante estas dificultades, la unión a dentina se ha mejorado en los últimos 10 años gracias a la introducción y desarrollo de nuevos sistemas de adhesión. (4)

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 placa y tarugos de barro dentinario, abrir y ampliar los túmulos, y poder desmineralizar entre 2 a 5 μm de dentina. El ácido disuelve y extrae la fase de la apatita mineral que normalmente cubre las fibras de colágeno de la matriz dentaria, 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 micro mecánica con la dentina parcialmente desmineralizada (20,22,23)

Clasificación de las Resinas Compuestas

Tradicionalmente la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno.

1. Resinas compuestas de macrorrelleno: Corresponden a la primera generación de resinas compuestas, que se caracterizaron por una carga de partículas inorgánicas de gran tamaño, preparadas por molido, cuyos tamaños oscilaban entre 1 a 100 μm . Como los primeros intentos de producir partículas era en forma mecánica, éstas presentaban una forma poliédrica irregular. Luego se trató de redondear sus ángulos, para lograr una distribución homogénea de las fuerzas en la resina. Con esto se buscaba disminuir la posibilidad de formación de grietas sobre la superficie de la restauración y también mejorar

la unión de las partículas con el agente silábico. Así el tamaño de las partículas disminuyó entre 1 a 35 μm . Gracias a esto se logró disminuir la contracción de polimerización y aumentar la resistencia mecánica (24)

Sin embargo, las características de la textura superficial (pulido final) de estas resinas daba lugar a una superficie irregular, permitiendo el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivantes y pigmentación, provocando como consecuencia deterioros estéticos. Por otro lado, estas resinas tenían una baja resistencia al desgaste (10)

2.. Resinas Compuestas de microrelleno: Se desarrollaron como consecuencia de la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Este tipo de partículas tiene un tamaño mucho más uniforme que varía entre 0.04 y 0.05 micrones con lo que se consigue una excelente terminación superficial que mejora en forma considerable la apariencia estética.. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran medida el área de su superficie en contacto con la matriz de la resina compuesta, razón por la cual no se puede incrementar su porcentaje, ya que aumentaría demasiado la viscosidad del material y dificultaría su manipulación. Dado que no se puede incrementar la carga de relleno, esto conlleva a una reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta. Además presentaron mayor coeficiente de variación dimensional térmica (10).

3. Resinas compuestas 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 pulido intermedias. Esto da como resultado una resina compuesta mas resistente al desgaste, con un coeficiente de expansión térmica similar al de

macropartículas, con una reducida pérdida superficial de relleno y con buenas propiedades físicas, presentando, no obstante, el inconveniente de ser difíciles de pulir (10)

4. Resinas compuestas microhíbridas: Estas presentan dos tamaños de Partículas, siendo las más grandes de 0,4 a 1 micrón, y las de menor tamaño varían entre los 0.04 y 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 (10)

5. Resinas Compuestas de nanorelleno: 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. Es así como se han desarrollado estos sistemas de resinas compuestas con partículas de relleno que van de 0.02 a 0.075 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. (25)

Independiente del tipo de partículas que posean las resinas compuestas, éstas deben sufrir un **proceso de polimerización** para endurecer. En él se unen varias moléculas pequeñas, llamadas monómeros, para formar otras más 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, éste tendrá un volumen menor al de la masa de monómeros de la cual se partió. (26)

La reacción de polimerización consta de 3 etapas:

Etapas de iniciación: Proceso que se realiza a través de un agente iniciador. Éste forma radicales libres en los monómeros, quienes al tener un electrón impar, es decir, al poseer dobles enlaces entre carbonos que se rompen, se convierten en un compuesto muy reactivo.

Para que el iniciador cumpla su función, debe ser activado por un agente activador, quien le otorga energía suficiente para combinarse con una molécula de BIS_GMA y romper el doble enlace entre carbonos, apareándose con uno de ellos y dejando libre el otro, el cual puede reaccionar con más monómero hasta completar el proceso de polimerización (19)

El iniciador puede activarse a través de medios químicos o físicos. La activación química corresponde a un sistema Red-Ox, utilizándose un peróxido orgánico como iniciador (ejemplo: peróxido de benzoilo) y una amina orgánica aromática como activador. Por otro lado, los sistemas físicos actúan mediante temperatura o mediante luz de determinada longitud de onda. En los sistemas de activación lumínicos actúa como iniciador una α -dicetona, la canforoquinona, la cual es activada por la luz visible con una longitud de onda de 470 nanómetros en presencia de una amina orgánica alifática o lineal, siendo uno de los sistemas más utilizados por sus múltiples ventajas, tales como la fácil manipulación. A estos sistemas se les agrega el de activación por calor, pero posee un uso limitado(19)

Etapa de propagación: Que es aquella donde ocurre el crecimiento y la formación de la cadena polimérica. El monómero activado reacciona con otro monómero, formando un dímero, que posee un radical libre en su carbono terminal, capaz de reaccionar entonces con otro monómero, formando un trímero, que también posee un radical libre en el carbono terminal. De esta forma, va creciendo la cadena polimérica, proceso conocido como crecimiento en cadena (26)

Etapa de terminación: Que es la etapa donde cesa la formación de polímero por la inactivación de los radicales libres, debido a que éstos se recombinan entre sí. De esta forma, se obtiene un polímero inactivo (26).

La polimerización que sufren las Resinas compuestas corresponden 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 (26).

Otra forma de clasificar a las resinas compuestas es por su forma de activación de polimerización. Así se tiene:

1. Resinas de autocurado: Consiste en mezclar dos pastas, una que contiene el iniciador, que es el Peróxido de Benzoílo, y la otra un activador, que es una amina terciaria aromática (N,N- dimetil-p-toluidina). Cuando estas dos pastas son espatuladas, forman radicales libres, comenzando el proceso de polimerización. 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 (27).

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

2. Resinas de fotocurado: corresponden al sistema activado físicamente por luz visible. Estas resinas son vendidas como una pasta simple, contenida en una

jeringa opaca. El fotoiniciador es una Diketona que es capaz de absorber la luz, y en presencia de una amina alifática, inicia el proceso de polimerización. Un fotoiniciador comúnmente usado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz (28).

Estos materiales tienen ventajas evidentes sobre las Resinas Compuestas activadas químicamente, como es la simplificación en la manipulación y, por consiguiente, al evitar la mezcla, se disminuye la incorporación de aire a la masa, además de una mejoría notable en la estabilidad de color, debido a que la amina es de tipo alifática o lineal, y no se oxida como las aromáticas o cíclicas.

Pese todo, los compuestos fotocurados tienen algunas limitaciones, como por ejemplo, que deben colocarse por capas en la cavidad operatoria, lo cual puede consumir un tiempo considerable.

3. 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 mas completa (17)

4. Resinas de curado dual: En ellas se combinan el sistema de polimerización química con los componentes de fotopolimerización , es decir, el Peróxido de Benzoílo, 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 o de metal que pueden ser demasiado gruesas para permitir el paso de suficiente luz (17)

En relación a las Resinas Compuestas fotoactivadas, 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 Resinas Compuestas 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, una reducción de la dureza y de la rigidez, y una insuficiente unión a la estructura dental de parte de dichas restauraciones. 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 (17)

La profundidad de curado de las Resinas compuestas fotoactivadas, depende de varios factores, de los cuales podemos nombrar, tipo y color de la Resina Compuesta, la concentración del fotoiniciador, 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.

Dentro de las fuentes lumínicas que se utilizan actualmente para fotoiniciar la polimerización de las Resinas compuestas podemos encontrar los siguientes tipos:

- Lámparas halógenas convencionales y de alta densidad de potencia
- Lámparas de plasma (de arco, xenon)
- Lámparas láser
- Lámpara de luz emitidas por diodos (L.E.D)

Como característica importante de las lámparas halógenas convencionales, podemos decir, que la base física de estas se fundamenta en el hecho de que los objetos calentados emiten

radiación electromagnética. Estas lámparas emiten un amplio rango de longitud de onda cubriendo una gran parte del espectro, lo cual resulta en la producción de luz blanca. Gracias a la presencia de un filtro, sólo se deja pasar al conductor de luz visible que oscila entre los 420-500nm (14).

Para la mayoría de los sistemas de Resinas Compuesta, el fotoiniciador utilizado es la Canforoquinona, la cual posee un peak de excitación a los 468 nm. Por lo tanto, la fotoactivación de esta se produce justamente frente a esta longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468 nm. eventualmente se pierde calor.

La fotopolimerización, al igual que todas las formas de polimerización en general, lleva asociada dos fenómenos de importancia, como son la generación de calor y la contracción de polimerización. Esta última es un problema mayor de las Resinas Compuestas, 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 (5,18)

Contracción de polimerización:

Junto con el coeficiente de expansión térmica, son las propiedades que mayor incidencia poseen en el resultado clínico de las restauraciones de Resina Compuesta. Bausch la define como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida inicial”.(14) El pasaje de monómero a polímero implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de resina. Es un fenómeno anexo a la polimerización. Por lo tanto, cualquier material que endurezca por esa vía presentará algún grado de variación dimensional.

La reducción volumétrica de estos materiales es de aproximadamente del 2 al 7% de su volumen total. Esta cifra, que parece pequeña puede generar una brecha marginal lo

suficientemente importante para hacer peligrar la integridad de la restauración y del esmalte (29)

La contracción de las Resinas Compuestas al polimerizar dependerá del tamaño y de la cantidad de partícula monomérica, del módulo de elasticidad, de esta, de la deformación durante su endurecimiento, de la calidad de la unión adhesiva lograda con los tejidos dentarios y del sistema y método de fotoactivación. Mientras más grande sea la molécula monomérica, menor será la contracción. Por otra parte, al haber una mayor cantidad de monómero el volumen de relleno inorgánico será menor, aumentando con ello la contracción final del polímero. A su vez aumentando el relleno inorgánico, menor será el volumen de monómero presente en la resina con lo que disminuye la contracción.

La contracción de polimerización no genera tantos problemas en cavidades pequeñas rodeadas de esmalte, pero en el caso de preparaciones grandes, la mayor masa del material que polimeriza, genera que las fuerzas de contracción superen a las de adhesión, provocando que la tensión se transmita a la junta adhesiva causando una brecha lo que puede dar lugar a filtraciones marginales. Esta tensión es tan poderosa que puede provocar la fractura de pequeños trozos de esmalte o fracturas cohesivas dentro de la masa del material (9)

En caso que se obtenga una buena adhesión, las tensiones internas pueden causar deflexión de las cúspides, lo cual puede generar sensibilidad, malestar o dolor al masticar, situación frecuente en grandes restauraciones en premolares y molares.

A pesar de estos y otros defectos que presentan las Resinas Compuestas, su evolución he 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 condensable 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, siendo importante conocer algunos tipos de Resinas Compuestas (30)

Resinas compuestas fluídas (flow).

Estas se crearon en 1996, siendo en ese momento muy importante el marketing que se le otorgó al producto, ya que su desarrollo estuvo basado principalmente en las propiedades de manipulación del material y casi no se consideraron los criterios clínicos, por lo que sus limitaciones no se conocían (9)

Las formulaciones de Resinas compuestas con elevada fluidez han sido introducidas al mercado en los últimos años. Estos materiales tienen, ya sea, una menor carga de relleno o una mayor proporción de monómeros, lo que les permite poseer una mayor fluidez. Ellos están elaborados para ofrecer una baja viscosidad, mejor adaptación a las paredes internas de la cavidad, fácil inserción y una gran elasticidad en comparación con los productos disponibles previamente. (30, 31). Las Resinas Fluidas (flow) tienen una carga de relleno menor en un 20% a 25% que las resinas convencionales, lo que hace que estas últimas tengan un mejor comportamiento con respecto a las propiedades mecánicas.

Contienen de relleno un porcentaje en peso de 60-70% y un porcentaje en volumen que va entre 30-50%, con un tamaño promedio de las partículas de 1,5 μm , lo que da como resultado una resina fluida y de baja viscosidad (24)

Las resinas fluidas (flow) son un material altamente estético, se presentan en jeringuillas que facilitan su colocación en la cavidad operatoria, son fotopolimerizables, radioopacas y su baja viscosidad permite una excelente adaptación a las paredes cavitarias (24).

Aunque las propiedades mecánicas de estas resinas fluidas (flow) son inferior a las resinas compuestas híbridas, se les indica en una variedad de acciones clínicas. Las aplicaciones sugeridas por los fabricantes para las resinas fluidas (flow) son bastante amplias, incluyendo: reparaciones de márgenes de amalgamas, restauraciones clase I, II, III, IV, y V, reparación de resinas compuestas, liner, sellante de fosas y fisuras, cementación de porcelanas, etc. (24)

Es importante considerar también la resistencia a la compresión, debido a las fuerzas masticatorias a las que están sometidas las piezas dentarias diariamente, y que deben soportar igualmente las restauraciones. En este caso, las resinas fluidas (flow) obtienen valores cercanos a los 250 MPa, valores que se asemejan a los de las resinas compuestas, siendo el de éstas de 324 MPa (24) Sin embargo, no se recomienda su uso en zonas de alto stress oclusal.

Otra propiedad importante de considerar es la resistencia al desgaste. La forma de medición se basó en un test de abrasión que simula el lavado de dientes, suponiendo que se realizan tres lavados diarios por 365 días del año, por 10 años. Los resultados obtenidos son para las resinas fluídas (flow) de $28 \pm 4 \mu\text{m}$ y para las resina compuestas de $21 \pm 3 \mu\text{m}$. Queda claramente expuesto que por esta razón no se recomienda su uso en zonas de gran trabajo oclusal (24).

Con respecto a la microfiltración, se ha determinado que el uso de Resinas Compuestas fluidas (flow) como material de base de restauraciones de Composites híbridos

universales, reduce la microfiltración de la restauración. Esto debido principalmente a la capacidad de las Resinas Compuestas fluidas (flow) de adaptarse mejor a las paredes de la cavidad y ha la habilidad de estas resinas para absorber la tensión de contracción de polimerización, de manera de preservar la unión entre el diente y a restauración, evitando así la formación de brechas marginales (30, 31, 32)

Estas resinas Compuestas fluidas (flow) ofrecen la ventaja, además de mejorar la adaptación a las superficies cavitarias en áreas que son de difícil acceso, especialmente cuando los Composites posteriores de alta viscosidad son usados subsecuentemente (30)

Con la intención de solucionar los problemas relacionados con la técnica de restauración directa de la Resinas Compuestas, es que se han desarrollado las restauraciones indirectas de estos mismos materiales (5). Una restauración indirecta se define como una restauración fabricada fuera de la boca y fijada sobre el diente preparado, y se indica con el fin de proteger a los tejidos dentarios remanentes en los casos en que la destrucción, producto del avance de la lesión o por una preparación cavitaria extensa, ha excedido ciertos límites, quedando así las paredes dentarias expuestas a una fractura.

Las restauraciones indirectas, además de ser elaboradas en base a Resinas Compuestas, pueden ser elaboradas en base a porcelanas y metales (11, 5, 3, 9)

Las de Resina Compuesta, son comúnmente utilizadas tanto en el sector anterior como en el posterior de la cavidad bucal, al igual que las incrustaciones cerámicas (7). Estas últimas, como restauraciones dentales, tienen excelentes propiedades, tales como la estética, la resistencia al desgaste, la baja conductividad térmica y la baja conductividad eléctrica (4, 33)

Diferentes factores han contribuido al éxito de las restauraciones estéticas indirectas tales como: la efectividad de los agentes y técnicas adhesivas, la estética superior de las

cerámicas libres de metal y de las restauraciones basadas en resina, y la facilidad y conveniencia del método (7)

Especificando un poco sobre los inlays/onlays de Resina Compuesta, se puede señalar que éstos, además de las indicaciones señaladas para toda incrustación, representan una modalidad de tratamiento adecuada para restaurar cavidades de tamaño mediano a grande y para reemplazar amalgamas fallidas o restauraciones de Resina Compuesta ubicadas en las piezas posteriores (5)

El éxito clínico de estas restauraciones indirectas ha sido posible por el desarrollo de los cementos dentales. Aunque el diseño de una preparación dentaria con una resistencia adecuada y con una retención óptima es fundamental, la importancia de los cementos dentales radica en la capacidad que éstos tienen en fijar mecánicamente, químicamente o por una combinación de ambos métodos la restauración al diente preparado, además de actuar como una barrera contra la filtración microbiana, sellando la interfase entre el diente y la restauración (23)

Un cemento dental ideal debería proveer una unión permanente entre distintos elementos, poseer una resistencia a la compresión y a la tracción adecuada, tener una resistencia a la fractura suficiente para prevenir el desalojo de la restauración como resultado de fallas interfaciales o cohesivas, ser capaz de humectar al diente y a la restauración, exhibir un adecuado grosor de película, poseer una viscosidad que asegure el completo asentamiento de la restauración, ser resistente a la desintegración en la cavidad oral, ser compatible con los tejidos orales y tener tiempos de trabajo y de polimerización adecuados (4, 3, 23, 33)

El desarrollo de los elementos de fijación en base a Resinas Compuestas (cemento de resina), han presentado un avance sorprendente en el último tiempo. Actualmente en el

mercado existe una amplia variedad de ellos y junto a los avances en las técnicas para su colocación y el desarrollo de las moléculas con el potencial de adhesión al esmalte y dentina han logrado que estos cementos tengan una buena unión a las estructuras dentarias (28, 34)

Desde la fórmula original de Bowen, sucedieron una serie de modificaciones, y es a través de su perfeccionamiento que se dio paso a ciertas propiedades que permitieron utilizar a estos materiales como cemento.

Los cementos de resina tienen como base al BIS-GMA o DMU; en ellos la porción resinosa provee un alto grado de contracción, motivo por lo que se añaden partículas de relleno inorgánico para así disminuir esta característica negativa y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación. Las partículas de relleno son muy importantes en la determinación de las características finales del material, son ellas las que determinan las principales diferencias entre los diversos tipos y marcas de Resinas Compuestas. Estas diferencias se refieren al tipo de relleno, porcentaje de relleno, forma de las partículas y tamaño de las partículas. El relleno inorgánico de estos materiales corresponde a partículas de sílice o vidrio, con un tamaño que oscila entre 0,04 y 1 μm , alcanzando un porcentaje de 30 a 72% en peso del compuesto.

Al igual que para las Resinas Compuestas, las partículas de relleno son tratadas previamente con un silano, lo que otorga compatibilidad química con el BIS-GMA (28) También se han incorporado a los cementos de resina la molécula 4-META (4-metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido) y MDP (10-metaciloxidecil dihidrógeno fosfato), que sirve para lograr adhesión a la dentina y son llamados cementos de resina adhesivos.

Los cementos de resina están disponibles en formas fotopolimerizables, autopolimerizables y de polimerización dual, y su elección está basada fundamentalmente en la intención de su uso. Al comparar estos distintos tipos de cementos, los productos fotopolimerizables 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. Estos cementos fotopolimerizables polimerizan por la aplicación de luz halógena en una correcta longitud de onda (entre 420 a 480 nm.), la cual puede endurecer incrementos de material de 2mm. en 40 segundos.

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 a su resistencia, dureza, absorción de agua y estabilidad de color. (35)

Es importante evaluar el grado de conversión del monómero 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 (35, 36)

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. Estudios sobre el curado de Resinas Compuestas han indicado que el grado de polimerización se reduce a la mitad cuando la luz de activación pasa a través de estructuras dentarias (18,37,38). 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 (39)

Por lo tanto, estos cementos fotopolimerizables deberían estar limitados a situaciones clínicas en donde el material suprayacente sea de un grosor menor a 3 mm. cuando las restauraciones utilizadas alcancen o superen este grosor, se recomienda utilizar cementos de polimerización dual (36).

Los cementos de polimerización dual son generalmente Composites tipos híbridos basados en la química de Bis-GMA. Normalmente la polimerización es iniciada químicamente y/o por luz visible, utilizando una longitud de onda que oscila entre 420 a 480 nm. (35, 18). Están indicados en restauraciones en que la opacidad del material pudiera inhibir la transmisión de suficiente energía lumínica al cemento, están formuladas con un catalizador capaz de iniciar la polimerización química y además lumino sensible.

El uso del catalizador podría ser un factor decisivo para la dureza y especialmente para la profundidad de polimerización final que alcanzan los cementos de polimerización dual. 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 la 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. (36)

Sin embargo , algunas investigaciones sugieren que la sola autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima dureza del cemento (36). 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 (40).

En cuanto a su manipulación, estudios demuestran que el trabajar con este tipo de cemento requiere de una destreza y habilidad de manipulación durante todo el proceso de cementación, desde la preparación de él hasta cuando se remueve el exceso de cemento, es decir, se debe efectuar una técnica cuidadosa con la menor cantidad de humedad posible. Es decir, este material requiere de una técnica sensible, en la cual se debe situar especial énfasis en la mantención de un campo lo más libremente posible de contaminación (19)

En cuanto a sus propiedades biológicas, su principal desventaja, al igual que lo que ocurre con las Resinas Compuestas, es la irritación pulpar. Esta irritación es provocada por los componentes monoméricos del material que se mantienen sin reaccionar, lo que no es muy importante si se cementa a un grosor suficientemente de dentina. En el caso que esto no suceda, se debe recurrir a la colocación de algún protector pulpar como base para evitar la sensibilidad postcementación, lo que se debe decidir con anterioridad a la confección de la restauración indirecta, para que dicho proceso se realice en la cavidad definitiva y no aparezcan posteriormente problemas de ajuste de la restauración (19)

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 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, mencionada 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 de material. 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 Composite para restauración son superiores a la de los cementos de resina. De acuerdo con Behle (1998), los Composite fluidos tienen otra ventaja sobre los cementos de resina, ellos previenen la incorporación de aire a la masa (17)

Es por esto que sería interesante determinar las propiedades físico mecánicas de las Resinas Compuestas fluidas, y determinar como la interposición de material ya polimerizado influye en las propiedades de estas 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 compararla con los cementos de resina.

Tomando en consideración estas evidencias, el propósito de este trabajo es evaluar *in vitro* las propiedades físico mecánicas de las Resinas fluidas al ser utilizadas como medio de fijación, haciéndolas polimerizar a través de resina compuesta ya polimerizada, en distintos tiempos de aplicación de luz.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en las propiedades mecánicas de resinas fluidas polimerizadas a través de bloques de resina compuesta ya polimerizada.

OBJETIVO GENERAL

Determinar las propiedades mecánicas de resinas fluidas polimerizadas con distintos tiempos de activación, a través de bloques de resina compuesta de diferentes grosores ya polimerizada.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la dureza superficial de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 40 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 3 mm.

- Determinar la dureza superficial de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 60 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 3 mm.

- Determinar la dureza superficial de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 40 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 4 mm.

- Determinar la dureza superficial de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 60 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 4 mm.
- Determinar la tensión diametral de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 40 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 3 mm.
- Determinar la tensión diametral de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 60 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 3 mm.
- Determinar la tensión diametral de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 40 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 4 mm.
- Determinar la tensión diametral de probetas de 3 mm de resina fluida polimerizada por 60 seg, a través de un bloque de resina compuesta ya polimerizada de 4 mm.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

MATERIAL Y MÉTODO

Este trabajo experimental se realizó en el laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología restauradora de la Facultad de Odontología y el Laboratorio de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

1.- Para la realización de esta investigación se confeccionaron 2 especímenes de Resina compuesta (Glacier, SDI Australia, color A3) utilizando una matriz formadora metálica ad hoc 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

Fotografía 1



Resina compuesta flow (wave, mv, SDI, color A3)

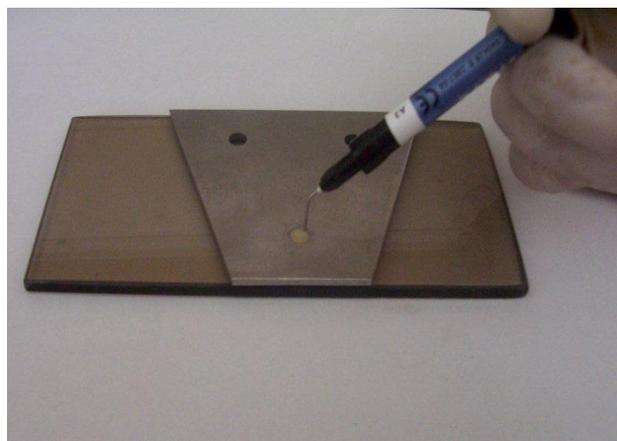
Fotografía 2



Probeteros metálicos de 4mm. Y 3mm. De espesor

2.- A través de estos especímenes confeccionados se aplicó luz hálogena para polimerizar probetas de resina compuesta fluida de 3 mm, con tiempos de luz de 40 y 60 segundos, hasta obtener 5 probetas de cada una.

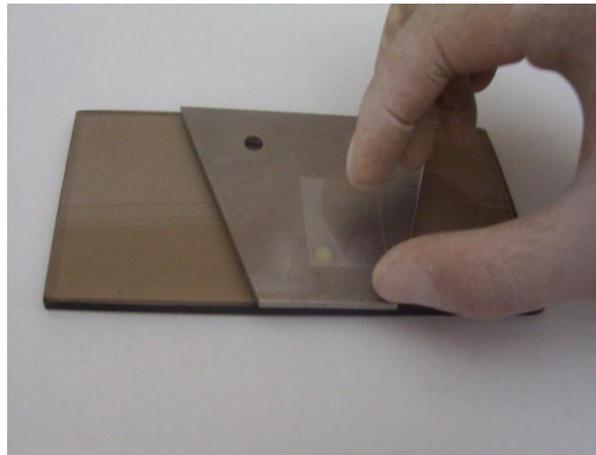
Fotografía 3



Incremento de resina fluida en el interior del probetero metálico

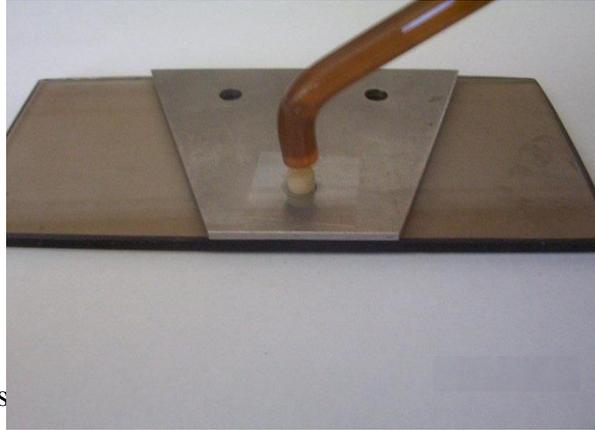
3.- Se colocó un incremento de resina compuesta fluida (Wave, mv, SDI Australia, color A3) en el interior de formadores metálicos hasta enrasar la superficie. Luego, entre el espécimen de resina compuesta convencional y la probeta a polimerizar (fluida) se interpondrá un cubre objeto.

Fotografía 4



Interposición del cubre objeto sobre la resina fluida

4.- Al mismo tiempo, se polimerizó 5 probetas de resina fluida de 3 mm. sin bloques de resina interpuestos con el objetivo de servir como controles del proceso de fotopolimerización.

Fotografía 5

5.- Las probetas de resina fueron preparadas y esta quedaron divididos en 5 grupos constituidos de la siguiente manera:

Grupo 1

3 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

Grupo 2

3 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm de resina fluida, que fue polimerizada por 60 segundos

Grupo 3

4 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

Grupo 4

4 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que fue polimerizada por 60 segundos.

Grupo 5

3mm de resina fluida que será polimerizada por 40 segundos sin interposición de bloques de Resina Compuesta previamente polimerizada y fue nuestro grupo control.

6.- La fotopolimerización se realizó con una lámpara de luz halógena (3M, st. Paul, U.S.A) y el tiempo de irradiación será controlado por un cronómetro.

fotografía 6



Lámpara de luz halógena 3 M, st. Paul, U.S.A.

7.- Se determinó la tensión diametral en una máquina de ensayos universales, y la dureza superficial de estas resinas, con un durímetro Shore

9.- Se registraron los resultados, se calculó el promedio para cada grupo y se determinó su desviación estándar y luego se sometió al test estadístico de Student.

PRUEBAS MECÁNICAS:

Ensayo a la resistencia tensión diametral:

Las muestras perfectamente identificadas fueron sometidas a una presión constante en una máquina de ensayos universales INSTRON, con una velocidad de desplazamiento fija de 1cm/min. La carga se ejerció sobre su diámetro, generando compresión en el plano de aplicación de la fuerza y tracción desde el centro hacia fuera del cuerpo de prueba hasta el punto de su resistencia máxima, esto es hasta el momento de su fractura.

Fotografía 7

Fotografía 8



Máquina de ensayo universal Instron



Probeta sometida a carga

Dado que la magnitud de la carga soportada dependerá de la dimensión del cuerpo de prueba, para lograr valores equiparables a probetas de cualquier tamaño, se debe relacionar la carga ejercida con la dimensión del cuerpo de prueba, para la cual se aplica la siguiente formula:

$$\text{Tensión tracción: } T_s = \frac{2P}{\pi DT}$$

Donde:

P= Carga de fractura

D= Diámetro de la probeta

T= Espesor de la probeta

Reemplazando en la formula los valores de diámetro y espesor de las probetas obtenemos:

$$T = \frac{2P \text{ Kgf}}{\pi 6\text{mm} 3\text{mm}} = \frac{2P [\text{Kgf}]}{56.52[\text{mm}^2]}$$

Para transformar los valores a Mpa reemplazamos en la fórmula las Kgf por Newton (N).

Sabiendo que $N = 9.8 \text{ Kgf}$ y $\text{Mpa} = \text{N}/\text{mm}^2$.

Al reemplazar en la fórmula los resultados de Kgf de la prueba mecánica obtendremos resistencia a la tracción diametral o tensión bajo compresión para cada probeta expresada en Mpa:

$$\text{Entonces } T_s = 2P 0.1734$$

Se realizó el análisis estadístico a través de las medidas: promedio y desviación Standard. Los resultados de la prueba mecánica fueron expresados en Mpa analizados por análisis de varianza usando el Test de Student, comparando posteriormente los grupos entre si. Las diferencias fueron consideradas significativas si el valor de probabilidad (p) resulta inferior al 5% ($p < 0.05$) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis planteada.

Ensayo de dureza superficial:

Para este ensayo se utilizaron 25 cuerpos de prueba, 5 para cada grupo en estudio y 5 para el grupo de control.

Se ocupó un durometro de marca Shore, con un reloj con una norma Din 53 505 Isor 868, cuyo rango es de 0 a 100.

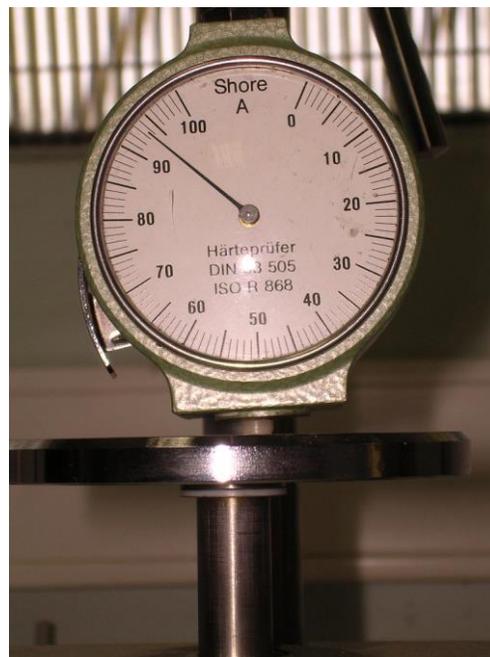
Se realizó la indentación sobre la superficie de las probetas a una carga constante de 1 kg.

Fotografía 9



Durometro marca shore

Fotografía 10



Identación sobre superficie de probeta

RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron tabulados y se detallan a continuación.

TENSIÓN DIAMETRAL

En la tabla N° 1 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos de 3 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que fue polimerizada por 40 segundos.

Tabla 1 (grupo 1)

Muestra	Valores (Mpa)
---------	---------------

1	23.07
2	21.62
3	25.52
4	33.73
5	30.05
Promedio	26.89
Desviación standard	4.28

En la tabla N° 2 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos de 3 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que será polimerizada por 60 segundos.

Tabla 2 (grupo 2)

Muestra	Valores (Mpa)
1	35.64
2	38.32
3	37.52
4	47.14

5	32.99
Promedio	38.32
Desviación standard	5.34

En la tabla N° 3 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos de 4 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que será polimerizada por 40 segundos.

Tabla 3 (grupo 3)

Muestra	Valores (Mpa)
1	24.84
2	19.61
3	28.39
4	24.34

5	18.50
Promedio	23.14
Desviación Standard	4.74

En la tabla N° 4 se muestran los resultados obtenidos en de 4 mm. de resina previamente + 3 mm. de polimerizada por 60

Muestra	Valores (Mpa)
1	46.91
2	36.88
3	43.96
4	19.58
5	37.01
Promedio	36.87
Desviación Standard	10.61

Tabla 4 (grupo 4)

muestran los Mpa para los cuerpos polimerizada resina fluida, que será segundos.

En la tabla N°5
resultados obtenidos de
polimerizada por 60

Muestra	Valores (Mpa)
1	36.50
2	42.05
3	38.63
4	39.65
5	43.89
Promedio	40.15
Desviación standard	2.89

se muestran los
3mm de resina fluida
segundos

Tabla 5 (grupo 5)

DUREZA

En la tabla N° 1
resultados obtenidos
mm. de resina

Tabla	Valores
1	91
2	83
3	75
4	85
5	84
Promedio	83.5
Desviación standar	5.72

SUPERFICIAL

se muestran los
para los cuerpos de 3
polimerizada

previamente + 3 mm. de resina fluida, que será polimerizada por 40 segundos.

Grupo 1 (Tabla 1)

Tabla	Valores
1	85
2	89
3	87.5
4	89
5	91
Promedio	87.62
Desviación standar	1.63

En la tabla N° 2 se muestran los resultados obtenidos para los cuerpos de 3 mm. de resina polimerizada previamente + 3 mm. de resina fluida, que será polimerizada por 60segundos.

Tabla 2 (grupo 2)

En la tabla N° 3 se muestran los resultados obtenidos para los cuerpos de 4 mm. De resina polimerizada previamente + 3 mm. De resina fluida, que será polimerizada por 40 segundos.

Tabla 3 (grupo 3)

Tabla	Muestra
1	79
2	86
3	82
4	85
5	82
Promedio	83
Desviación	2.74
2 Standar	86
3	87
4	81
5	86
Promedio	86.24
Desviación standar	3.56

En la tabla N° 4 se muestran los resultados obtenidos para los cuerpos de 4 mm. De resina polimerizada previamente + 3 mm. De resina fluida, que será polimerizada por 60segundos.

Tabla 4 (grupo 4)

Tabla	Valores
1	88
2	94
3	89
4	88
5	86
Promedio	89.75
Desviación standar	2.49

En la tabla N°5 se muestran los resultados obtenidos de 3mm de resina fluida polimerizada por 60 segundos

Tabla 5 (grupo 5)

DISCUSIÓN

Las resinas compuestas fluidas han sido indicadas como una alternativa para la cementación de restauraciones indirectas de Resinas compuestas, debido principalmente a las ventajas que éstos presentan en comparación con los cementos de resina.(17)

Este estudio evaluó las propiedades mecánicas de distintas muestras de resinas fluidas, al variar el tiempo de iluminación, interponiendo bloques de Resina Compuesta de distintos grosores previamente polimerizados.

La resistencia a la tracción diametral experimentadas por los cilindros de resinas fluidas fue mejor en aquellos casos en que se aumento el tiempo de exposición de luz, así como también en los grupos que presentan menor grosor de resina previamente polimerizada interpuesto entre el foco de luz y el material a polimerizar y que son sometidos al mismo tiempo de polimerización.

Si observamos los grupos los grupo 1 v/s 2, en los cuales se hacía polimerizar resina fluida interponiendo 3 mm de resina previamente polimerizada, pero se diferencian en el tiempo de exposición a la luz (grupo 1 40 seg, grupo 2 60 seg), se obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre ambos siendo favorable al grupo 2, por lo que el tiempo que aplicamos la luz es fundamental en la polimerización de este tipo de resinas cuando hay interpuesta un material, en este caso de restauración.

Lo mismo ocurre si comparamos los grupos 1 v/s 5, en que el primero presenta 3 mm de material de restauración interpuesta previamente y 40 seg de exposición a la luz, y el segundo que no presenta material interpuesto entre el foco de luz y la resina fluida, pero que presentan el mismo tiempo de polimerización, los cuales fueron 40 segundos. En este caso también encontramos diferencias estadísticamente significativas, corroborando lo obtenido entre los grupos 1 y 2. Cabe destacar que los grupos 3 y 4 que presenta 4 mm de Resina Compuesta previamente polimerizada y un tiempo de exposición a la luz de 40 y 60 segundos respectivamente al compararlos con los grupos 1 y 2 que presentan 3 mm de Resina Compuesta previamente polimerizada y un tiempo de exposición de 40 y 60 segundos respectivamente (1 v/s 3 y 2 v/s 4) presenta resultados levemente mayor en la resistencia a la tracción diametral.

Al comparar el grupo 2 que presenta 3mm de material restaurador interpuesto y 60 segundos de exposición a la luz v/s el grupo 3 que presenta 4mm de material restaurador y 40 segundos de exposición a la luz, por lo tanto se diferencian por el grosor de la Resina Compuesta previamente polimerizada y en el aumento del tiempo de exposición de luz en 20", es decir un 50%, obtuvimos diferencias estadísticamente significativas, favorable al grupo 2 por lo tanto podemos destacar que el tiempo y el grosor de Resina Compuesta interpuesta son factores importantes en el resultado final de las propiedades mecánicas de las Resinas fluidas (flow).

Otro caso importante de destacar es cuando comparamos los grupos 3 v/s 4 en los cuales tenemos 4 mm de grosor de Resina Compuesta previamente polimerizada interpuesta, con un tiempo de exposición de 40 y 60 segundos respectivamente, obtenemos como resultado final diferencias estadísticamente significativas, lo cual corrobora los resultados obtenidos entre la comparación del grupo 1 y 2.

Al comparar el grupo 3 que presenta 4 mm de Resina Compuesta previamente polimerizada v/s el grupo 5 que es el grupo control y que no presenta material restaurador interpuesto, pero ambos presentan una exposición a la luz de 40 segundos, encontramos que existe diferencias estadísticamente significativas, esto nos permite seguir afirmando, que la interposición de material en estos tipos de resinas es fundamental en el resultado de sus propiedades mecánicas.

Al observar los grupos 1 v/s 3 en que en ambos casos el tiempo de exposición a la luz fue de 40" pero con distinto grosores de resina compuesta interpuesta, 3 y 4mm respectivamente, encontramos una diferencia pero no estadísticamente significativa pero si levemente mayor para el grupo 1. El mismo caso es lo que ocurre entre el grupo 2 v/s 4 ,en que en ambos casos el tiempo de exposición fue de 60" y con distintos grosores de Resina

Compuesta interpuesta 3 y 4 mm respectivamente, en el cual no se encontraron valores estadísticamente significativos, pero el grupo 2 obtuvo mayores valores. Esto nos permite pensar que el tiempo de exposición jugó un papel fundamental en este caso.

Cabe destacar, que comparando los 4 grupos con el grupo control, este último se diferencia de los restantes por no tener Resina Compuesta previamente polimerizada entre el haz de luz y la resina fluida, presenta mayores valores con respecto a la resistencia a la tracción diametral respecto a los 4 grupos, presentando diferencias estadísticamente significativas con el grupo 1 que presenta 3 mm de material restaurador interpuesto y 40 segundos de polimerización y el grupo 3 que presenta 4 mm de material restaurador interpuesto y 40 segundos de polimerización. Por lo tanto habría evidencia de que el grosor de Resina Compuesta previamente polimerizada interpuesta entre la lámpara de luz halógena y la Resina fluida dificulta la polimerización de las resinas compuestas fluidas fotoactivadas, ya que, aunque estos grupos presenten igual o mayor tiempo de exposición a la luz, el cual influye en la polimerización, la resina interpuesta entre el foco de la luz y la resina fluida, juega un rol determinante. También es importante destacar el factor tiempo ya que al comparar los resultados entre los grupos que presentaban igual grosor de material de restauración interpuesto, pero con un aumento del tiempo de exposición de luz se obtuvieron diferencias estadísticamente significativa entre ellos. Grupo 1 (3mm de Resina compuesta previamente polimerizada y 40 segundos de polimerización) v/s grupo 2 (3 mm de Resina Compuesta previamente polimerizada y 60 segundos de polimerización) y grupo 3 (4mm de Resina Compuesta previamente Polimerizada y 40 segundos de polimerización) v/s grupo 4 (4 mm de resina Compuesta previamente polimerizada y 60 segundos de polimerización).

El fabricante de la resina fluida utilizada en este trabajo, se recomienda tiempo de exposición a la luz de 20 segundos para la polimerización de incrementos de 2mm. del material (sin estructuras interpuestas). Para establecer el grupo de control se varió esta recomendación y se utilizaron probetas de resinas fluidas de 3 mm. de grosor y 6mm. de diámetro. Ellas fueron polimerizadas completamente en 40 segundos.

Extrapolando estos resultados al uso clínico de las Resinas Compuestas fluidas como medio cementante, podremos inferir que las propiedades mecánicas en el sentido de la resistencia a tracción diametral presenta diferencias cuando el tiempo de iluminación es de 40.

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 el tiempo y la profundidad de polimerización.

Con respecto a los resultados obtenidos en la dureza superficial de los diferentes grupos podemos decir, que en general no se encontraron diferencias significativas , a excepción de la comparación entre el grupo 2 que presenta 3 mm de Material restaurador interpuesto y 60 segundos de polimerización v/s el grupo 3 que presenta 4 mm de material restaurador interpuesto y 40 segundos de polimerización y de este último v/s el grupo 5 que es nuestro grupo control el cual no presenta Resina Compuesta previamente polimerizada y tiene un tiempo de 40 segundos de polimerización. Estas diferencias se deben a el tiempo de polimerización y el grosor de la resina compuesta interpuesta que ya había sido previamente polimerizada.

También podemos decir, que el grupo que obtuvo mayores valores de dureza superficial, fue el grupo control, esto nos permite afirmar que la dureza superficial, aumenta

al aumentar el tiempo de exposición a la luz halógena. La mayor dureza superficial está en relación directa con la calidad de polimerización obtenida.

Estos resultados son complementarios con los obtenidos por Murchinson y Moore, en que determinaron que la dureza superficial de lanners fotoactivados varía significativamente al ser expuesta a distintos tiempos de activación (20, 40 y 60 seg.), siendo mayor en aquellos casos en que se aumenta el tiempo de exposición lumínica. Pilo y Candash encontraron los mismos resultados, esta vez en resinas compuestas (18)

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 (17)

Onese 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 seleccionados(17)

El – Mowaky 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 de 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 resina Compuesta, el 70% de la luz opaca al atravesar bloques de sólo 1 mm. de grosor, la luz fue totalmente opacada con bloques de 4mm. de grosor (40)

Sin embargo, Hansen y Asmusen determinaron que la dureza superficial de una resina compuesta polimerizada no asegura que el total de masa haya adquirido condiciones mecánicas óptimas(18).

Cuando las resinas fluidas son fotopolimerizadas a través de restauraciones indirectas de resinas Compuestas, se deben tener en consideración variados aspectos. Por ejemplo, que el grosor del material de resina interpuesto puede ejercer una considerable influencia en la profundidad de polimerización y por lo tanto en sus propiedades mecánicas.

Desde el punto de vista clínico, debido a que la mayoría de las restauraciones indirectas tipo carillas presentan un grosor entre 0,5 a 1 mm. sería razonable esperar alcanzar una máxima profundidad de curado de las resinas 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 Resina Compuesta, lo que podría acarrear problemas de polimerización de las resinas fluidas subyacentes a estos grosores. En tales situaciones, las resinas fluidas podrían esperar aumentar, pero no asegurar una óptima profundidad de curado, pero todo esto depende del tiempo de luz a las que serán sometidas en su fotopolimerización, en estos casos es recomendable aumentarlo porque esta comprobado que se obtienen mejores resultados en sus propiedades mecánicas.

CONCLUSIONES

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

- Con respecto a la propiedad mecánica de tensión diametral, se encontró diferencias significativas en la comparación de los resultados entre el grupo 1 y 2 y entre los grupos 1 y 5. El resto de los grupos no presentó diferencias significativas en sus resultados, pero si se obtuvo mayores valores a medida que se aumentó el tiempo de polimerización y se disminuyó el grosor del bloque de Resina Compuesta interpuesta previamente polimerizado.
- Con respecto a la propiedad mecánica de dureza superficial, se encontró diferencias significativas en la comparación de los resultados entre los grupos 2 y 4 y entre los grupos 4 y 5. El resto de los grupos no presentó diferencias significativas en sus resultados, pero si se obtuvo mayores valores a medida que se aumentó el tiempo de polimerización y se disminuyó el grosor del bloque de Resina Compuesta interpuesta previamente polimerizado.
- Con esto podemos deducir que el tiempo de luz aplicado a través de bloques de Resina Compuesta previamente polimerizados, es determinante para obtener mejores propiedades mecánicas de las probetas de resina fluida. A medida que aumenta el tiempo de exposición de luz, aumenta las propiedades mecánicas.
- Al aumentar el grosor del bloque de Resina Compuesta interpuesto entre la luz de activación y las resinas fluidas, se debe necesariamente aumentar el tiempo de exposición de luz, con el fin de obtener una mayor propiedad mecánica de la resina.

SUGERENCIAS

Luego de realizado este trabajo se sugiere:

- 1.- Realizar un estudio clínico de los productos comerciales utilizados en este trabajo, para observar su comportamiento en boca.
- 2.- Es aconsejable realizar un estudio de las propiedades mecánicas de otras marcas y otros tipos de resinas fluidas realizando el mismo procedimiento.
- 3.- Realizar un estudio similar a éste, pero interponiendo bloques de cerámica.
4. Realizar los mismos estudios con lámparas LED

RESUMEN

Se realizó un estudio comparativo *in vitro* de resistencia a la tracción diametral y dureza superficial de resinas compuestas fluidas polimerizadas a distintos tiempos, a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizadas.

Para lograr este objetivo se confeccionaron 2 especímenes de Resina compuesta (Glacier, SDI Australia, color A3) utilizando una matriz formadora metálica ad hoc 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

A través de estos especímenes confeccionados se aplicó luz halógena para polimerizar 20 probetas de resina compuesta fluida de 3 mm de alto y 6 mm de diámetro, con tiempos de luz de 40 y 60 segundos.

Al mismo tiempo, se polimerizó 5 incrementos de resina fluida (Wave, mv, SDI Australia color A3) de 3 mm de alto y 6mm de diámetro, sin bloques de resina interpuestos con el objetivo de servir como grupo control. Las pruebas realizadas fueron:

- Prueba de dureza superficial, con un durómetro marca Shore
- Test de tracción bajo compresión o tensión diametral, donde las probetas fueron testeadas en una máquina de ensayos universales INSTRON hasta el momento de su fractura.

Todos los resultados obtenidos fueron sometidos a los análisis estadísticos correspondientes, con lo que se determinó que si existían diferencias estadísticamente

significativas en el test de dureza superficial entre el grupo 3 con respecto al grupo control y entre los grupos 2 y 3. El resto no presentó diferencias estadísticamente significativas. Con respecto a los resultados de resistencia a la tracción diametral, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo 1 y el grupo 3 con respecto al grupo control y entre el grupo 1 con el grupo 2. El resto no presentó diferencias estadísticamente significativa.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Diaz José. “ Estudio comparativo in Vitro de la resistencia adhesiva de tres Resinas Compuestas con nanorelleno”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, U. De Chile. 2004
- 2) Kenneth J. Anusavice, DMD. Phd. Décima edición, Mc graw- Hill interamericana editores, S.A de C.V 1998, pp 283-284.
- 3) 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.
- 4) Ozturk N., Aykent F.. “ Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems alter cementation with three different techniques and one bonding system”. The journal of Prosthetic Dentistry 89(3): 275- 281. 2003.
- 5) Leirskar J., Nordbo H., Thoresen N., Henaug T.. “A tour to six years follow.up of indirect resin composite inlays/onlays”. Acta Odonto. Scand. 61(4): 247-51. 2003.
- 6) Soares CJ., Martins LRM., Fernández NetoAJ., Giannini M.. “Marginal Adaptation of indirect Composites and Ceramic Inlay Systems”. Operative Dentistry 28(6): 689- 694. 2003.
- 7) Dagostin A., Ferrari M.. “ Effect of resins sealing of dentón on the bond strength of ceramic restorations”. Dental Materials 18: 304- 310. 2002
- 8) Urzúa I., Stanke F.. “nuevas estrategias en cariología, factores de riesgo y tratamiento”. 1999. 125 p.p. : 13, 17, 50
- 9) Barrancos J.. “ Operatoria dental”. Tercera edición. Ed. Panamericana. 1176 p.p: 1, 2, 239, 452, 453, 461, 471, 567-577, 657-666, 672-687, 762. 1999.
- 10) 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
- 11) Barbieri A., Capel P., Boni G., Freire L.. “ Thermal and Mechanical Load Cycling on Microleakage and Shear Bond Strength to Dentón” *Operative Dentistry*. 29(1): 42-28. 2004.
 - 12) Macchi. *Materiales dentales*. Segunda edición. 1998. Cap 5 y 7, pág.: 100, 101.
 - 13) Bader M., Astorga C., Baeza R., Ehrmantraut M., Villalobos J., “ *Biomateriales Dentales*”. Tomo 1. *Propiedades generales*. Primera edición. Pág: 24-25-26. 1996.
 - 14) Carrillo Alejandra. “ Análisis comparativo *in Vitro* del sellado marginal de restauraciones de resina compuesta activadas con lámpara convencional y lámpara L.E.D.” Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. Chile, 2005.
 - 15) Williams. “ *Materiales en la odontología clínica*, primera edición, 1992. pag: 86-93-94
 - 16) Guerra Carolina, 2002, Tesis para obtener el título de Cirujano Dentista: “Análisis comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de sistemas adhesivos”.
 - 17) Calderón Eduardo “ Estudio comparativo *in Vitro* de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile, 2004.
 - 18) Ermantraut M., Bader M., “Polimerización De Resinas Compuestas A Través De Estructuras Dentarias”. *Revista Facultad De Odontología Universidad De Chile*. 12(2):22-27. 1994.
 - 19) M. Carolina Fuentes “ Estudio comparativo *in Vitro* de la fuerza adhesiva de

- restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluída”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U. de Chile. 2004.
- 20) Torri Y., Itou K., Hikasa R., Iwata S., Nishitani Y.. “ Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching sistem with or without moisture and self- etching priming system” Journal of Oral Rehabilitation 29: 528-533. 2002
- 21) Perdigao J., May K., Wilder A., “ The Effect of Depth of dentón Demineralization on Bond Strengths and Morphology of the Irvid Layer”. Operative Dentistry 25: 186-194. 2000
- 22) Hayakawa T., Kikutake K., Remoto k.. “ Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentón and enamel”. Dental Materials 14: 99-105. 1998.
- 23) Díaz- Arnold A., Vargas M., Haselton D.. “ Current status of luting agents for fixed prosthodontics”. The Journal of Prosthetic Dentistry. 81 (feb.): 135-141.1999.
- 24) Bayne S. “ A characterization of first-generation flotable composites”. JADA, may 1998; 129: 567-577.
- 25) SDI. Información técnica de sistema de composite híbridos nanohíbridos Australia. 2004.
- 26) 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.
- 27) 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.
- 28) Phillips D. E., Anusavice K. J. “Ciencia de los Materiales dentales”. Mc Graw-Hill. México, 1998. Pág. 47-48, 219-244, 283-311, 581-607.
- 29) Dietschi D, Krejci L (2001) “ Adhesives restorations in posterior teeth: Rationale for the application of direct Techniques” Operative Dentistry Supplement 6, 4: 191-197.
- 30) Attar N., Tam L., McComb D.. “ Flor, strength, Stiffnes and Radiopacity of Flotable Resin Composites”. J. Can. Dent. Assoc: 69(8): 516-21. 2003.
- 31) Yazici AR., Basaren M., Dayangac B.. “ The Effect of flowable Resin Composite on Microleakage in Class V Cavities”. Operative Dentistry 28: 42-46. 2003.
- 32) 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.
- 33) Spohr A., Sobrinho L., Consani., Coelho M., Knowles J.. “ Influence of surface Conditions and Silane Agent on the Bond of Resin to IPS Empress 2 Ceramic”. The Internacional Journal of Prosthodontics.
- 34) Valenzuela Jaime. “Microfiltración *in Vitro* de los cementos de resina y Fosfato de Zinc, en coronas periféricas metálicas con terminación cervical en esmalte y cemento radicular”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Facultad de odontología, U. de Chile, 2002.
- 35) Gokhan A., Usumez A., Gunduza B., “ The efficiency of different Light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration”. The Journal of

- Prosthetic Dentistry 91: 151-7. 2004.
- 36) Caughman W., Chan D., Rueggeberg F.. “ Curing potencial of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations”. The Journal of Prosthetic Dentistry 86: 101-6. 2001.
- 37) Chan KC., Boyer DB.. “ Curing Light-activated composite resins through dentón”. J. Prosthet Dent 54: 643-5. 1985.
- 38) 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.
- 39) Onose H., Sano H., Kanto H., et al.. “ Selected curing characteristics of Light-activated composite resin”. Dent Mater 1: 48-54. 1985.
- 40) El –Mowafy O., Rubor., “Influence of Composite Inlay/Onlay Thickeness on Hardening of Dual-cured Resin Cements”. J: Can.Dent. Assoc. 66: 147. 2000.