

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

“Estudio Comparativo *in vitro* de la resistencia al cizallamiento de restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con resina fluida (flow) y con cemento de resina dual fotopolimerizadas con lámpara L.E.D”

PEDRO FARÍAS VILLASECA

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

.TUTOR PRINCIPAL
PROF. DR. MANUEL EHRMANTRAUT NOGALES

TUTOR ASOCIADO
PROF. CRISTIAN ASTORGA M.

SANTIAGO – CHILE

2007

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

“Estudio Comparativo *in vitro* de la resistencia al cizallamiento de restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con resina fluida (flow) y con cemento de resina dual fotopolimerizadas con lámpara L.E.D”

PEDRO FARÍAS VILLASECA

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

TUTOR PRINCIPAL
PROF. DR. MANUEL EHRMANTRAUT NOGALES

TUTOR ASOCIADO
PROF. CRISTIAN ASTORGA M.

SANTIAGO – CHILE

2007

AGRADECIMIENTOS.

- A mi madre por su inmenso amor, apoyo y comprensión.
- A mi familia, en especial a mi tía Carmen, y a mis primas Paz y Pilar por todo su cariño y ayuda durante toda mi vida.
- A Josefa, por su cariño incondicional
- Al Dr. Manuel Ehrmantraut por su paciencia y buena disposición para realizar este trabajo.
- A mis amigos por todo su cariño, apoyo, por tantos momentos inolvidables y porque cada uno de ellos me ayudó a crecer como persona, en especial a Pame, Mario, Jime, Alex, Briga, Carlos, Nacho, Tyron, Claudia, Pao y Mary.
- A mis amigos de siempre Vivi, Jonathan, Cata, Lore, Christian, Vladi, Jaime, Nano, Pipe, Juan, Yazmin, tíos Jaime y Grise por tantos años de apoyo, comprensión y tantos buenos momentos.
- A Jacqueline por una etapa importante de mi vida
- A mis amigos y compañeros Gemita, Sergio y Marcelo, por su ayuda en este trabajo.
- A Danita, por su cariño inmenso.

Índice

	Página
1) Introducción.....	1
2) Marco Teórico.....	6
3) Hipótesis.....	44
4) Objetivo General.....	45
5) Objetivos Específicos.....	45
6) Materiales y Método.....	46
7) Resultados.....	58
8) Discusión.....	60
9) Conclusión.....	66
10) Sugerencias.....	67
11) Resumen.....	69
12) Bibliografía.....	71

*A mi madre,
A mi familia,
A Daniela.*

Índice

	Página
1) Introducción.....	1
2) Marco Teórico.....	6
3) Hipótesis.....	44
4) Objetivo General.....	45
5) Objetivos Específicos.....	45
6) Materiales y Método.....	46
7) Resultados.....	58
8) Discusión.....	60
9) Conclusión.....	66
10) Sugerencias.....	67
11) Resumen.....	69
12) Bibliografía.....	71

Introducción

En la pérdida de tejido dentario, ya sea por caries, traumatismos u otro tipo de lesiones, la odontología ha utilizado diversos materiales, que no solo devuelven la función mecánica, sino que además el aspecto óptico natural de las piezas dentarias afectadas. (1)

Antiguamente, cuando se había perdido tejido dentario o como solución a alteraciones estéticas dentarias, se disponía solamente de materiales restauradores estéticos como los silicatos o las resinas acrílicas, que poseen propiedades mecánicas limitadas, lo cual llevó al desarrollo de las resinas compuestas. (2) Estas resinas compuestas han sufrido modificaciones a través del tiempo en busca de un mejor desempeño clínico y mejores propiedades estéticas y mecánicas (1).

Si bien las Resinas Compuestas son un excelente material de obturación debido a sus ventajas, siguen teniendo problemas como un desgaste excesivo, tinciones, fracturas marginales, contracción del material producto de la polimerización, infiltración marginal y caries secundaria (3).

El principal problema de los anteriormente nombrados es la contracción de polimerización, lo que genera una brecha entre el diente y la restauración, produciéndose una infiltración y desajuste marginal, que es el proceso mediante el cual penetran fluidos orales, bacterias, moléculas y/o iones a la interfase entre la pared cavitaria y la restauración (1).

Como una forma de disminuir la contracción de polimerización y evitar la formación de un desajuste marginal es que se realizan restauraciones indirectas de Resina Compuesta, las cuales se realizan fuera de boca por lo que la contracción de polimerización que sufren no se ve reflejada en la unión adhesiva de la restauración a la preparación cavitaria. Una vez terminada, es llevada a boca y debe ser cementada a través de un agente cementante. Con esta técnica se logran mejores propiedades mecánicas y un correcto ajuste a la preparación lo cual disminuiría los problemas de microfiltración y sus consecuencias (4).

Para cementar las Restauraciones de Resina Indirectas el agente de cementación debe cumplir con ciertos requisitos como biocompatibilidad, delgada línea de cementación, baja viscosidad, resistencia mecánica, adhesión al diente y a la restauración, baja solubilidad, estabilidad de color en el tiempo, radiopacidad, fácil manipulación, entre otros (5).

Para este propósito se utilizan los Cementos en base a Resina, los cuales son agentes cementantes con una composición similar a las resinas compuestas pero con menor cantidad de relleno lo que les otorga una mayor fluidez. Inicialmente estos cementos eran de autopolimerización, lo cual generaba un cambio de coloración importante en el tiempo, por lo cual se desarrollaron los de polimerización dual, en los que si bien se lleva a cabo una activación de la polimerización química, esto ocurre en menor proporción, y la mayor parte de la polimerización se activa mediante luz (4).

Si bien estos cementos en base a resina son una buena alternativa para cementar Restauraciones de Resina Indirectas, presentan una serie de desventajas como por ejemplo contracción de polimerización debido a su menor cantidad de relleno en comparación con otras resinas compuestas, manipulación complicada y costo elevado (5, 6).

Como alternativa a estos materiales se ha pensado en la Resina Fluida o Flow, que son Resinas Compuestas con una menor cantidad de relleno que las Resinas Compuestas convencionales (30% a 50% en volumen), lo cual les da una mayor fluidez, permitiendo su uso como material cementante entre otros, y las cuales son fotoactivadas (7).

Por otro lado, la reacción química mediante la cual se logra la solidificación de todo tipo de resinas compuestas se denomina polimerización. Para iniciar esta reacción química se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser activación química (autocurado), activación por luz visible (fotocurado) o activación por calor (termocurado) (8).

Para las resinas compuestas fotoactivadas, existen varias fuentes lumínicas usadas para fotoactivarlas, como son (8): lámparas halógenas, lámparas de plasma, lámparas de láser y lámparas de luz emitida por diodos (L.E.D)

Las lámparas más usadas hasta ahora han sido las lámparas halógenas convencionales. Recientemente las lámparas de tipo L.E.D. se están incorporando como una alternativa más eficiente según sus fabricantes (8).

Éstas últimas son un nuevo sistema de fuente lumínica que aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Estas lámparas emiten una luz azul con una longitud de onda entre 440-490nm., con un peak de 460 nm., permitiendo activar un fotoiniciador que sea sensible a esa longitud de onda a producir la polimerización del material (8).

Su potencia oscila entre los 800-1400mW/cm². Debido a esta alta potencia, los fabricantes aseguran que, en comparación con una lámpara halógena convencional, las lámparas L.E.D. logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición lumínica (8).

Tanto los cementos de resina dual como las resinas fluidas pueden ser fotoactivados mediante el uso de una lámpara L.E.D y ambos materiales presentan ventajas y desventajas, por lo cual el objetivo de este trabajo es analizar y comparar la fuerza adhesiva o resistencia al cizallamiento de cada uno al ser utilizados como agente cementante bajo las mismas condiciones y fotoactivados con una lámpara L.E.D para así conocer si existen o no diferencias significativas entre ellos

Marco Teórico

La caries es la enfermedad bucal más prevalente en el mundo entero (10). El tratamiento más utilizado por los odontólogos es la remoción mecánica de los tejidos afectados irreversiblemente, dejando el tejido sano remanente (9,10,11), el cual debe ser rehabilitado para devolver la forma y función a la pieza dentaria, siendo la odontología restauradora la que se encarga de la rehabilitación de las piezas dentarias que han sufrido pérdida de tejido. Los objetivos que persigue la odontología restauradora son (9):

- 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 pulpodentario y el estado óseo-periodontal.
- Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.

Para lograr dichos objetivos es que existen los materiales dentales, los cuales en gran variedad sirven para restaurar una pieza dentaria que ha sufrido una pérdida de tejido. Estos materiales intentan imitar la textura, el color y la apariencia natural de los dientes. Conjuntamente existe un aumento de la

demanda por parte de los pacientes de restauraciones estéticas, especialmente en la parte anterior de la boca. Históricamente se han usado 4 tipos de materiales para restauraciones estéticas directas (3):

- Cementos de silicato.
- Polímeros de acrílico sin relleno.
- Resinas compuestas.
- Cementos de vidrio ionómero de restauración.

El cemento de silicato fue el primer material de obturación translúcido en aparecer (1878) y fue ampliamente utilizado para restaurar cavidades en los dientes anteriores por mucho tiempo. El polvo del cemento está formado por cristales solubles en ácido, y el líquido contiene ácido fosfórico, agua y agentes amortiguadores. Presentan características favorables como un aspecto parecido al diente y tener un efecto anticariogénico debido a su elevado contenido de fluoruro (12). Estos cementos no se utilizan actualmente, ya que son muy solubles y no resisten la desintegración en el entorno bucal, pierden el contorno y cambian de color debido a la pigmentación y a la deshidratación afectando la apariencia estética de la restauración y su adhesión al diente es sólo macromecánica. (12,13).

Los cementos de vidrio ionómero aparecieron en 1972, como derivados de los cementos de silicato buscando suplir las deficiencias de estos, tales como la falta de adhesión a la estructura dentaria y la excesiva acidez. Se presentan como un polvo y un líquido que al ser mezclados forman una pasta trabajable. El polvo se compone de una alúmina de silicato de calcio y fosfato y en cantidades menores de sodio, fosfatos y fluoruros. El líquido se compone de varios ácidos, siendo el más importante de ellos el ácido poliacrílico. Presentan una serie de ventajas como unión química a las estructuras dentarias, liberación de flúor en el tiempo, coeficiente de variación térmica similar al del diente, entre otras. Sin embargo, actualmente como materiales de restauración se utilizan fundamentalmente para restaurar las lesiones cervicales. Estos cementos presentan alta solubilidad en el medio bucal y su aspecto óptico es inferior al de los silicatos (3,12).

Los polímeros de acrílico sin relleno aparecieron hacia 1945 y fueron mejorando llegando a ser bastante utilizados. Correspondían a sistemas acrílicos en base a metacrilato de metilo (MMA), los que se hacían polimerizar obteniendo polimetil metacrilato (PMMA). Eran menos solubles y no se deshidrataban en comparación con los cementos de silicatos, aunque el cambio de color seguía siendo un problema importante. Presentaban desventajas importantes como cambios dimensionales con el fraguado y la temperatura, lo cual favorecía la infiltración marginal de las restauraciones y como

consecuencia de esto la aparición de caries recidivantes. Además tenían escasa rigidez y resistencia mecánica (3,12).

Las Resinas Compuestas aparecieron hacia el año 1962, cuando Bowen combinando las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos, desarrollo una molécula compuesta llamada BIS-GMA, que su parte central es la resina epóxica, pero además contiene grupos terminales de metacrilato, provenientes de las resinas acrílicas (14). A esta matriz orgánica se le agregó relleno inorgánico unido a través de un agente de unión (silano) que cubría las partículas de relleno, logrando así un enlace químico, con lo que se mejoraban las propiedades físicas y mecánicas de este material (15). Inicialmente estas Resinas Compuestas eran de autopolimerización y se presentaban como 2 pastas que al ser mezcladas iniciaban el proceso de polimerización. Presentaban una serie de ventajas: eran fáciles de usar, buena capacidad de pulido y en los primeros momentos eran altamente estéticas. Se conocían como materiales plásticos que eran moldeables en alguna etapa de su producción. Sin embargo, este material presentó una serie de inconvenientes: presentaban una variación dimensional térmica 10 veces mayor que las estructuras dentarias, una gran contracción al polimerizar, una baja resistencia a la abrasión, generación de calor al polimerizar y cambio de color. Estas deficiencias generaban filtraciones marginales, caries recidivantes, lesiones pulpares, defectos estéticos, desgaste y pérdida de restauraciones. Posteriormente, y a

través del tiempo, las Resinas Compuestas han ido sufriendo grandes modificaciones. Actualmente la gran mayoría se presentan en un tubo en donde viene una masa de alta viscosidad fácilmente manipulable que polimeriza al ser expuestas a una luz de longitud de onda específica (3, 12, 13,14).

En cuanto a su composición las resinas compuestas constan básicamente de tres componentes esenciales: una matriz orgánica de alto peso molecular, un relleno inorgánico y un agente de acoplamiento (13)

La matriz orgánica está formada por un monómero bifuncional, siendo los más usados el BIS-GMA y el DMU (dimetacrilato de uretano). Estos tienen el inconveniente de ser muy viscosos a temperatura ambiente, lo cual dificulta su manipulación, por lo que se encuentran diluidos en otro monómero bifuncional de menor viscosidad que es el TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), el cuál actúa como plastificante, permitiendo la obtención de una pasta clínicamente manejable.

El relleno inorgánico corresponde a partículas derivadas del cuarzo, que otorgan a la resina las propiedades mecánicas y disminuyen la contracción de polimerización, debido a que disminuyen la cantidad de matriz orgánica. Lo ideal sería obtener una resina con gran cantidad de relleno para tener buenas propiedades mecánicas y baja contracción de polimerización, pero esto podría

modificar negativamente la consistencia del material. En general la cantidad de relleno varía entre 30% a 70% en volumen (13).

Como las fases anteriormente nombradas son incompatibles entre sí, las partículas de relleno inorgánico son bañadas en un agente de acoplamiento, que corresponde al vinil silano, el cuál permite la unión de la matriz orgánica con el relleno inorgánico, siendo fundamental para que la resina mantenga sus propiedades (13).

Para que las resinas compuestas puedan endurecer, los monómeros deben transformarse en polímeros, y para que esto suceda, aquellos deben ser activados, para lo cual es necesario un agente iniciador. Este agente forma radicales libres a partir de las moléculas de monómero, quienes al quedar con un electrón impar, se convierten en un compuesto muy reactivo (13, 3).

Para que el iniciador pueda cumplir su función debe ser activado y el agente activador debe otorgarle al iniciador una cantidad de energía suficiente para que este rompa un doble enlace de carbono de una molécula de monómero y así queden electrones libres capaces de reaccionar con otras moléculas de monómero hasta completar la polimerización (13)

El agente iniciador puede activarse a través de medios químicos o físicos, y dentro de los sistemas físicos se encuentran el calor y la luz a determinada longitud de onda, siendo este último es el más ampliamente utilizado. En este tipo de sistema el iniciador es una alfa-dicetona, la canforquinona, la cual es activada por la luz visible con una longitud de onda de 468 nanómetros en presencia de una amina orgánica alifática o lineal (3, 15).

Para evitar que las resinas compuestas polimericen espontáneamente, se agregan inhibidores a los sistemas de resina activados físicamente por luz. Estos inhibidores tienen gran potencial de reaccionar con radicales libres y si se activa uno de ellos por una exposición accidental mínima a la luz, el inhibidor reacciona con él e inhibe la propagación de la cadena. Un inhibidor tipo es el hidroxitolueno butilado (13, 16).

Hoy en día, las resinas compuestas son el material de restauración más ampliamente usado en el mundo y se ha desarrollado una gran variedad de ellas. Dentro de las principales ventajas de las resinas compuestas podemos mencionar:

- Estabilidad de color
- Muy buenas cualidades estéticas
- Gran resistencia a la fractura y desgaste

- Gran fuerza de adhesión a las estructuras dentarias
- Radiopacidad
- Fácil manejo clínico, acabado y pulido (4, 3,13).

Como una forma de facilitar el estudio y la comprensión de este tipo de materiales se han creado diversas clasificaciones de las Resinas Compuestas. Algunos de los parámetros para clasificarlas son:

- Según contenido de relleno
- Según composición de la matriz (BIS-GMA o UDMA)
- Según el tamaño de las partículas del relleno
- Según sistema de polimerización.
- Según la consistencia (17, 13)

Para efectos de este trabajo se analizarán los últimos tres parámetros. Así, según el tamaño de las partículas de relleno, las Resinas Compuestas pueden clasificarse en cinco grupos:

1. Resinas Compuestas Tradicionales o de Macrorrelleno.
2. Resinas Compuestas de Micropartículas o Microrrelleno.
3. Resinas Compuestas Híbridas.
4. Resinas Compuestas Microhíbridas.

5. Resinas Compuestas de Nanorrelleno (4, 13).

1. Resinas Compuestas Tradicionales o de Macrorrelleno.

Corresponde a la primera generación de Resinas Compuestas. La partícula de relleno era de gran tamaño, entre 1 y 100 micrones (um). Intentando mejorar las propiedades el tamaño de las partículas se disminuyó de 1 a 35 um. Esto permitió un aumento en la carga inorgánica (hasta 60% en volumen), lo que disminuyó la contracción de polimerización y aumentó la resistencia mecánica, sin embargo tenían un pulido deficiente (7). Actualmente este tipo de Resinas Compuestas está prácticamente en desuso.

2. Resinas Compuestas de Microrrelleno.

Se desarrollaron debido al pulido deficiente de las anteriores y la consecuente falta de estética. El tamaño de las partículas de relleno oscila entre 0,04 y 0,06 um. Dentro de sus ventajas destacan una buena textura superficial, estabilidad de color, poco desgaste y excelentes cualidades de pulido. Entre las desventajas de estos materiales se pueden mencionar su gran contracción de polimerización (constan de menos relleno que las anteriores) y su falta de resistencia mecánica (4, 13).

3. Resinas Compuestas Híbridas.

Las Resinas Compuestas híbridas son una solución intermedia entre las Resinas Compuestas de micro y macrorrelleno (17). Contienen 2 tipos de partículas de relleno: las macropartículas cuyo tamaño oscila entre 1 y 5 μm , y las micropartículas cuyo tamaño varía alrededor de 0,04 μm (4). Esta mezcla de tamaño de partículas otorga la resistencia mecánica de las Resinas compuestas de Macrorrelleno y las cualidades estéticas y de pulido de las de microrrelleno (17, 4,13).

4. Resinas Compuestas Microhíbridas.

Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de estos materiales, y a su vez preservar las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas microhíbridas. Estos sistemas de resina compuesta están constituidos por micropartículas de relleno de 0.04 micrones, y minipartículas de 0.4 y 1 micrones. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión (1).

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. (45)

Otro parámetro de clasificación importante de mencionar es según la forma en que se activa la polimerización de las Resinas Compuestas. De acuerdo a esto, las podemos clasificar en:

- Autopolimerización: en este sistema las resinas se presentan en dos pastas, en una de las cuales está presente el agente activador y en la otra el iniciador. La polimerización se inicia al juntar ambas pastas, así, el agente activador (peróxido orgánico) toma contacto con el iniciador (una amina terciaria), lo que desencadena la polimerización. Estos sistemas tienen el inconveniente de presentar inestabilidad de color debido a la oxidación de la amina terciaria en el tiempo. Por otro lado al mezclar

ambas pastas se produce la incorporación de oxígeno, lo que produce la aparición de burbujas, lo cual genera una superficie porosa luego del pulido y una inhibición en la polimerización en los sectores donde esto suceda (6). Además otorgan un tiempo de trabajo limitado (13, 6).

- Termopolimerización: la polimerización se activa mediante calor. También algunos sistemas agregan presión para una polimerización más acabada de la totalidad del material. Este sistema de activación de polimerización por calor se utiliza en restauraciones de tipo indirectas, en donde mediante una impresión y posteriormente un modelo se construye la restauración, la cual una vez terminada es adherida a la cavidad mediante un agente cementante. Al polimerizar por este sistema se disminuye el problema de la contracción de polimerización, ya que esta se realiza fuera de boca (Resinas Indirectas), por lo tanto la contracción de polimerización ocurre en ese instante y una vez asentada la restauración en la cavidad no se producirá nuevamente este fenómeno.
- Fotopolimerización: la polimerización se activa cuando las Resinas Compuestas son expuestas a un haz de luz de 400 a 500 nm, la cual actúa sobre la alfa dicetona (canforquinona), que en presencia de una amina alifática desencadena el proceso de polimerización. Entre las ventajas que tiene este método de polimerización físico (mediante luz)

comparado con el método de activación de autocurado cabe mencionar una mayor estabilidad del color, un mayor tiempo de trabajo, mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético. Pero mantiene como principal desventaja la contracción de polimerización que trae problemas como microfiltración, invasión bacteriana, sensibilidad pulpar, márgenes decolorados y caries recidivantes (6).

- Polimerización Dual: polimerizan a través de 2 de los sistemas analizados anteriormente, siendo la más común una combinación entre auto y fotopolimerización (13). Y por ser una combinación de métodos tiene las ventajas y desventajas de ambos métodos de polimerización.

Otro parámetro importante y ampliamente difundido que se ha utilizado para la clasificación de las Resinas Compuestas es según su consistencia. De acuerdo a esto existen Resinas Compuestas Convencionales, de alta densidad y Fluidas (4, 7, 18)

- Las Resinas Compuestas convencionales corresponden a un grupo de Resinas Compuestas de viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde entre un 60% a un 68 % en volumen. Tienen una

consistencia que facilita su manipulación y son las más ampliamente utilizadas en nuestra profesión (19).

- Las Resinas Compuestas de alta densidad corresponden a aquellas cuya composición es similar a la de cualquier Resina Compuesta y la cantidad de relleno corresponde entre un 65% a un 71% en volumen, lo que le otorga gran resistencia mecánica. Poseen una estructura que les brinda una viscosidad similar a la de la amalgama, por lo se hace necesario condensar el material en la cavidad a restaurar. Debido a su poca fluidez su adaptación a los márgenes cavitarios es complicada. Se indican para restauraciones en cavidades grandes del sector posterior. (19)
- Las Resinas Compuestas Fluidas o Flow corresponden a resinas de baja viscosidad, presentan un porcentaje de relleno bajo, lo que le otorga alta fluidez. Están presentes en 3 viscosidades distintas y tienen diversos usos (7). Se describirán extensamente más adelante.

Si bien las Resinas Compuestas son un excelente material de restauración ampliamente utilizado y con una gran variedad de tipos para diversos casos clínicos, estas presentan algunos inconvenientes. Una de las principales desventajas como material de obturación directo es la contracción

que experimenta el material por la reacción de polimerización durante el endurecimiento del material (20).

La polimerización corresponde a la conversión de los monómeros en una molécula de gran tamaño o polímero, lo que implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de Resina Compuesta. Este reordenamiento trae consigo una reducción del volumen del material, produciéndose este fenómeno conocido como contracción de polimerización (1, 21).

La contracción de polimerización produce una tensión en la interfase diente-restauración aumentando la brecha marginal a pesar del proceso de adhesión utilizado en estos materiales (grabado ácido y adhesivos). Esta brecha puede pasar inadvertida clínicamente en el postoperatorio inmediato, pero más adelante se observan problemas vinculados con una microfiltración, invasión bacteriana, sensibilidad pulpar, márgenes decolorados y caries recidivantes (22).

Uno de los métodos que se ha propuesto para disminuir el efecto de la contracción de la polimerización es el método indirecto, que consiste en realizar una cavidad para incrustación en la pieza dentaria y mediante una impresión elaborar un troquel de yeso, sobre el cual (previamente aislado) se confecciona,

en incrementos, una restauración (indirecta) de resina, la cual se polimeriza habitualmente con calor. Obtenida la restauración se fija a la preparación dentaria a través de un agente cementante.

Para cementar la restauración indirecta en la cavidad se debe utilizar un agente de cementación óptimo, el cual debe cumplir con una serie de requisitos (5):

- Biocompatibilidad: no debe producir respuesta pulpar ni periodontal.
- Delgada línea de cementación: es muy importante para el éxito de la restauración, ya que va a determinar la interfase que existirá entre el diente y la restauración, responsable de la microfiltración marginal, la cual podría traer problemas como caries recidivantes, sensibilidad y tinciones y el posterior fracaso de la restauración. La magnitud de la interfase depende de varios factores, como lo son la habilidad del odontólogo y laboratorista, la terminación cervical de la preparación, la técnica y material de impresión y la inserción exitosa de la restauración en el remanente dentario (23). De acuerdo a lo establecido por la ADA, la línea de cementación debe ser menor a 25 μm (5).

- Baja viscosidad: una mayor fluidez del agente cementante permite un menor grosor de película y esto favorece que pueda escurrir correctamente y que sus excesos puedan salir fuera de la preparación y así ser eliminados, y por tanto, puede influir, entre otros factores en una menor interfase entre el diente y la restauración (5).
- Resistencia mecánica: los materiales de cementación deben presentar alta resistencia a la compresión y a la tracción para evitar la fractura de la restauración como de ellos mismos. Deben resistir las fuerzas funcionales a las que será sometida la restauración en el tiempo (5).
- Adhesión al diente y a la restauración: La importancia de esta propiedad es su influencia en la retención de la restauración, lo cual tiene directa relación con evitar el desalajo de la misma. Además, influye en una posible filtración marginal (24).
- Baja solubilidad: un material de cementación ideal debe ser insoluble en los fluidos orales en el tiempo (5).
- Estética: el material de cementación debe presentar translucidez y estabilidad de color en el tiempo (5), y tener los mismos tonos que la restauración y el diente.

- Radiopacidad: los medios de cementación debieran tener una radiopacidad mayor a la dentina, con el fin de distinguir la línea de cementación, y de esta manera poder detectar radiográficamente la aparición de caries recidivantes y/o cambios del cemento en el tiempo (5).
- Resistencia a la abrasión: ya que el material de cementación pudiese quedar expuesto a elementos abrasivos que podrían perjudicar el desempeño clínico de la restauración, por lo cual, los agentes de cementación deben tener una adecuada resistencia a la abrasión (5)
- Fácil manipulación: el material de cementación debe permitir un tiempo de trabajo adecuado, una preparación y uso del material limpio y una fácil remoción de los excesos (5).

Uno de los materiales que cumplen con algunos de los requisitos anteriormente nombrados, ya que ningún medio de cementación cumple con todos los requisitos, y que se han utilizado para cementación de las Resinas Compuestas Indirectas son los Cementos en base a Resinas Compuestas, y un tipo de éstos son los Cementos de Polimerización Dual, los cuales son de autopolimerización y de fotopolimerización. Estos materiales de cementación

han presentado un gran avance en el último tiempo y actualmente en el mercado existe una amplia variedad de ellos que junto a los avances en las técnicas para su colocación y el desarrollo de moléculas con el potencial de adhesión al esmalte y dentina han logrado que estos cementos tengan una buena unión a las estructuras dentarias (4, 25).

Los Cementos en base a Resina presentan una composición similar al de las Resinas Compuestas convencionales, teniendo como monómero moléculas de BIS-GMA o DMU, pero con cantidad de relleno reducida, lo que otorga una mayor fluidez, y así una consistencia adecuada para ser usado como agente cementante, pero a la vez la cantidad de relleno debe ser la suficiente para evitar un alto grado de contracción de polimerización y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación. Al igual que para las Resinas Compuestas, las partículas son tratadas previamente con un silano, lo que le otorga compatibilidad química con las moléculas de monómero (13).

Las partículas de relleno son muy importantes en la determinación de las características finales del material, ya que determinan las principales diferencias entre los diversos tipos y marcas de Resinas Compuestas. Esta diferencia se refiere al tipo de relleno, porcentaje de relleno y forma y tamaño de las partículas.

El relleno inorgánico de estos materiales corresponde a partículas de sílice o vidrio con un tamaño de partícula que oscila entre 0,04 y 1 μm , alcanzando un porcentaje de de relleno de 30% a 50% en volumen (26, 27).

Se pueden clasificar de acuerdo a las modificaciones que han sufrido a lo largo del tiempo. Así tenemos (28):

- Primera Generación: en base a Metil-Metacrilato más rellenos inorgánicos, los que aparecieron en los inicios de los años cincuenta.
- Segunda Generación: en base a resinas mejoradas (con BIS-GMA). Se le incorporó mayor cantidad de relleno inorgánico.
- Tercera Generación: se encuentran aquellos Cementos de Resina que poseen componentes capaces de otorgar una mayor unión al remanente dentario, uno de ellos es la molécula bifuncional 4-META (29).

Continuando con la clasificación de estos materiales, otra forma que se ha propuesto para su estudio es según el tipo de polimerización, así tenemos:

- Autopolimerización.
- Fotopolimerización

- Polimerización Dual.

En la actualidad, la mayoría de los Cementos de Resina son de polimerización dual, lo que tiene 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 (30).

Con respecto a la manipulación de estos cementos, estudios demuestran que el trabajar con estos materiales requiere de una gran destreza. Este tipo de material requiere de un campo de trabajo en condiciones de aislamiento absoluta (31).

El tiempo de trabajo de estos cementos se determina desde el inicio de la mezcla y nos indica el tiempo disponible para cargar la restauración o desde que se aplica el cemento a la pieza dentaria, hasta cuando se coloca en su posición final la restauración y se retiran los excesos del material cementante (4, 13)

Según la evidencia se ha determinado que los valores de resistencia a la tracción de los cementos de resina varían entre 44 a 77 MPa. El módulo de

elasticidad fluctúa entre 2,1 y 3,1 GPa, siendo mucho menor al compararla con el cemento fosfato de zinc, cuyo valor es de 13,5 GPa. La resistencia compresiva varía entre 70 y 172 MPa, encontrándose dentro del rango permitido por la ADA (16).

Otra propiedad importante de analizar en este trabajo es el grosor de la línea de cementación de los Cementos de Resina, la cual se ve afectada directamente por la contracción de polimerización y el coeficiente de variación dimensional térmica distinto al diente, produciendo un aumento de la interfase diente-restauración, lo cuál se ha tratado de manejar mediante la adición de grupos potencialmente adhesivos, como grupos fosfato y carboxílicos, similares a aquellos encontrados en los agentes adhesivos dentinarios, y así poder controlar de mejor manera la aparición de interfase (32)

Analizadas ya algunas de las propiedades, es importante conocer las indicaciones como medio de cementación que se han propuesto para estos materiales (13, 32):

- Carillas de cerámica, Resina Compuesta o cerómero.
- Inlays y Onlays cerámicos o de composite.
- Coronas de cerámica o composite.
- Sistemas de perno-muñón, en especial los no-metálicos.

- Prótesis fija plural adhesiva.
- Prótesis fija unitaria o plural metal-cerámica.
- Braquets de ortodoncia.

Con respecto a sus ventajas como medio de cementación, en comparación con otro tipo de cementos se pueden mencionar (5):

- Mejores propiedades mecánicas.
- Insolubles en fluidos orales.
- Estéticos.
- Adhesión a esmalte y dentina mediante técnica adhesiva.

Sin embargo presentan una serie de desventajas (5,6):

- Contracción de polimerización.
- Manipulación complicada.
- Costo elevado.
- Irritantes pulpaes.

Esta irritación sería provocada por los componentes monoméricos del material que se mantienen sin reaccionar. Esto adquiere mayor importancia en aquellas situaciones en donde el grosor de la dentina es insuficiente. En dicha circunstancia se debe recurrir a la colocación de algún protector pulpar como base. (4).

Cabe recordar que la duración a largo plazo de las restauraciones está influida directamente por el tipo de agente cementante, la durabilidad de éste y la forma en que se adhiera y genere unión a las estructuras dentarias y a la restauración. Con respecto a esto, aunque los cementos de resina cumplen satisfactoriamente los requerimientos determinados por la ADA, hay que considerar que en la práctica clínica no se cumplen los requisitos ideales para la cementación, por lo que las condiciones orales podrían disminuir sus propiedades y duración (31, 32).

Como una alternativa a los Cementos en base a Resina, y en busca de un material con mejores propiedades que estos, se ha propuesto la utilización de Resina Fluida (flow) para cementar Resinas Compuestas Indirectas, la cuál tiene la gran ventaja de presentar estabilidad de color en el tiempo, a diferencia de los Cementos de Polimerización Dual.

Las Resinas Fluidas o Flow se crearon en 1996, siendo en ese momento muy importante el marketing que se le otorgó el 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 (7)

Corresponden a Resinas Compuestas de baja viscosidad debido a que presentan una menor cantidad de relleno y con un tamaño de partículas similar al de las Resinas Compuestas Híbridas, el cual es de 0,7 a 1,5 μm . El porcentaje de volumen que ocupan las partículas de relleno es entre 30% a 50%, permitiéndole una serie de ventajas como son una mayor fluidez, mejor adaptación, fácil manipulación y una gran elasticidad (debido a su bajo módulo de elasticidad). (7, 33). Además son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste (33).

Su composición es similar a la de las Resinas Compuestas convencionales: un monómero como matriz orgánica (que puede ser BIS-GMA, DMU o TEGDMA), una fase inorgánica y una fase de acoplamiento (7).

Como desventajas presentan menores propiedades mecánicas, por lo que no deben usarse en zonas sometidas a mucha carga o desgaste. También presentan una gran contracción durante la polimerización debido a la menor cantidad de relleno (7, 34).

Dentro de las indicaciones de las Resinas Fluidas tenemos (7, 32):

- Sellantes de puntos y fisuras.
- Restauraciones de tipo preventivas clase I, II, III, IV.

- Restauraciones clase V.
- Ferulizaciones.
- Reparación de amalgamas, composites y porcelana.
- Reconstrucción de bordes incisales.
- Cementación de carillas y porcelanas.
- Liners.

Además se ha descrito su aplicación como forro cavitario previo al uso de una resina convencional o condensable, debido a que eliminaría ángulos agudos, disminuiría zonas de concentración de fuerzas y proporcionaría alguna elasticidad ante la contracción de polimerización de las resinas con mayor cantidad de relleno. Si bien, las Resinas Fluidas por sí mismas generan contracción de polimerización los grosores al ser usada como forro cavitario no sobrepasan 1 mm, y además la elevada elasticidad inherente a este material compensaría esta contracción, aunque sea elevada. (35). Otra aplicación que se ha descrito es el uso de Resina Fluida como intermediario entre el tejido dentario y una Resina Compuesta condensable en el margen cervical de cavidades clase II con el fin de mejorar la adaptación de la restauración al diente a modo de minimizar la microfiltración. En un estudio realizado en la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la microfiltración de restauraciones clase II realizadas con una Resina Compuesta condensable con y sin la utilización de

una capa intermedia de Resina Flow en el margen cervical, siendo menor la microfiltración en las restauraciones en donde se utilizó Resina Fluida como intermedio (36).

Dentro de las características de las Resinas Fluidas cabe analizar su resistencia a la compresión. Si bien los valores obtenidos son levemente menores a los de las Resinas Compuestas Convencionales, no se recomienda su uso en zonas de alta carga masticatoria (7).

Otra característica importante de analizar dice relación con la filtración marginal, Mazer y Russell la midieron en cavidades clase V y luego de 100.000 ciclos de carga y de 250 de termociclado, concluyeron que no existen diferencias significativas entre estas y las Resinas Compuestas convencionales. Esto indica que ambas se adaptan correctamente a las paredes y márgenes de la cavidad (7, 37).

Otro aspecto importante de considerar es la contracción volumétrica que experimenta durante la fotopolimerización. Al ser fotopolimerizada durante 20 segundos presenta una contracción volumétrica de 4,2%. Este valor es mayor si lo comparamos con una Resina Compuesta, que obtiene valores de 1,8% bajo 40 segundos de fotopolimerización. Esto se explica debido a la poca cantidad de relleno inorgánico que poseen las Resinas Fluidas (de 30% a 50% en volumen),

que al ser menor que el de una Resina Compuesta Convencional provoca una mayor contracción de polimerización (7).

Sin embargo, en cuanto al módulo de elasticidad de las Resinas Fluidas, esta obtiene valores cercanos a los 5.800 MPa. Si se compara con una Resina Compuesta Convencional, los valores de esta última son mucho mayores (entre 12.000 a 19.700 MPa). Entendiendo que el módulo de elasticidad es un método para medir la rigidez de un material, y que los valores bajos nos indicarían que el material es flexible, se puede concluir que las Resinas Fluidas son bastante más flexibles que las Resinas Compuestas Convencionales. Si se compara con los valores del esmalte, que va entre 80.000 a 84.000 MPa, y el de la dentina, que va entre 14.700 a 18.000 MPa, las Resinas Fluidas tienen valores mucho más bajos, lo que indicaría que estas podrían servir como amortiguador de fuerzas entre la restauración y el diente (38, 39).

Al tener bajo módulo de elasticidad, las Resinas Fluidas, tienen gran flexibilidad, lo que permite aliviar el stress de la polimerización, actuando como una verdadera pared elástica, con lo cual se lograría una menor interfase (40).

Si bien, al tener menor cantidad de relleno la contracción de polimerización 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 (41).

Por otra parte, una forma propuesta para controlar la contracción de polimerización es intentar guiar dicha contracción mediante la ubicación de la luz de fotopolimerización. Sin embargo, esto ha sido cuestionado en la actualidad, planteándose que no siempre las resinas compuestas se contraen hacia la luz de fotocurado. (42)

Por otro lado, se ha demostrado que realizando una polimerización gradual, es decir, iniciando la fotoactivación de la resina compuesta con menor intensidad de luz, seguida por una fotoactivación final con mayor intensidad, se logra una mejoría en la adaptación marginal preservándose las propiedades mecánicas del material. (43)

Por otra parte, algunas lámparas poseen la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática en los primeros cinco segundos de exposición, con lo que el material restaurador lograría una mejor adaptación marginal (3)

La luz ultravioleta fue el primer sistema de fotoactivación utilizado en la odontología. La longitud de onda otorgada por esta fuente lumínica era de 354 nm. Con esto se le otorgaba suficiente energía a las partículas fotoiniciadoras de la resina compuesta para producir radicales libres, iniciando de esta forma, el proceso de polimerización. (44)

En un comienzo el sistema de luz ultravioleta dio buenos resultados, pero pronto se hizo evidente que el material restaurador no podía polimerizarse en grandes incrementos y que la fuente de iluminación se deterioraba rápidamente. Además, la luz ultravioleta podía producir daño ocular al operador y también alterar la flora bucal de los pacientes debido a esta exposición de radiación ionizante. (44)

El mecanismo de activación más utilizado en la actualidad es la activación por luz visible a través de las lámparas de fotocurado. Por medio de esta fuente lumínica se excita un fotoiniciador, que corresponde a una Canforquinona, el cual desencadena todo el proceso de polimerización antes descrito.

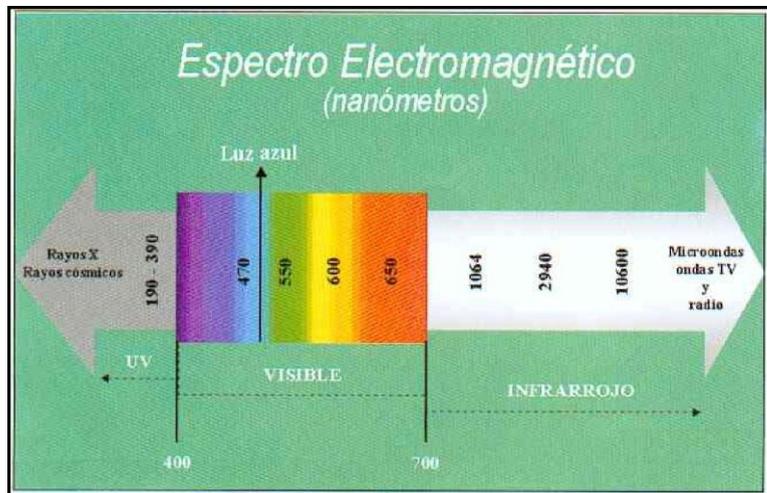


Fig.1. Espectro Electromagnético

Tomado de Cabanes Gumbau G. (2003). Quintessence

Las distintas fuentes lumínicas para fotoiniciar una reacción de polimerización se pueden clasificar en:

a.- Lámparas halógenas convencionales y de alta potencia: Estas lámparas fueron desarrolladas con el fin de suplir los efectos negativos de las fuentes lumínicas en base a luz ultravioleta. La base física de estas lámparas se fundamenta en el hecho de que los objetos calentados emiten radiación electromagnética. La lámpara halógena presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno extremadamente delgado. Debido a que el filamento actúa como una resistencia, el paso de corriente produce calor. Un

filamento calentado hasta aproximadamente 100 °C emite energía de calor en la forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga). Cuando la temperatura es aumentada entre 2000 y 3000 °C, una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible (longitud de onda corta). El incremento gradual de la temperatura aumenta la porción de intensidad de la longitud de onda corta de radiación, incluyendo la longitud de onda en el rango de luz azul. Es por esto que para proveer de la luz azul necesaria para la polimerización de las resinas compuestas los filamentos de las ampolletas emisoras de luz utilizadas en las lámparas halógenas deben ser calentadas a muy altas temperaturas, razón por la cual traen incorporado en su estructura un ventilador mecánico para disipar el calor.(46)

Estas lámparas halógenas emiten luz en un amplio rango de longitud de onda, cubriendo una gran parte del espectro, lo cual da como resultado la producción de una luz blanca. Mediante la interposición de un filtro, se deja pasar solamente la luz azul visible que oscila entre los 420 — 500 nm, ya que para la mayoría de los sistemas de resina compuesta, el fotoiniciador utilizado es una Canforquinona, la cual posee un peak de excitación a los 468 nm. Por lo tanto, la fotoactivación de la resina compuesta se produce justamente frente a esta longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468 nm eventualmente no serviría para desencadenar la reacción de fotopolimerización (43)

b.- Lámparas de arco de plasma: El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas. (47) Las lámparas de plasma poseen dos electrodos de tungsteno entre los cuales se aplica un alto potencial energético para crear una chispa dentro de un gas. Esto provoca la ionización del gas con lo cual se produce una emisión de radiación de espectro muy amplio, abarcando incluso rangos más allá de la luz ultravioleta e infrarrojo. Por esta razón se deben aplicar filtros muy eficaces para reducir la luz a un espectro que abarque entre los 400 y 500 nm. La intensidad de esta luz puede ser el doble o triple de la luz halógena convencional (49). Se determinó que esta lámpara lograba polimerizar los sistemas de resina en 16 segundos. Pese a esto, no todas las resinas compuestas eran sensibles a ella, y aquellas que efectivamente polimerizaban con esta fuente lumínica, presentaban mayor contracción de polimerización que aquellas fotopolimerizadas con lámparas halógenas convencionales (49)

c. - Lámparas láser: El término láser significa "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation". (43) Al desarrollarse fuentes lumínicas de tipo láser, compatibles con el espectro de luz requerido por los fotoiniciadores de los sistemas de resina compuesta, la industria dental comenzó a fabricar estas lámparas como medio de polimerización para estos materiales. Como característica principal, se destaca el tipo de fotón producido. Este permanece siempre en la misma frecuencia y no diverge, lo que permite una gran

concentración de energía en un área pequeña. (43) Estas lámparas láser producen luz en un espectro de 488 nm. y de muy alta intensidad. Presentan como ventaja su baja producción de rayos infrarrojos, generando menos calor para los tejidos dentarios. (43) No obstante, actualmente su uso es muy cuestionado debido a sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad para polimerizarlas dado que su espectro de luz está por sobre el peak de excitación de las canforquinonas (44)

d.- Lámparas de luz emitida por diodos (L.E.D.): Para lograr solucionar algunos de los problemas inherentes a las lámparas halógenas, surgen las lámparas L.E.D., vale decir, "Light Emitting Diode" o luz emitida por diodos. Un diodo es un componente semiconductor, que se caracteriza por permitir un paso fácil de corriente en un sentido y difícil hacia el contrario.

Concretamente, el diodo conduce corriente fácilmente desde el ánodo hacia el cátodo, pero no al revés. Existen, sin embargo, otros tipos de diodos denominados Zener, que permiten el paso de corrientes eléctricas en ambos sentidos en determinadas condiciones (48). Para las lámparas tipo L.E.D. existe una combinación de dos semiconductores diferentes. Los semiconductores n-doped y los p-doped (por sus siglas en inglés n-doped es carga negativa y p-doped es carga positiva). Los semiconductores n-doped poseen un exceso de electrones mientras que los semiconductores p-doped carecen de electrones y

además poseen "hoyos" en su estructura. Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y se aplica un voltaje, los electrones n-doped y los "hoyos" de los elementos p-doped se conectan. Esto libera energía en forma lumínica, producto de la excitación de estos electrones. (46)

Este nuevo sistema de fuente lumínica aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Las lámparas tipo L.E.D. emiten una luz azul entre 440-490 nm., con un peak de 460 nm., permitiendo activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material. (48,50) Esta lámpara de fotocurado posee una serie de ventajas por sobre la lámpara halógena convencional, las cuales se mencionan a continuación.

Las lámparas tipo L.E.D. presentan algunas ventajas por sobre las lámparas halógenas convencionales. Estas últimas emiten luz mediante incandescencia, en donde un filamento es calentado causando la excitación de átomos a distintos niveles energéticos, emitiéndose de esta manera una luz de muy amplio espectro. Por esta razón, las lámparas halógenas convencionales deben restringir la luz emitida mediante un filtro para que solo se proyecte aquel espectro correspondiente a la luz azul. Toda la luz que no sea azul, eventualmente se pierde en forma de calor; es por esto que las lámparas halógenas deben tener incorporado en su estructura un ventilador mecánico para evitar su sobrecalentamiento. (51)

La lámpara L.E.D. puede ser inalámbrica y recargable, pudiendo en algunos casos ser utilizada 65 minutos en forma continua sin ser recargada. Su potencia oscila entre los 800 y los 1400 mW/cm², a pesar de que sólo se necesita 300-400 mW/cm² para lograr una buena polimerización. Debido a esta alta potencia los fabricantes de las lámparas L.E.D. aseguran que, en comparación con una lámpara halógena convencional, las lámparas L.E.D. logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición lumínica. (50) De esta manera, se lograría una gran profundidad de polimerización con propiedades mecánicas óptimas aun cuando las restauraciones sean extensas. En particular a nivel de los cajones proximales y en tiempos menores a los requeridos por las lámparas halógenas convencionales. (50)

La lámpara L.E.D. va logrando su potencia máxima gradualmente en los primeros cinco segundos de encendido. De esta forma, la resina compuesta logra una buena adaptación marginal con lo que disminuye la tensión generada por la contracción de polimerización. (43) La lámpara es de bajo peso, ergonómica y fácil de limpiar. Viene incorporado además, como parte del soporte, un radiómetro para verificar que la potencia de la lámpara este en condiciones óptimas.

No obstante todas las ventajas descritas anteriormente para la lámpara

tipo L.E.D., se debe prestar atención a ciertas características. Como ya se estableció, la lámpara L.E.D. concentra toda su potencia en la producción de un espectro de luz azul única a 460 nm.;(50) en cambio la lámpara halógena convencional produce un espectro de luz bastante más amplio que va desde los 400 – 500 nm. El fotoiniciador que comúnmente se utiliza en los sistemas de resina compuesta es un tipo de Canforquinona. (43) Esta tiene un peak de fotoactivación a los 468 nm., lo cual es muy cercano al espectro de luz que emite la lámpara L.E.D. Por lo tanto, la probabilidad de que un fotón emitido por una lámpara L.E.D. sea absorbido por las Canforquinonas es considerablemente mayor a que si fuera de una lámpara halógena convencional. (43,52) Esto eventualmente se traduce en que la lámpara L.E.D. logra producir una fotoactivación de mayor eficiencia y, por lo tanto, una polimerización más completa y profunda.

Sin embargo el problema de las lámparas L.E.D. se produce si se utilizan fotoiniciadores distintos a la Canforquinona en la resina compuesta; en caso de ser así, el peak de absorción del fotoiniciador no coincidirá con aquel que emite la lámpara L.E.D. produciendo una polimerización deficiente o prácticamente nula.

Basándonos en todo lo antes descrito, es decir, características de las lámparas de L.E.D y de los Cementos de Resina de Polimerización Dual y de

las Resinas Fluidas y conociendo que estos dos últimos comparten una serie de características, surge la necesidad de comparar estos materiales como medio de cementación de restauraciones indirectas, ya que históricamente las resinas fluidas no han sido utilizadas para este propósito, además de observar cómo es el comportamiento de cada uno en lo que a fuerza adhesiva o resistencia al cizallamiento se refiere.

Hipótesis

“Existen diferencias significativas en la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta cementadas con resina compuesta fluida versus restauraciones de resina compuesta cementadas con un cemento de resina dual fotopolimerizadas con lámpara de L.E.D”.

Objetivo General

Determinar la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta cementadas con resina compuesta fluida y cementadas con cemento de resina dual fotopolimerizadas con lámpara de L.E.D

Objetivos Específicos

- Determinar la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta cementadas con resina fluida fotopolimerizadas con lámpara de L.E.D.
- Determinar la resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta cementadas con cemento de resina dual fotopolimerizadas con lámpara de L.E.D.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

Material y Método

El trabajo se realizó en los Laboratorios del Área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora, de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el Laboratorio de Prueba de Materiales de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Tecnológica Metropolitana (UTEM).

Para la realización de esta investigación se confeccionaron 40 cuerpos de prueba, conformados por superficies dentarias alisadas, con esmalte y dentina; en 20 de ellos se realizó la cementación de probetas de Resina Compuesta anterior-posterior Glacier SDI color A3, nº 051068, V: 2010/10 con usando para ello Resina Fluida Wave HV, SDI (Australia) nº 050411, V: 2008/04) y fueron fotopolimerizadas usando una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia); y en los otros 20 se cementaron probetas de Resina Compuesta anterior-posterior Glacier SDI color A3, nº 051068, V: 2010/10 utilizando para ello un Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent (Liechtenstein) nº J01428, V: 2008/12 y fueron fotopolimerizadas usando una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia).

Los materiales utilizados y la metodología fueron los siguientes:

1.- Se recolectó una muestra de 20 terceros molares humanos, recientemente extraídos, libres de caries, a los cuales se les retiró el ligamento periodontal con una cureta Gracey Hu-Friedy Universal. Se conservaron en una solución de suero fisiológico y formalina al 2% hasta el momento en que fueron utilizados.

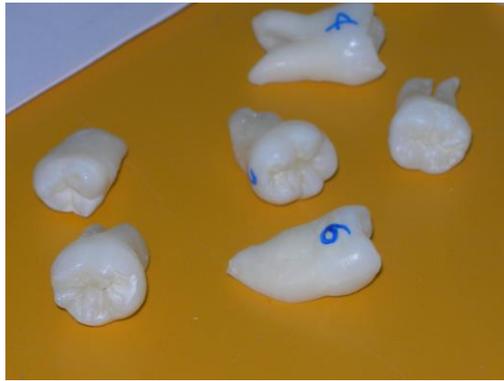


Fig.2 Parte de los terceros molares seleccionados para la muestra

2.- Se cortaron las piezas dentarias en sentido vestíbulo-palatino o lingual, perpendicular al plano oclusal, utilizando un micromotor de baja velocidad W&H, con portadisco y disco de carborundum, bajo agua corriente para evitar su desecación. En seguida se cortó la porción radicular de cada mitad dentaria, por debajo del límite amelodentinario.

3.- Con turbina de alta velocidad W&H y fresas de diamante tronco-cónica de extremo redondeado S. S. White nº 856 018 que se cambió cada 5 superficies,

se eliminó mediante desgastes, los restos de cámara pulpar de cada mitad, dejando así, una superficie amelodentinaria plana y lisa

4.- Se Clasificaron las mitades dentarias en dos grupos:

- GRUPO I: superficies dentarias a las que se adherirá un cilindro de Resina Compuesta anterior-posterior Glacier SDI color A3, que asemeja el área estándar de cementación de una resina indirecta (28,26 mm²), los cuales se cementarán con Resina Fluida Wave HV, SDI (Australia).
- GRUPO II: superficies dentarias a las que se adherirá un cilindro de Resina Compuesta anterior-posterior Glacier SDI color A3, que asemeja el área estándar de cementación de una resina indirecta (28,26 mm²), los cuales se cementarán con un Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent (Liechtenstein).

5.- El cilindro de resina compuesta a unir tuvo las siguientes medidas: 6 mm de diámetro por 3 mm de alto, y se confeccionó usando un formador de probetas metálico con perforaciones estándar de tales dimensiones, colocándole previamente aislante de silicona. Este cilindro se confeccionó mediante la técnica incremental en tres capas, fotopolimerizando 20 segundos cada capa, usando una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia).



Fig. 3 Formadores de Probetas Metálicas



Fig. 4 Cilindros de Resina

Compuesta

6.- En el grupo I se realizó lo siguiente:

- Se preparó la superficie de enlace de la probeta de resina compuesta: todo el lado a unir se limpió con alcohol, para así dejar dicha cara libre de todo contaminante.
- Se limpiaron todas las superficies de la pieza dentaria utilizando suero fisiológico.
- Se secó cuidadosamente la superficie que sería grabada utilizando aire de una jeringa triple, cuidando no desecar la superficie a utilizar.
- Se grabó la superficie de la pieza dentaria a unir con ácido ortofosfórico al 37% Super Etch, SDI, por 20 segundos. Luego se enjuagó con agua corriente y se secó la superficie con papel absorbente y aire con el fin de no desecar la dentina.

- Posterior a esto se pusieron 2 capas de adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia), en superficie dentaria a unir. Cada capa fue puesta con un cepillo minibrush. Antes de colocar la segunda capa se esperaron 20 segundos para permitir que el adhesivo fluyera a todos los puntos de la superficie. Posteriormente se sopló suavemente usando una jeringa triple para obtener un grosor homogéneo. Luego de colocadas las 2 capas se polimerizó durante 20 segundos.
- A la superficie a adherir, es decir la probeta de resina compuesta, se le colocó también el adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia), usando para ello un cepillo minibrush. Posteriormente se sopló suavemente usando una jeringa triple y se fotopolimerizó por 20 segundos
- Se dispuso una cantidad de Resina Fluida Wave HV, SDI, sobre la superficie de enlace de la probeta de Resina Compuesta.
- Se posicionó la probeta sobre la superficie dentaria y se sostuvo para verificar la posición sobre la superficie dentaria. Se limpiaron y retiraron los excesos de Resina Fluida usando una espátula de cemento limpia y cepillo minibrush limpio para evitar que quedaran excesos.
- Cada superficie/margen de Resina Fluida se fotopolimerizó durante 30 segundos usando una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia).



Fig.5 Lámpara de L.E.D utilizada en la cementación de las probetas.

- Se guardaron los cuerpos de prueba en frascos plásticos rotulados en una estufa de control de humedad y temperatura ambiental marca Heraeus, con 100% de humedad ambiental y a 37° C hasta el momento de la prueba, es decir, una semana.

7.- En el grupo II se realizó lo siguiente:

- Se preparó la superficie de enlace de la probeta de resina compuesta: todo el lado a unir se limpió con alcohol, para así dejar dicha cara libre de todo contaminante.

- Se limpiaron todas las superficies de la pieza dentaria utilizando suero fisiológico.

- Se secó cuidadosamente la superficie que sería grabada utilizando aire de una jeringa triple, cuidando no desecar la superficie a utilizar.

- Se grabó la superficie de la pieza dentaria a unir con ácido ortofosfórico al 37% Super Etch, SDI por 20 segundos. Luego se enjuagó con agua corriente y se secó la superficie con papel absorbente y aire con el fin de no desecar la dentina.
- Posterior a esto se pusieron 2 capas de adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia), en superficie dentaria a unir. Cada capa fue puesta con un cepillo minibrush. Antes de colocar la segunda capa se esperaron 20 segundos para permitir que el adhesivo fluyera a todos los puntos de la superficie. Posteriormente se sopló suavemente usando una jeringa triple para obtener un grosor homogéneo. Luego de colocadas las 2 capas se polimerizó durante 20 segundos.
- A la superficie a adherir, es decir la probeta de resina compuesta, se le colocó también el adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia), usando para ello un cepillo minibrush. Posteriormente se sopló suavemente usando una jeringa triple y se fotopolimerizó por 20 segundos
- Se dispuso una cantidad de Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent (Liechtenstein), sobre una loseta de vidrio y se mezcló hasta obtener una pasta homogénea.



Fig.6 Cemento de Resina Dual Eco- Link, Vivadent

- Se aplicó y distribuyó una capa delgada de cemento a la superficie de enlace de la probeta de Resina Compuesta.
 - Se posicionó la probeta sobre la superficie dentaria y se sostuvo para verificar la posición sobre la superficie dentaria. Se limpiaron y retiraron los excesos de cemento usando una espátula de cemento limpia y cepillo minibrush limpio para evitar que quedaran excesos de cemento.
 - Cada superficie/margen de cemento se fotopolimerizó durante 30 segundos usando una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia).
 - Se guardaron los cuerpos de prueba en frascos plásticos rotulados en una estufa de control de humedad y temperatura ambiental marca Heraeus, con 100% de humedad ambiental y a 37° C hasta el momento de la prueba, es decir, una semana.
- 8.- Luego, en la cara libre de cada cuerpo de prueba (de ambos grupos), consistente en esmalte, se llevó a cabo una técnica adhesiva convencional, es decir, grabado con ácido ortofosfórico al 37% Super Etch, SDI, durante 30

segundos; lavado con abundante agua; secado suave; aplicación de adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia); fotopolimerización por 20 segundos con una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI (Australia); y confección de un manguito de resina compuesta de un diámetro aproximado de 8mm y una longitud promedio de 1cm construidos previamente con un formador de probetas metálico de esas dimensiones.

9.- Sobre el manguito de resina compuesta se confeccionaron mangos acrílicos para todos los cuerpos de prueba, con el fin de poder fijarlos a la maquina de ensayo universal INSTRON. Se utilizó acrílico naranja de autocurado Marche. Cada mango acrílico tuvo un tamaño aproximado de 1,5 cm. de ancho y 2 cm. de largo.



Fig.7 y 8 Cuerpos de Prueba Terminados

Las muestras o cuerpos de prueba se guardaron en un frasco debidamente rotulado en una estufa de control de humedad y temperatura ambiental marca Heraeus, con 100% de humedad ambiental y a 37° C, hasta el momento de la prueba.

10.- Los cuerpos de prueba fueron testeados en la máquina de ensayos universal INSTRON, bajo fuerzas de cizallamiento, aplicadas con una carga de 200kg a 0.2 cm/min.

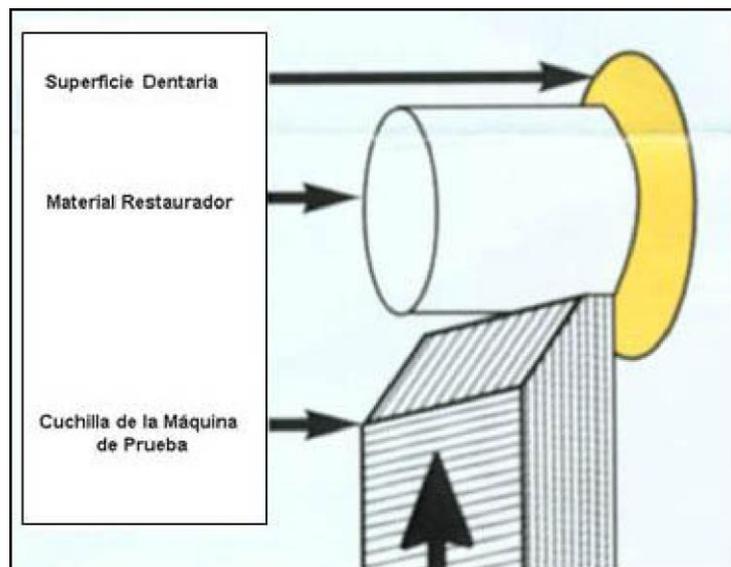


Fig.9 Esquema de un tipo de ensayo de cizalla.



Fig.10 Maquina Universal Instron



Fig. 11 Prueba de Cizallamiento

11.- Los valores obtenidos se expresaran en MPa. Los resultados serán sometidos a un análisis estadístico descriptivo comparativo mediante el test de Student. La significación estadística se definió como $p < 0.05$.

12.- Para poder analizar estos datos se debe trabajar matemáticamente para conseguir unidades que se puedan comparar, esto es, conocer el valor de fuerza por unidad de área necesaria para desprender la probeta de resina cementada al diente. Para realizar esto, lo primero que se debe hacer es conocer el área total del cilindro de resina que iba adherido a la superficie dentaria. Este tiene un diámetro de 6mm, por lo tanto su radio es de 3 mm. Para calcular el área se utiliza la formula siguiente:

$$\pi \times R^2 = 3,14 \times 9 \text{ mm} = 28,26 \text{ mm}^2 = 0.2826 \text{ cm}^2$$

Los valores obtenidos en las pruebas estaban expresados en unidad de

Kg-F. Para poder comparar directamente con los valores obtenidos en otros estudios, se convierten estos valores a MPa. La forma de hacerlo se muestra a continuación:

Se realiza el cuociente entre el valor obtenido en kilogramos fuerza (Kg-F) y el área de la probeta expresado en Cm^2 . Luego ese valor obtenido se divide por 9.8 (constante de conversión) y así el valor queda finalmente expresado en MegaPascales (MPa).

Resultados

Los resultados obtenidos en este trabajo se muestran en la Tabla N° 1.

Número de muestra	Resina Fluida	Cemento de Resina Dual
	(MPa)	(MPa)
1	4.87	3.58
2	5.54	3.94
3	3.76	7.18
4	6.48	2.23
5	4.28	4.01
6	3.35	5.49
7	3.95	3.99
8	2.94	2.39
9	5.05	7.34
10	4.90	6.20
11	5.04	2.56
12	3.26	2.49
13	6.94	7.11
14	4.07	3.26
15	4.83	2.21
16	2.41	6.54
17	6.04	3.77
18	3.45	5.08
19	3.99	4.13
20	4.50	6.20
Valor Promedio	3.83	4.49
Desviación Estándar	1.77	1.77

Tabla I: Resultados comparativos de Resistencia al Cizallamiento entre Resina Fluida v/s Cemento de Resina Dual

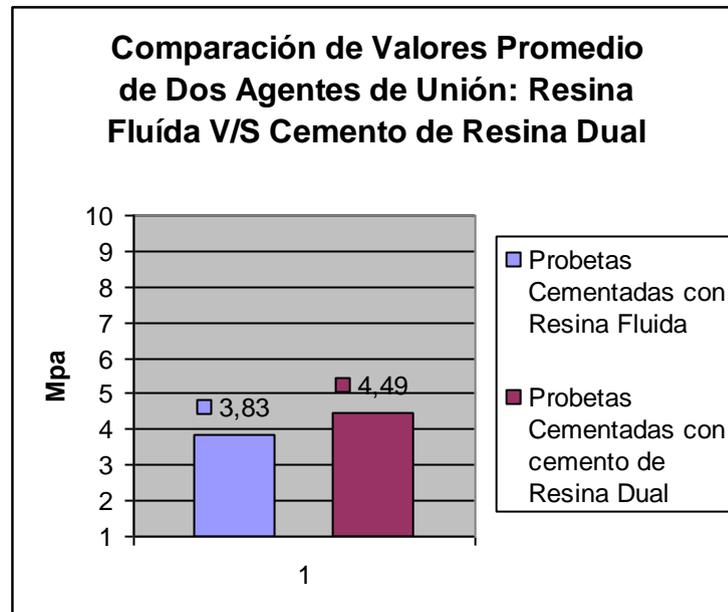


Gráfico N° 1: Comparación de Valores Promedio de Dos Agentes de Unión:
Resina Fluída v/s Cemento de Resina Dual

Análisis de los resultados

Con el fin de determinar posibles diferencias significativas entre los dos grupos en estudio los resultados fueron sometidos al Test T de Student.

El valor de P obtenido fue de 0.245, por lo tanto no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos medios de cementación de restauraciones indirectas empleados en este estudio, con lo que se rechaza la hipótesis de trabajo ya que el valor de $P > 0.05$.

Discusión

En este estudio se compararon los porcentajes de resistencia adhesiva o resistencia al cizallamiento de Restauraciones de Resina Indirectas cementadas con Resina Fluida Wave HV, SDI (Australia) y con Cemento de Polimerización Dual, Ecolink, Vivadent (Liechtenstein) fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. Al aplicar el Test t de Student a los resultados se observó que no existen diferencias significativas entre ambos materiales de cementación.

Estos resultados podrían explicarse ya que ambos materiales tienen una composición similar en base a la estructura de las Resinas Compuestas convencionales con menor relleno, lo que les otorga un grado fluidez similar para ambos materiales, por lo cual tendrían propiedades mecánicas similares. No existen estudios que comparen estos 2 materiales fotopolimerizados por lámparas L.E.D en lo que a resistencia adhesiva se refiere.

Pero existen estudios en que se ha medido la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta indirecta cementadas con Resina Fluida v/s Cemento de Resina Dual fotopolimerizados usando una lámpara halógena convencional. Fuentes M., realizó un estudio en donde comparó la fuerza adhesiva de Resina Fluida Wave, SDI, y de Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent, (utilizando un adhesivo distinto) y también llegaron a la

conclusión que no existen diferencias significativas entre ambos materiales (4). Sin embargo los valores promedio de adhesión encontrados en ese trabajo fueron superiores tanto para las restauraciones cementadas con Resina Fluida como para las restauraciones cementadas con Cemento de Resina Dual. Cabe notar también que los promedios de resistencia adhesiva entre los ambos materiales comparados entre sí tampoco coinciden, ya que en el estudio realizado por Fuentes M., el promedio de resistencia adhesiva para la Resina Fluida es levemente más alto que el del Cemento de Resina Dual y en el presente estudio esa diferencia se invierte.

Se esperaba que los valores de resistencia adhesiva de nuestro estudio fuesen mayores por estar utilizando una lámpara L.E.D las cuales según investigaciones independientes que analizan las propiedades mecánicas de las resinas compuestas, como la dureza del material, tensión flexural y módulo de elasticidad, además de la profundidad de polimerización, grado de conversión de los monómeros o infiltración marginal (53) usando la tecnología L.E.D. y han demostrado una aparente garantía y seguridad para poder utilizarla en la práctica clínica (48). Pero por otra parte existen algunos estudios en los cuales las lámparas L.E.D no superan a otros tipos de fuentes de fotoactivación (54).

De acuerdo a Barceiro y Miranda (2003) los resultados obtenidos en este trabajo concuerdan con sus resultados, confirmando que la resina Fluida

tiene valores de adhesión similares, con lo que sería un buen agente de cementación (55). El que se haya utilizado como grupo control el Cemento de Resina Dual radica en que estudios anteriores (Calamia y otros, 1985, Troedson y Derand, 1998, etc) han mostrado que clínicamente tiene una adhesión aceptable a los tejidos dentarios y que está dentro del rango permitido por la ADA para este tipo de materiales. Así, al comparar los resultados obtenidos, el que no posean diferencias significativas se podría explicar debido a que la composición de ambos sistemas es similar, lo que hace que compartan sus características y propiedades y permite que se comporten de manera similar (10, 30,39).

Otros estudios se han realizado para comparar otras propiedades de estos materiales; Beros I., concluyó que la resistencia a la tracción diametral fue superior en Resina Fluida Wave, SDI que en 2 Cementos de Polimerización Dual (entre ellos Ecolink, Vivadent) (56). Por otro lado Solis G., determinó que la resistencia abrasiva es mayor en el Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent, que en Resina Fluida Wave, SDI (32). Estos resultados podrían explicarse debido a que el tamaño de las partículas del relleno es diferente entre ambos materiales, mientras el tamaño de la partícula de relleno en una Resina Fluida correspondería a una Resina microhíbrida, el tamaño de partícula de relleno de un Cemento de Polimerización Dual correspondería a una Resina de microrrelleno.

Se ha demostrado a través de estos estudios que ambos materiales presentan características similares, lo cual se podría explicar debido a la similar composición y fluidez de ambos materiales. Del mismo modo también se podría esperar el comportamiento similar que se observó en este estudio, ya que ambos presentaron una resistencia al cizallamiento similar.

Teniendo en cuenta el similar desempeño de la Resina Flow Wave HV, SDI (Australia) y del Cemento de Polimerización Dual Ecolink Vivadent (Liechtenstein) como materiales de cementación, cabe preguntarse acerca de las diferencias entre ambos y sus implicancias clínicas. Al respecto Barceleiro y cols, concluyeron que al usar catalizadores químicos, presentes en los Cementos de Polimerización Dual, se genera un problema adicional, ya que existe el riesgo de una potencial variación del color inicial (30). Este es un gran problema debido a que afecta la estética de la restauración, algo muy importante para los pacientes, en especial cuando la restauración se ubica en el sector anterior.

Por otro lado, las Resinas Fluidas, dada sus características de composición, fluidez y adhesión a las estructuras dentarias y a la superficie de Restauraciones de Resina, actuarían como un Cemento de Resina de fotopolimerización. Esto por un lado es una ventaja ya que la polimerización es activada exclusivamente por luz y por tanto no contiene en su composición la

amina terciaria responsable del cambio de coloración en el tiempo. Sin embargo, al ser únicamente fotoactivado podría presentar ciertas dificultades, como por ejemplo no polimerizar en zonas muy profundas donde el paso de la luz se tornaría dificultoso. Al respecto, algunos autores, como O'Keefe, Pease y Herrin, sostienen que el grosor de la restauración tiene un efecto sustancial sobre el paso de la luz a través de ella, con lo que se vería afectado el porcentaje final de polimerización. Este es un punto muy importante si pensamos que eventualmente podría quedar material sin polimerizar lo que afectaría el éxito de la restauración. Estudios realizados por Calderon E., concluyeron que la profundidad de polimerización de Resina Fluida al interponer bloques de resina compuesta previamente polimerizados de 3 y 4 mm de espesor no se ve afectada siempre y cuando el espesor de la capa de Resina Fluida no sea mayor a 2 mm. Además en el mismo estudio se determinó que el tiempo de luz aplicado a través de bloques de Resina Compuesta previamente polimerizados es determinante para obtener una mayor profundidad de polimerización en probetas de Resina Fluida (57). Esto es muy importante si pensamos en que los grosores de Resina Fluida utilizada como material de cementación no deberían sobrepasar los 25 μm establecidos por la ADA (5). Por otro lado según el estudio antes mencionado al aumentar el tiempo de exposición a la luz se conseguiría mayor profundidad de polimerización de la Resina Fluida, por lo que al utilizar este material como medio de cementación se debería tener en cuenta la profundidad de la

preparación cavitaria al determinar el tiempo de exposición a la luz (57). Esta aseveración es respaldada por un estudio realizado por Guede C., quien concluyó que al aumentar el grosor de un bloque de Resina Compuesta previamente polimerizada interpuesto entre la luz de activación y la Resina Fluida, se debe necesariamente aumentar también el tiempo de exposición a la luz, con el fin de obtener una mayor propiedad mecánica de la Resina Fluida. Además, en el mismo estudio se determinó que el tiempo de polimerización aplicado a través de bloques de Resina Compuesta previamente polimerizados, es determinante para obtener mejores propiedades mecánicas de probetas de Resina Fluida, y que a medida que aumenta el tiempo de exposición de luz, aumentan las propiedades mecánicas (58).

Por lo tanto, teniendo en cuenta algunas de las ventajas de la Resina Fluida como material de cementación con respecto al Cemento de Polimerización Dual como son su estabilidad de color en el tiempo, su fácil manipulación y su bajo costo es posible utilizar este material como agente cementante de restauraciones indirectas de resina compuesta.

Conclusión

Se puede concluir que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos medios de cementación probados en este estudio, Cemento de Polimerización Dual y Resina Fluida fotopolimerizados con lámpara L.E.D, en lo que a resistencia al cizallamiento se refiere en Restauraciones Indirectas de Resina Compuesta.

Sugerencias

Luego de realizar este trabajo y analizar los resultados se sugiere:

- Realizar el mismo estudio pero con Resina Fluida Wave y con resina fluida Wave LV, las cuales presentan viscosidades distintas a la utilizada en este estudio.
- Realizar un estudio clínico de los materiales utilizados en este trabajo para observar su comportamiento en boca.
- Realizar un estudio comparativo de la resistencia al cizallamiento de una Resina Fluida y un Cemento de Polimerización Dual pero en Restauraciones Indirectas de Porcelana.
- Realizar más estudios comparando otras propiedades de una Resina Fluida y un Cemento de Polimerización Dual para lograr un conocimiento y estudio más acabado de los mismos.
- Realizar un estudio entre ambos el Cemento de Resina Dual Ecolink, Vivadent (Liechtenstein) y la Resina Fluida Wave HV,

SDI (Australia) utilizando una lámpara L.E.D y una lámpara halógena convencional.

Resumen

En este trabajo se comparó la fuerza adhesiva de dos agentes de cementación, un Cemento de Polimerización Dual Ecolink, Vivadent (Liechtenstein), con una Resina Fluida Wave HV, SDI (Australia).

Para esto se contó con una muestra de 20 terceros molares humanos, recientemente extraídos, libre de caries, a los que se cortó de tal forma de obtener dos superficies planas de esmalte y dentina, obteniéndose 40 muestras. Paralelamente a esto se confeccionaron probetas de resina compuesta de las siguientes medidas: 6 mm de diámetro y 3 mm de profundidad.

Sobre las superficies limpias de la pieza dentaria se realizó un grabado ácido total, con ortofosfórico al 37% Super Etch, SDI, por 20 segundos. Luego se lavó y se dejó secar sin llegar a la desecación. Posteriormente se aplicó el adhesivo monocomponente para esmalte y dentina Stae, SDI (Australia), sobre ambas superficies, pieza dentaria y probeta de resina compuesta, y se fotopolimerizó por 20 segundos a una distancia estandarizada a través de un pedestal.

A 20 de las muestras se les cementó la probeta de resina

compuesta con Cemento en base a Resina Dual y a las otras 20 muestras se les cementó con Resina Fluida (Flow). En ambos casos se fotopolimerizó por 30 segundos.

Estas muestras fueron incluidas en acrílico de manera que pudieran ser sometidas a tracción.

Para probar la fuerza adhesiva se testearon las muestras en la Máquina de Ensayos Universal INSTRON, bajo fuerzas de cizallamiento de 200Kg/0,02cm.

Los resultados obtenidos fueron en promedio de 4,49 MPa para el Cemento en base a Resina y 3,83 MPa para la resina Fluida (Flow). Analizando estos resultados bajo el test t de Student, se llegó a la conclusión de que no existen diferencias significativas, entre ambos medios de cementación con un valor de $p=0,245$, visto desde la perspectiva de fuerza adhesiva.

Bibliografía

1. Craig R., O'Brien W., Powers J., "Materiales Dentales". 6ª Edición. Editorial Harcourt Brace. 1996. Cap. 2
2. Ehrmantraut M., Aravena M., "Estudio Comparativo de la microfiltración de compómeros realizados con o sin grabado ácido total de la cavidad operatoria". Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile, 17(2):48-54, Jul-Dic. 1999.
3. Sepúlveda, G., Cortés, M., Stanke F., "Técnica clínica inmediata para incrustaciones de Resina Compuesta". Revista de la Sociedad de Operatoria de Chile, 1992; 4; p55-70.
4. Fuentes, M.; "Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluida". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile.
5. Crispin, B.J., Land, M.F., Rosentiel, S.F.; "Dental luting agents: A review of the current literature". J Prosthet Dent, 80: p280-301. Sep, 1998.

6. EL-Badrawy, WA., El-Mowafy, OM.; "Chemical versus dual curing of resin inlays cements". J Prosthet Dent, 73: p515-24. Jun, 1995.
7. Bayne, S. y cols.; "A charecterization of first generation flowable composites". JADA; 129: p567-77. May, 1998.
8. Muñoz R. (2004) "Estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. y lámpara convencional" Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.
9. Bader, M., Astorga, C. y otros.; "Biomateriales Dentales", tomo I: Propiedades generales". 1era Edición. U. de Chile 1996. Cap. 1-6.
10. Urzúa I. cols (1996) "Tratamiento de las caries como enfermedad infectocontagiosa: estudio preliminar" Revista dental de Chile: Vol. (84) 3. 25-30. Nov. 12.
11. Brown, P.; "Caries", 1991, Ediciones de la Universidad de Valparaíso. Cap. 1.
12. Roberson, T., Heymann, H., Sturdevant, J.; "Arte y Ciencia,

Operatoria Dental” 1996, 3era Edición. Cap. 2- 4.

13. Anusavice, K. J., "Ciencia de los materiales dentales". Décima edición. Mc Graw-Hill, Interamericana, 1998. Pág.:283-331. Cap12.

14. Williams.; “Materiales en la Odontología Clínica”; 1era Edición. 1992. Cap. 5

15. Guerra, C.; “Análisis comparativo in vitro de la resistencia abrasiva de dos técnicas de aplicación de sistemas adhesivos”. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2002, Universidad de Chile.

16. Barrancos, “Operatoria Dental”, 3ª Edición. Editorial Panamericana. Cáp. 17: Adhesión a la estructura dentaria, pág. 567-77. 1999.

17. Fleet, C.; “Análisis comparativo in vitro de la microfiltración marginal de una Resina Compuesta Microhíbrida convencional y tres de nanorelleno”. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile.

18. Tyas, MJ., Wassenaar, P.; “Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five years results”. Aus Dent J, 36: p369-73. 1991.

19. Abate, P.; "Alternativas en materiales plásticos estéticos para el sector posterior". Rev. A.O.A. Vol. 86; p 390-95. 1998.

20. Youngson, C. y cols.; "In vitro microleakage associated with posterior composite restorations used with different base/bonding system combinations". Dent Mater, 7 : p240-46. Oct, 1991.

21. Ehaideb Al., Mohamed, H.; "Microleakage of one bottle dentin adhesives". Oper Dent, 26: p172-75. 2001.

22. Burgoyne, A., Nichols, J., Brudvik, J.; "In vitro two body wear of inlay-onlay composite resin restoratives". J Prosthetic Dent, 65: p206-14. Feb, 1991.

23. Buchalla, W., Attin, T., Hellwig, E.; "Brushing abrasión of luting cements under neutral and acidic conditions". Oper Dent, 25: p482-87. Nov, 2000.

24. Motzfeld, R., Alday, T.; "Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora". Rev. Soc. Oper. Dent. De Chile; 11-12: p38-43. 2001.

25. <http://www.encolombia.com> "Evaluación in vitro de cuatro Agentes

Cementantes”. López G., Barguil J., López E.,. Mayo 1999. Fecha de revisión: 3/04/07.

26. Shinkai, K., Suzuki, S., Katoh Y.; “Effect of filler size on wear resistance of resin cement”. *Odontology*, 89: p. 41-4. Nov, 2001.

27. Behr, M.; “Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried system”. *Dent Mater*, 20: p.191-97. 1999.

28. O’Brien.; “Dental Materials and their selection”. 2da Edición, Cap 11. 1991.

29. Cárdenas, D.; “Evaluación de una resina experimental de fotopolimerización como sistema de cementación y su comparación con un cemento de resina comercial de curado doble”. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 1992, Universidad de Chile.

30. Barceleiro, MO., y cols.; “Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite”. *Oper Dent*, 28: p423-28. Jul-Aug, 2003.

31. Piwowarczyk, A.; “In vitro shear bond strength of cementing agents

fixed prosthodontic restorative materials”. *Den Mater*, 15: p128-37. 1999.

32. Solis, E.; “Análisis comparativo in vitro de la resistencia abrasiva entre una resina compuesta fluida y un cemento de resina de polimerización dual”. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile.

33. Ferracane, J.; “Nuevos polímeros para Restauraciones Dentales”. *Management Alternatives for the Carious Lesion. Proceedings from the International Symposium. Charleston. EE UU. Oper Dent*, 6: p199-209. 2001.

34. Attar, M., Tam, L., Mc Comb, D.; “Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites”. *J Can Dent Assoc*, 69: p516-21. Sep, 2003.

35. Petrasic, L., Perez, J.; “Nuevos Criterios en Obturaciones Directas”. *Revista Mundo Dental*, p39-40, Agosto, 2004.

36. Navarrete, E.; “Influencia del uso de resina compuesta fluida en la microfiltración de restauraciones realizadas con dos resinas compuestas condensables: estudio in vitro”. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2000, Universidad de Chile.

37. Mazer, R.; "The use of flowable composite resin in class V restorations". J Dent Res, 67:p131-34. 1998.

38. Braga, R.; "Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers". JADA, 134: p721-28. Jun, 2003.

39. Moon, P.; "Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites" Oper Dent, 27: p248-53. 2002.

40. Liebenberg, W., Unterbrinck, G.; "Flowable resin composites as filled adhesives: Literature review and clinical recommendations". Quintessence Int, 30: p249-57. Apr, 1999.

41. Labella, R., y cols.; "Polimerization, shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives". Dent Mater, 15: p128-37. Mar, 1999.

42. Phillips, R., "La ciencia de los materiales dentales". Octava edición. Interamericana. 1987. pp: 226-260. Pág. 14.

43. Villarroel, M., "Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines". 2003. <http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/>

Fecha de revisión: 25/04/07.

44. Abarca, P.A., BAEZ, H.D., "Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 1992. pp: 3-23.

45. Produits Dentaires S.A., "Chemical cure hybrid composite". 2004. Pp 63-64. www.pdsa.ch/Catalogichap3_1f.pdf Fecha de revisión: 22/04/07

46. 3M ESPE. "Elipar TM FreeLight 2. Lámpara de Fotopolimerización LED". Perfil técnico del producto. 2004.

47. Gumbau, C., "Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología".2004.
<http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html> Fecha de revisión: 12/05/07.

48. Saravia, M., "Una nueva propuesta e innovadora propuesta tecnológica para la fotopolimerización de materiales dentales: Luz emitida por diodos (LED)". 2002. <http://www.odontologia-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html> Fecha de revisión:

12/05/07.

49. Rueggeberg, F.A., "From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry". J. Prosth Dent. 87(4): 364-79. Apr 2002.

50. RADII. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED. SDI, Australia. 2004.

51. Lázaro, M., "Procedimiento para polarizar diodos LED en los Demon Eyes". 2004. <http://usuarios.lycos.es/katraska/diodos.htm>

52. Yoon, T.-H. et al., "Degree of polymerization of resin composites by different light sources". J. Oral Rehabil. 2002 Dec; 29 (12): 1165-73.

53. Harada, K.M.; Caputo,A.A. and Mito, R. Effect of light emitting diode curing on composite resin microleakage. J. Dent. Res. 81 (Sp. Iss A) Absi485; 2002.

54. Hoffmann N.,Hugo B.,Klaiber B. Effect of irradiation tape (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002 Dec;110(6):471-9.

55. Behr, M. "Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems". Dent Mater 2004, (20), 191-197.

56. Beros, I.; "Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2006, Universidad de Chile.

57. Calderón, E.; "Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile.

58. Guede, C.; "Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloques de resina compuestas previamente endurecidas". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2006, Universidad de Chile.

