



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVOLUCIÓN DE LAS RESINAS AUTO Y
FOTOPOLIMERIZABLES PARA REHABILITACIÓN
DENTAL.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

JOSÉ ESTEBAN SOTO MARTÍNEZ

TUTOR: C.D. BASILIO ERNESTO GUTIÉRREZ REYNA

ASESORA: Esp. MARÍA ALICIA VALENTI GONZÁLEZ



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria

A mis padres Guillermina y Esteban por apoyarme en cada una de mis decisiones, porque este logro es suyo, no mío, porque sin ustedes nada de esto sería posible.

A mis hermanos: Ana, Guillermo, Luis y Wendy por ser mis primeros pacientes, por apoyarme y creer en mí.

A mi novia Yaninn por estar a mi lado en todos los momentos buenos y malos y por su apoyo incondicional durante todos estos años.

A mis tías: Ana y Pilar por el apoyo en cada momento.

A toda mi familia por estar siempre ahí.

Agradecimientos

Gracias a Dios por dejarme concluir esta etapa de mi vida.

Gracias a mis profesores por brindarme los conocimientos necesarios para desarrollarme profesionalmente.

Gracias a mi tutor Dr. Basilio Gutiérrez y mi asesora Dra. Alicia Valenti por su apoyo para realizar este trabajo.

Gracias a mis amigos: Ángel, Ely, Giss, Héctor, Lil, Rocks por compartir tantas experiencias a lo largo de tantos años.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
PROPOSITOS.....	7
OBJETIVOS.....	7
CAPITULO I. ANTECEDENTES.....	8
CAPITULO II. CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	10
2.1 Polimerización	10
2.1.1 Autopolimerizables.....	17
2.1.2 Fotopolimerizables.....	17
2.1.3 Dual.....	19
2.2 Tamaño de partícula	20
2.2.1 Macro relleno.....	21
2.2.2 Micro relleno.....	23
2.2.3 Híbridas.....	24
2.2.4 Híbridos modernos.....	25
2.2.5 Nano relleno.....	25
2.3 Viscosidad.....	26
CAPITULO III. COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	29
3.1 Matriz.....	29
3.2 Relleno.....	30
3.3 Agente de conexión o acoplamiento.....	31
3.4 Sistema activador.....	32
3.5 Pigmentos.....	33
3.6 Inhibidores de la polimerización.....	34

CAPITULO IV. CLASIFICACIÓN POR GENERACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS.....35

4.1 Primera generación.....37
4.2 Segunda generación.....37
4.3 Tercera generación.....38
4.4 Cuarta generación.....38
4.5 Quinta generación.....39
4.6 Sexta generación.....40
4.7 Séptima generación.....43

CAPITULO V. UNIDADES DE POLIMERIZACIÓN..... 45

5.1 Lámparas halógenas.....46
5.1.1 Convencionales.....48
5.1.2 Curado gradual.....48
5.1.2.1 Curado escalonado.....49
5.1.2.2 Curado en rampa.....49
5.1.2.3 Curado por pulsos diferido.....49
5.1.3 De alta potencia.....49
5.1.4 De baja potencia.....50
5.2 Lámparas de polimerización a base LED (*Light-Emitting Diode*).....50
5.3 Lámparas de laser de argón.....53
5.4 Lámparas de arco de plasma.....54

CONCLUSIONES.....56

GLOSARIO.....57

REFERENCIAS

BIBLIOGRÁFICAS.....59

INTRODUCCIÓN

La rica historia asociada al desarrollo de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. En ese entonces, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos. Posteriormente fueron evolucionando hasta que Bowen en los 60's con su nueva molécula innovó la matriz de la resina. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor debido a todos tantos usos e indicaciones que se les puede llegar a dar.

Otro de los aspectos de la odontología que más se ha desarrollado en los últimos años es la adhesión de materiales a las estructuras dentales. La aparición de los sistemas adhesivos ha provocado un cambio favorable desde el punto de vista conservador, en la ejecución de un sin número de tratamientos, los métodos tradicionales de retención han sido sustituidos por procedimientos adhesivos que conservan y preservan la estructura dentaria. Los antiguos conceptos del Dr. Black, que consistían en grandes preparaciones y extensión por prevención, han sido gradualmente reemplazados por preparaciones pequeñas y técnicas más conservadoras.

Las resinas compuestas y los sistemas adhesivos van de la mano para realizar una rehabilitación ya que no podemos pensar en emplear el uno sin el otro, pero a su vez es necesaria la utilización de unidades de curado como las lámparas de luz halógena que se crearon para reemplazar a las lámparas de luz UV debido a que estas últimas presentaban demasiados efectos negativos. Con el paso del tiempo se fue innovando en las unidades de curado, actualmente tenemos las lámparas de luz a base de LED que pueden presentar muchas ventajas con respecto a las lámparas convencionales, además existen las lámparas de arco de plasma o de laser de argón.

En fin que las resinas han evolucionado y siguen evolucionando día a día, así como los sistemas auxiliares para la correcta rehabilitación en cada uno de nuestros pacientes.

PROPÓSITOS

Diferenciar los tipos de resinas para rehabilitación, los sistemas adhesivos y las unidades de curado

OBJETIVOS

- Conocer la evolución de los diferentes tipos de resinas así como sus clasificaciones y usos a través del tiempo.
- Identificar las diferencias entre las distintas lámparas de curado.

CAPITULO I. ANTECEDENTES

La historia las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX (ver figura 1). En ese entonces, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos. Estos materiales tenían grandes desventajas siendo la principal, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos bucales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentaban baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.¹

En 1955 Buonocore⁸ utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales. Estos primeros composites de curado químico exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, batido y estabilidad de color. A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo. El desarrollo de los composites ha sido y es incesante, lo que obliga a una continua actualización.²

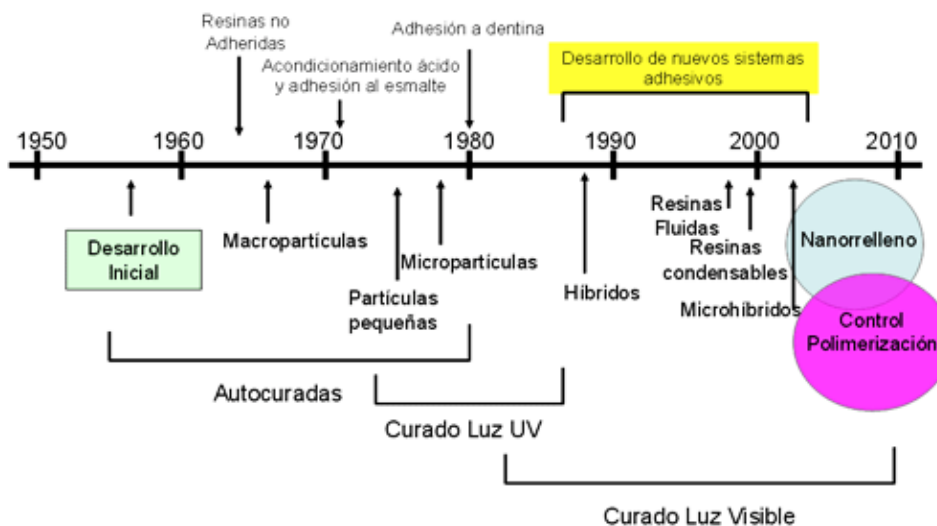


Figura 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo al tamaño de partícula, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva.¹

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz orgánica, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. En ocasiones, la matriz de resina se denomina también fase continua, y las partículas de relleno, fase discontinua, dispersa o de refuerzo. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica.

Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. Inicialmente, las resinas compuestas se indicaban solo para la restauración estética del sector anterior. Posteriormente y gracias a los avances de los materiales, la indicación se extendió también al sector posterior. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética.¹

CAPITULO II. CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. La clasificación puede hacerse de varias formas.²

- Método de polimerización.
- Indicaciones.
- Tamaño de partícula.
- Viscosidad.

2.1 Clasificación por su método de polimerización

Los monómeros pueden unirse por medio de una o dos tipos de reacción: polimerización de adición y polimerización de condensación o escalonada. Estos monómeros se activan uno a uno y se van uniendo sucesivamente para formar una cadena cada vez más grande. En la polimerización escalonada, los componentes son disfuncionales y todos se reactivan o son reactivos de manera simultánea. Posteriormente las cadenas crecen mediante los enlaces escalonados de los monómeros bifuncionales, que en ocasiones, dan lugar a un subproducto de bajo peso molecular como el agua o el alcohol.³

Polimerización por adición

La mayoría de las resinas polimerizan mediante un mecanismo en el que los monómeros se añaden de manera secuencial al extremo de una cadena en crecimiento. La polimerización por adición comienza a partir de un centro

activo, añadiendo un monómero cada vez hasta formar rápidamente una cadena.

Existen cuatro etapas distintas en el proceso de la polimerización por adición: inducción, propagación, transferencia de cadenas y terminación.

Inducción: La activación y la iniciación son los procesos que controlan la inducción. Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de radicales libres **R**. Los radicales libres se pueden generar por activación de las moléculas que producen los radicales, empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre.

La sustancia química que forma los radicales libres y se emplea para iniciar la polimerización no es un catalizador, ya que entra en la reacción química y pasa a formar parte del compuesto químico final. Es más adecuado llamarlo iniciador, ya que se utiliza para iniciar la reacción. El iniciador más utilizado es el peróxido de benzoílo, que se activa rápidamente entre los 50°C y los 100°C, para liberar dos radicales libres por molécula de peróxido de benzoílo. La inducción es el periodo durante el cual las moléculas del iniciador se energizan y rompen formando radicales libres. Posteriormente estos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena. La pureza del monómero influye mucho en este periodo. Cualquier impureza presente capaz de reaccionar con los grupos activados, puede aumentar la longitud de este periodo consumiendo moléculas del iniciador activado. Sin embargo a mayor temperatura más rápidamente se formaran los radicales libres y por consiguiente el periodo de inducción será más corto.³

Un sistema de inducción se activa químicamente a la temperatura de la cavidad oral. Dicho sistema consta de al menos dos reactivos que, cuando se mezclan, se someten a una reacción química que genera radicales libres. Un ejemplo de este sistema es la amina terciaria (el activador) y el

peróxido de benzoílo (el iniciador) que se mezclan para iniciar la polimerización de las denominadas resinas dentales autocuradas. La amina forma un complejo con el peróxido de benzoílo, que reduce la energía térmica necesaria para dividirlo en dos radicales libres.

Otro sistema de inducción es el activado por la luz. En este sistema los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de fotopolimerización. Cuando se introdujo este sistema por primera vez en odontología, se utilizaba luz ultravioleta. Sin embargo debido a las preocupaciones sobre los efectos de esta luz en la retina y en los tejidos bucales no pigmentados, a su limitada profundidad de penetración y a la pérdida de intensidad de la fuente de luz ultravioleta con el paso del tiempo, se desarrollaron sistemas de iniciadores activados con luz visible. En las resinas curadas con luz visible, la canforoquinona y la amina orgánica generan radicales libres cuando son irradiados por la luz de la zona azul-violeta del espectro. La luz con una longitud de onda de aproximadamente de 470 nm es necesaria para esta reacción. Debido a que no se produce una polimerización apreciable a temperatura ambiente y en la oscuridad, estas composiciones pueden ser sistemas monocomponentes, siempre que se almacenen en un lugar donde no estén expuestos a la luz. Sin embargo factores tales como la intensidad de la luz, el ángulo de iluminación y la distancia entre la resina y la fuente de luz pueden afectar de manera significativa al número de radicales libres que se forman, contribuyendo a convertirlo en un sistema muy sensible a la técnica.³

Propagación: cuando se aproxima otro monómero para formar un dímero, el complejo de monómero-radical libre resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres. El dímero también se convierte en un radical libre. Esta especie reactiva se puede añadir sucesivamente (ver figura 2) a un gran número de moléculas de etileno, de manera que el proceso de polimerización continua a través de la propagación del centro reactivo.³

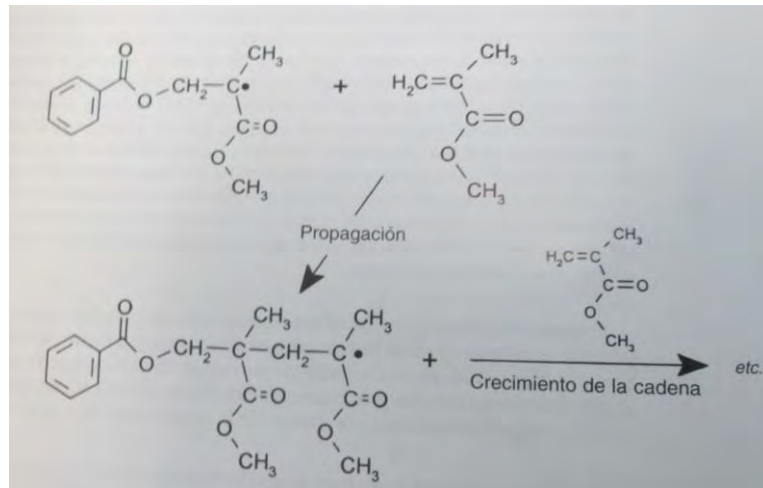


Figura 2. Propagación y crecimiento de la cadena.³

Se requiere muy poca energía una vez que la cadena comienza crecer, por lo que el proceso continúa al ir aumentando el calor y da lugar a la formación de grandes moléculas de polímeros en pocos segundos.

La cadena de polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación. El proceso total de polimerización por adición se puede representar como una serie de reacciones en cadena. El proceso es muy rápido, casi instantáneo. Las reacciones son exotérmicas y se desprende una cantidad considerable de calor.³

Transferencia de cadena: En este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula y se crea un nuevo radical libre que crecerá más adelante. (Ver figura 3)

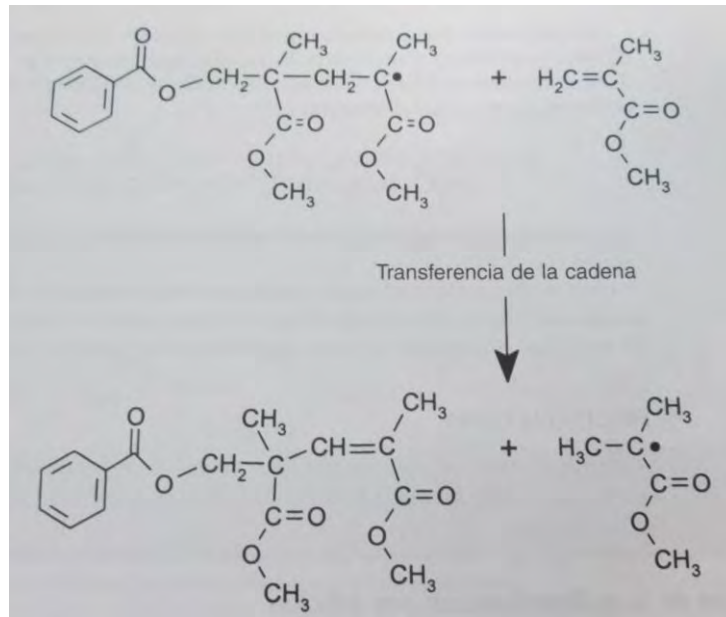


Figura 3. La transferencia de cadena se produce cuando un radical libre se acerca a una molécula de metilmetacrilato y dona un átomo de hidrogeno a la molécula de metilmtacrilato.³

Terminación: A pesar de que la terminación de una cadena puede ser el resultado de la transferencia de cadena, las reacciones de terminación adicionales concluyen con más frecuencia, al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrogeno entre una cadena en crecimiento y otra.

La terminación por acoplamiento directo se puede representar mediante la reacción de adición de etileno. Partiendo de la reacción de propagación, si una cadena en crecimiento con m unidades monomericas se encuentra con otra cadena en crecimiento con n unidades.³ (Ver figura 4)

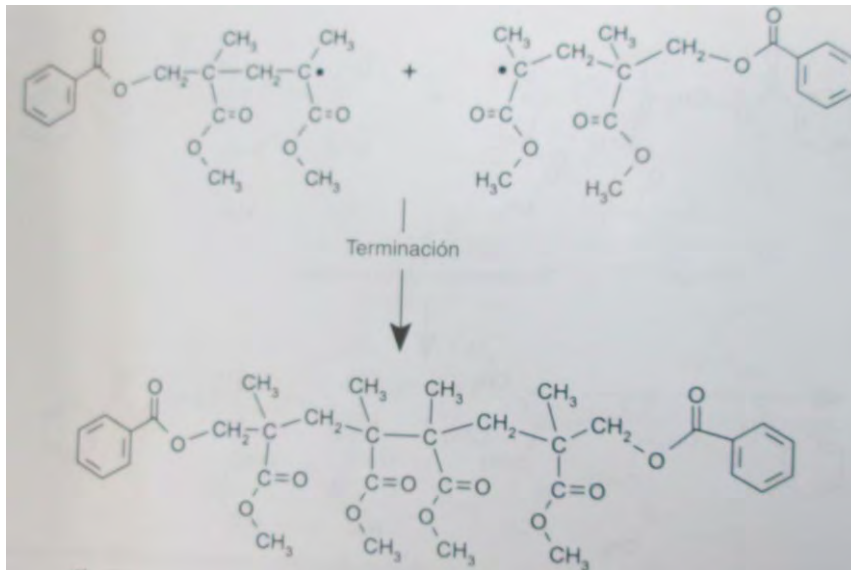


Figura 4. La terminación se produce cuando los dos radicales libres interactúan y forman un enlace.³

Inhibición de la polimerización por adición: No es probable que se produzcan reacciones de polimerización cuando se ha agotado el monómero, y no siempre forman polímeros de gran peso molecular. En ocasiones las impurezas del monómero impiden dichas reacciones.

Cualquier impureza de un monómero que pueda reaccionar con los radicales libres inhibe o retrasa la reacción de polimerización. Los inhibidores afectan tanto la capacidad de almacenamiento como el tiempo de trabajo de la resina dental. Por ese motivo, las resinas suelen contener una pequeña cantidad de un inhibidor como el metiléter de hidroquinona, con el fin de prevenir la polimerización durante el almacenamiento, y en el caso de los sistemas biocomponentes (auto curables) para proporcionar el tiempo adecuado de mezcla y colocación.³

El oxígeno reacciona rápidamente con los radicales libres, y su presencia retrasa la reacción de polimerización. La influencia del oxígeno sobre la polimerización viene determinada por muchos factores, como su concentración, la temperatura y la intensidad de la luz. Es importante tener en cuenta el efecto inhibitorio del oxígeno en el proceso de polimerización. Por lo tanto debe evitarse la inclusión de aire en el proceso de

polimerización en las zonas más importantes de la restauración. Al utilizar matriz de celuloide se evita que se genere una capa pegajosa e inhibidora del aire sobre la superficie.

Polimerización por condensación

Las reacciones que producen la polimerización escalonada se puede dar a partir de cualquier reacción química en la que intervengan dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromolecular. El primer compuesto reacciona y en ocasiones forma subproductos como el agua, ácidos halógenos y amoniaco. La formación de estos subproductos es el motivo por el cual, en ocasiones a la polimerización escalonada se denomina “polimerización por condensación”. La estructura de los monómeros es tal que el proceso se puede repetir y formar macromoléculas. Este mecanismo también se emplea en los tejidos biológicos para producir proteínas, carbohidratos, ácido desoxirribonucleico y ácido ribonucleico, que se forman exclusivamente por reacciones de polimerización escalonada.³

En la polimerización escalonada se obtiene una cadena lineal de unidades monoméricas que se repiten, mediante una condensación intermolecular escalonada o de adición de los grupos reactivos, en los que se activan, de manera simultánea, los monómeros bifuncionales o trifuncionales, a diferencia de la activación de los monómeros uno por uno en el caso de la polimerización por adición.³

Las resinas se clasifican de acuerdo a su tipo de polimerización en:

- a) Autopolimerizables
- b) Fotopolimerizables
- c) Polimerizado dual

2.1.1 Resinas autopolimerizables

Las primeras resinas compuestas polimerizaban mediante un proceso de activación química. Este proceso recibe el nombre de fraguado en frío o autopolimerización.³

Requieren el empleo de moléculas específicas, con capacidad para interactuar con las moléculas iniciadoras, que deben permanecer separadas hasta el momento en que se desea iniciar la reacción, por lo que estos materiales precisan la mezcla de dos componentes.

Los materiales de autocurado necesitan la mezcla de dos componentes por lo que existe un mayor riesgo de incorporación de aire y una mayor vulnerabilidad en cuanto a la calidad de la mezcla realizada por el operador, con la excepción de los sistemas de automezcla incorporados en algunos composites de auto curado indicados para la reconstrucción de muñones. En estos materiales la reacción progresa con más lentitud que en los de fotocurado, esta característica podría ser aprovechada para minimizar los efectos de la contracción de la polimerización. Si bien existen algunas formulaciones que han sido modificadas con la finalidad de evitar ese contratiempo, en la mayoría de los materiales de activación química y dual es frecuente hallar una pobre estabilidad cromática debido a la oxidación de algunos de los componentes productos de la reacción del sistema activación-iniciación. Por ello debería evitarse su empleo en áreas en las que la demanda de estética es crítica.⁴

2.1.2 Resinas fotopolimerizables

Requieren la exposición de la masa del material (en todo su espesor) a una determinada cantidad de energía electromagnética de calidad definida para desencadenar la reacción.⁴

Las primeras resinas de activación por luz emplearon la luz ultravioleta como iniciador de los radicales libres. Actualmente las resinas compuestas de fotocurado se han remplazado por los sistemas de activación por luz visible, que mejoran mucho la profundidad de polimerizado y el tiempo de trabajo y proporcionan mayores ventajas.

Las resinas compuestas fotopolimerizables se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición de luz (ver figura 5). El sistema iniciador de los radicales libres, que consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz se encuentra en esta pasta. Mientras estos componentes no sean expuestos a la luz no interactúan. La exposición a la luz de la región azul produce un estado excitado del agente fotosensible que lo hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización por adición.³



Figura 5. Presentación en jeringa de resinas fotopolimerizables.¹⁰

La canforoquinona es un agente fotosensible que se emplea comúnmente y que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Se requiere muy poca cantidad de canforoquinona (0,2% o menos en peso de

la pasta). Los iniciadores de amina que se requieren para interactuar con la canforoquinona, como el dimetil aminoetil metacrilato (DMAEMA) también se deben encontrar en una porción baja, aproximadamente 0,15% en peso.³

Las resinas de fotocurado permiten un mayor control de la reacción durante su empleo clínico debido a que esta puede iniciarse exponiendo la superficie a la luz indicada, una vez obtenida la forma y los contornos deseados, lo cual minimiza las maniobras de terminación (aunque no las de pulido). La necesidad de que la energía entregada como mecanismo de activación deba ser absorbida en su totalidad del espesor de la masa irradiada limita en la actualidad el grosor de los incrementos, o capas, a unos 2mm así se puede tener una cierta confianza en que el material es correctamente polimerizado.⁴

2.1.3 Resinas de curado dual

Resultan de la incorporación de ambos mecanismos de activación con la finalidad de permitir que la reacción ocurra incluso en sitios donde es dudoso el alcance de la luz, ya sea por la interposición de elementos opacos o de mayores espesores del material.⁴

La presentación de éstas resinas de curado dual consisten en dos pastas fotopolimerizables (ver figura 6), una de ellas contiene peróxido de benzoílo y la otra contiene una amina terciaria aromática. Cuando se mezclan las dos pastas y se expone a la luz, se promueve la fotopolimerización mediante la combinación amina/CQ y la quimiopolimerización mediante la interacción amina/peróxido de benzoílo; tal como sucede con las resinas autopolimerizables, los problemas de las resinas de curado dual son la porosidad y la inhibición por aire.³



Figura 6. Ejemplos de cementos a base de resina de curado dual.¹⁴

2.2 clasificación de las resinas de acuerdo a su tamaño de partícula

Lutz y Phillips¹ proponen una clasificación; (ver figura 7) ésta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en:

- Resinas de macrorelleno o convencionales
- Resinas de microrelleno
- Resinas híbridas
- Híbridos modernos
- Resinas de nanorelleno

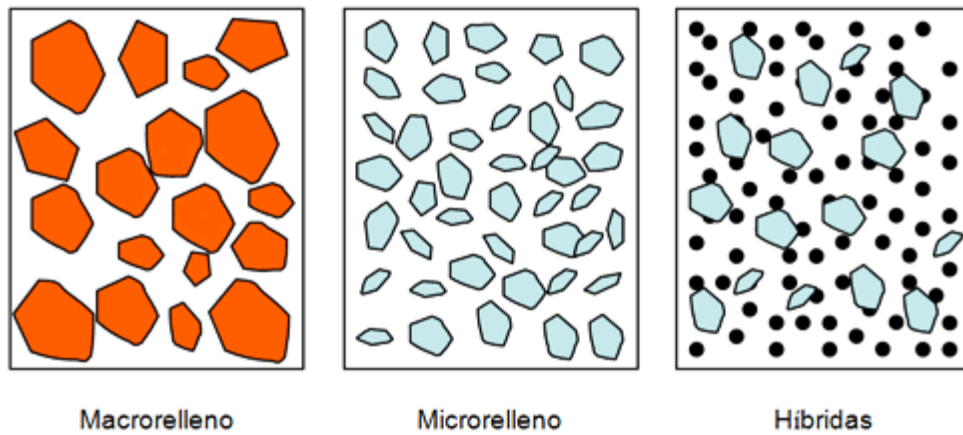


Figura 7. Clasificación de las resinas compuestas de Lutz y Phillips.¹

2.2.1 Resinas de macrorelleno o convencionales

Se caracterizaron por una frase orgánica compuesta por BIS-GMA y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 100 μm . Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso.¹

Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. Ambos se fabrican triturando grandes porciones de cuarzo o indio en pequeñas partículas. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente eran menos estables que el cuarzo, más quebradizos y solubles.^{1, 2}

Con la adición de partículas de relleno inorgánicas a la matriz orgánica se consiguieron las siguientes mejoras: 1) disminución de la contracción durante la polimerización; 2) disminución del coeficiente de expansión térmica; 3) aumento de la dureza y resistencia a la compresión; 4) mejor resistencia a la fractura con mejor resistencia a la fuerza de tracción; menor absorción de agua y 6) una rigidez aumentada.⁵

La rugosidad de la superficie se debía a dos razones principales: poros o huecos y la proyección de los cantos de partículas de relleno.

Poros. Aparecen debido a que entre la matriz orgánica y las partículas de relleno inorgánico hay una unión química pobre. Por eso las partículas de relleno pueden fácilmente desprenderse de la matriz de resina, dejando un hueco en su lugar. En ocasiones, a este proceso en el que el composite pierde paulatinamente partículas de relleno de su superficie se le ha denominado *plucking* (pelada) (ver figura 8). Cuanto mayor tamaño tengan las partículas de relleno, mayor será la oquedad que dejen sobre la superficie al desprenderse y, por lo tanto, clínicamente dan como resultado una mayor rugosidad.⁵

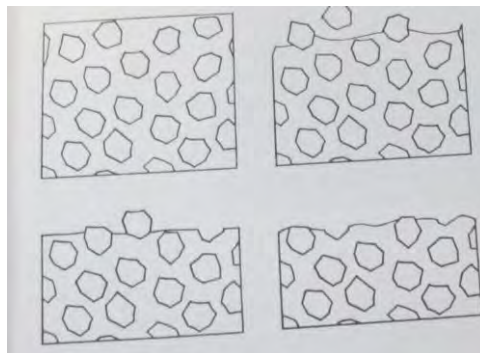


Figura 8. Ilustración gráfica del desgaste típico visto generalmente en las resinas de macrorrelleno.⁵

La proyección de los cantos de las partículas de relleno, aparecen por que la matriz es más blanda que las partículas de relleno. A medida que se desgasta la matriz se van proyectando en su superficie los bordes de las partículas de relleno. Éstos cantos agudos dan lugar a una superficie

rugosa. Llegado el momento, las partículas expuestas se desprenden y dejan al descubierto más resina, que se desgastará porque es muy blanda y proyectara nuevas partículas sobre la superficie, por lo que el proceso se cierra en círculo.⁵

2.2.2 Resinas de microrrelleno

Estos composites de microrellenos se desarrollaron para mejorar la rugosidad de los composites de macrorrelleno. Los composites de microrelleno contienen partículas de relleno inorgánico de sílice coloidal que oscila entre 0,007 y 0,115 μm , el tamaño medio de partícula que se utiliza en odontología es de 0,04 μm .⁵

A diferencia de los macrorrellenos, que se obtienen de triturar partículas grandes, estos microrrellenos se fabrican a partir de humos o cenizas de sílice, procesados químicamente por hidrólisis de un silano volátil en tetracloro de carbono.

Por lo general las resinas de microrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales. Esto es de esperarse debido a que el 40-80% del volumen del material lo constituye la resina. La gran desproporción entre resina y relleno inorgánico da lugar a una mayor absorción de agua y a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución en el módulo elástico. Además hay una disminución de la resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina. Sin embargo las resinas de microrrelleno presentan una resistencia al desgaste notable durante varios años, con tasas de desgaste comparables a las resinas compuestas de gran carga de relleno diseñadas para las superficies oclusales de los dientes posteriores. Sin embargo, a largo plazo, si las resinas de microrelleno se colocan en zonas con gran desgaste, normalmente

empiezan a romperse o a desgastarse demasiado rápido como para ser clínicamente aceptables.³

En comparación con las resinas acrílicas sin relleno, las de microrelleno tienen importantes mejoras, tienen el mejor terminado de superficie lisa de todas las restauraciones estéticas. Las partículas inorgánicas de relleno son más pequeñas que las partículas abrasivas que se utilizan en el acabado de la restauración. Así, cuando se pulen estas restauraciones se está retirando simultáneamente el relleno de sílice junto con la resina de alrededor, dejando una superficie muy lisa y pulida que se mantiene a lo largo de toda la vida de la restauración.

2.2.3 Resinas híbridas

Como su nombre lo indica, hay dos clases de partículas de relleno en este tipo de materiales. Las partículas de relleno más modernas las constituyen el sílice coloidal y partículas de vidrio triturado que contienen metales pesados, lo que las hace tener un contenido total de relleno aproximadamente de 75-80% en peso. Estos cristales tienen un tamaño de partícula medio entre 0,4 y 1 μ m. la distribución típica es del 75% de las partículas trituradas con un tamaño menor a 1 μ m. el sílice coloidal representa de 10-20% en peso del contenido total del relleno.³ (ver figura 9)

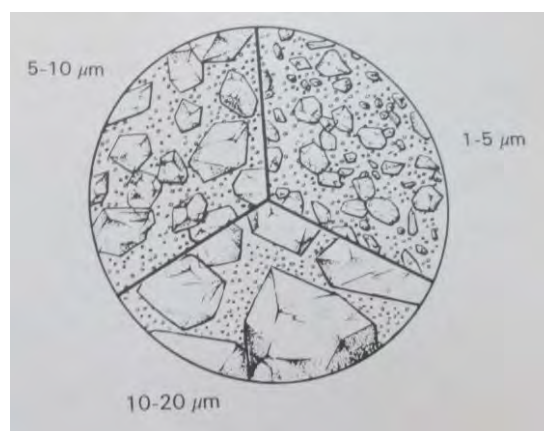


Figura 9. Ilustración gráfica de un composite híbrido.³

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.¹

Debido a su superficie lisa y a su buena resistencia, estos compuestos tienen un amplio uso en las restauraciones de dientes anteriores, incluyendo las preparaciones de clase IV.³

2.2.4 Híbridos modernos

Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4µm a 1.0µm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.¹

2.2.5 Resinas de nanorelleno

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01µm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "*nanoclusters*" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al

desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. ¹

2.3 Clasificación de las resinas según su viscosidad

Las resinas compuestas se pueden clasificar de acuerdo a su viscosidad en: fluidos y condensables

Composites fluidos

Son resinas compuestas de baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han eliminado de su composición algunas sustancias cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. Entre sus ventajas destacan: la alta humectabilidad de la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire, poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés, son radiopacas y se encuentran disponibles en diferentes colores (ver figura 10). Como inconvenientes señalaremos: la alta contracción de polimerización debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores.²



Figura 10. Resina fluida de la marca Ivoclar Vivadent®.

Algunas de las indicaciones que pueden subrayarse para estos materiales son: la aplicación para restauraciones de clase V, las restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de base en cavidades de clase I o II en zonas con esmalte socavado² además algunos de los productos que podemos encontrar son: las resinas para caracterizaciones, los selladores de fosetas y fisuras, los sistemas adhesivos, los cementos resinosos para fijación de restauraciones indirectas y componentes de terapias ortodoncias y los composites fluidos o resinas *flow*.

Las resinas fluidas tienen en común con los cementos de resina su fabricación a partir de la dilución de un composite restaurador. Casi la totalidad de los composites *flow* deviene de un composite híbrido. Dentro de las características de estos materiales se pueden mencionar: su menor contenido cerámico, su mayor flexibilidad, su adaptación a las paredes de la cavidad, su menor estrés de contracción en los márgenes restauración-diente y su buen pulido.⁶

Composites condensables

Los composites condensables son resinas compuestas con alto porcentaje de relleno (ver figura 11). Sus ventajas son: la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos; sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbridos. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, una mejor área de contacto.²



Figura 11. Resina de alta resistencia de la marca Ivoclar Vivadent^{®12}

CAPITULO III. COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

3.1 Matriz

Está constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que su contracción durante la polimerización es mucho menor, además presenta menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos. Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, plasticidad y conlleva a una reología indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión. Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA, sin embargo, Soderholm⁹ y col. indicaron que la profundidad de curado era

menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.³

3.2 Relleno

Las partículas de relleno son las que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad. Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de $0,04\mu\text{m}$ (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos o de precipitación. La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a $0.05\mu\text{m}$. Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables. Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C) (ver figura 12). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos,

pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.³

El factor C

Es un numero que resulta de la división de las superficies adheridas entre las superficies libres, cuanto mas grande sea el numero mayor Estrés Causará la restauracion

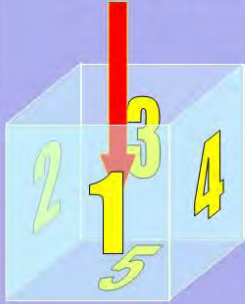

$$C = \frac{5 \text{ (superficies adheridas)}}{1 \text{ (superficies libres)}} = 5$$

Figura 12. Factor C.^{A Flores I}

3.3 Agente de conexión

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos

metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interface resina/partícula de relleno. Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interface BisGMA/Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. Se han experimentado otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS. Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta. Para lograr este recubrimiento uniforme, los fabricantes utilizan diferentes formas de cubrimiento y recubren hasta tres veces la partícula de relleno.³

3.4 Sistema activador

El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. En las resinas auto-curadas el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietil-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo). En el caso de los sistemas fotocurados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas) en la resina. Es necesaria que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible. Sin embargo, el clínico debe ser cuidadoso en

minimizar la exposición de luz, hasta que el material esté listo para curar, de otra forma puede comenzar una polimerización prematura y el tiempo de trabajo se puede reducir considerablemente. Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor solo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de *inlays* y *onlays*. Para los materiales termocurados, temperaturas de 100°C o más, proveen la temperatura la que activa el iniciador. El termocurado luego del fotocurado mejora las propiedades de la resina sobre todo la resistencia al desgaste y la resistencia a la degradación marginal. Cualquiera de estos mecanismos es eficiente y produce un alto grado de polimerización en condiciones apropiadas.³

3.5 Pigmentos

Para que las resinas compuestas tengan una apariencia natural, deben tener unas propiedades de tonos y translucidez semejantes a la estructura dental. La tonalidad se logra mediante la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos normalmente son cantidades minúsculas de partículas de óxidos de metal. La translucidez y opacidad se ajusta lo necesario para parecerse a las de la dentina y esmalte. Para incrementar la opacidad los fabricantes añaden dióxido de titanio y óxido de aluminio a las resinas compuestas, también en cantidades mínimas (0,001 a 0,007% en peso) debido a que estos óxidos son opacificadores altamente eficaces. Es importante darse cuenta de que todos los opacificadores ópticos afectan a la transmisión de la luz a través de la resina. Es por ello que cuando se emplean tonalidades más oscuras o bien si existe mayor opacidad, la profundidad del fraguado disminuye, por lo que debemos aumentar el tiempo de exposición o bien debemos poner una capa más fina de resina durante el fotocurado.³

3.6 Inhibidores de la polimerización

Los inhibidores se añaden a los sistemas de resinas para minimizar o prevenir la polimerización accidental o espontánea de los monómeros. Si se forman radicales libres en el caso, por ejemplo, de una exposición accidental a la luz ambiental mientras se está dispensando el material, los inhibidores reaccionan con el monómero. Esto interrumpe una reacción en cadena mediante la inhibición de la reacción antes de que los radicales libres sean capaces de iniciar la polimerización. Después de que todos los inhibidores se hayan consumido, comienza la reacción en cadena. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilano (HBT), empleado a una concentración del 0,01% en peso. El HBT y otros captadores de radicales libres también se emplean como conservantes de alimentos evitando que ésta se oxide y se ponga rancia. Estos inhibidores tienen dos funciones, aumentar la vida media de almacenamiento de las resinas compuestas y garantizar un tiempo de trabajo adecuado.³

CAPITULO IV. CLASIFICACIÓN POR GENERACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Los principios de odontología adhesiva datan de 1955 cuando Buonocore, usando técnicas de adhesión industrial, postuló que el tratamiento de la superficie dentinal con grabado ácido podría mejorar la duración de la adhesión. Hacia 1960 sugiere que la formación de las interdigitaciones de resina o *resin tags* (ver figura 13) era la causa principal de la adhesión de la resina al esmalte grabado. El grabado ácido en dentina permitió remover la capa superficial del barrillo dentinario o *smear layer* y acondicionar la capa superficial de la misma, removiendo parte del contenido inorgánico, permitiendo exponer la malla de colágeno y aumentar la permeabilidad de los túbulos dentinarios, los cuales serán infiltrados con el sistema adhesivo formando la llamada capa híbrida, mecanismo fundamental en el proceso de adhesión de la resina a la dentina.⁷

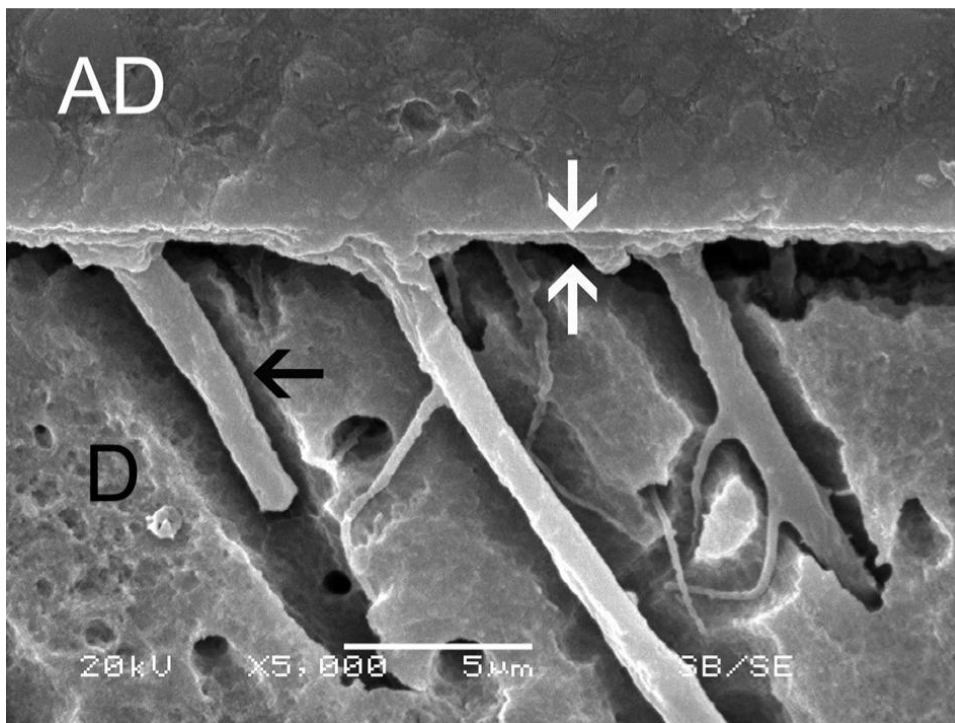


Figura 13. Fotografía de imagen demicroscopio electrónico en la que se muestran las interdigitaciones de resina (*resin tags*).¹⁵

Van Meerbeek⁷ y colaboradores, en 1998, propusieron una clasificación de los sistemas adhesivos (ver figura 14) basada en el modo de interacción con el sustrato, contemplando también el número de pasos clínicos requeridos para su aplicación:

1. Adhesivos de un solo paso, adhesivos que modifican el barrillo dentinario.
2. Adhesivos de dos pasos.
 - a) Adhesivos que modifican el barrillo dentinario.
 - b) Adhesivos que disuelven el barrillo dentinario.
 - c) Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.
3. Adhesivos de tres pasos, adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.

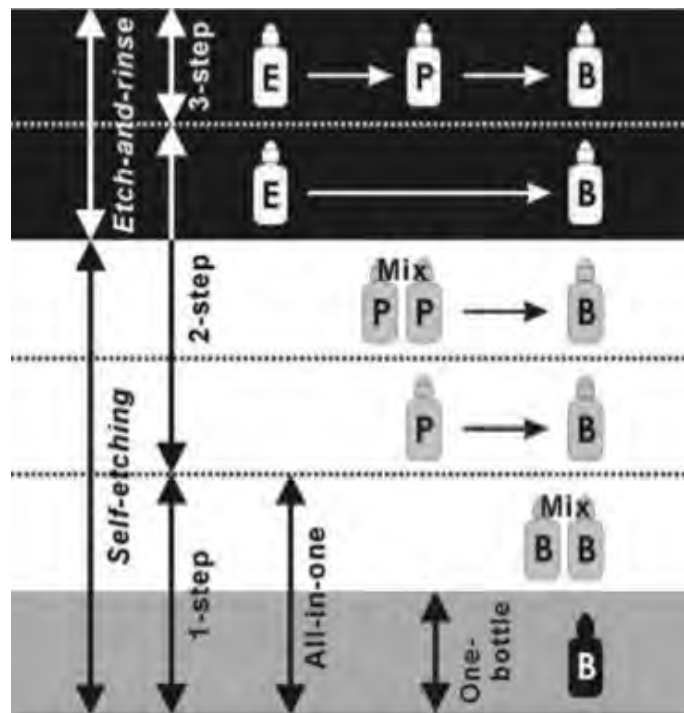


Figura 14. Clasificación de los sistemas adhesivos por pasos.¹³

Sin embargo, la clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos más comúnmente utilizada, es la que se basa en el tratamiento dado a la dentina y la cronología de aparición de estos materiales en el mercado, separándolos en generaciones (ver figura 15), esta clasificación fue propuesta por Kugel⁷ y colaboradores.

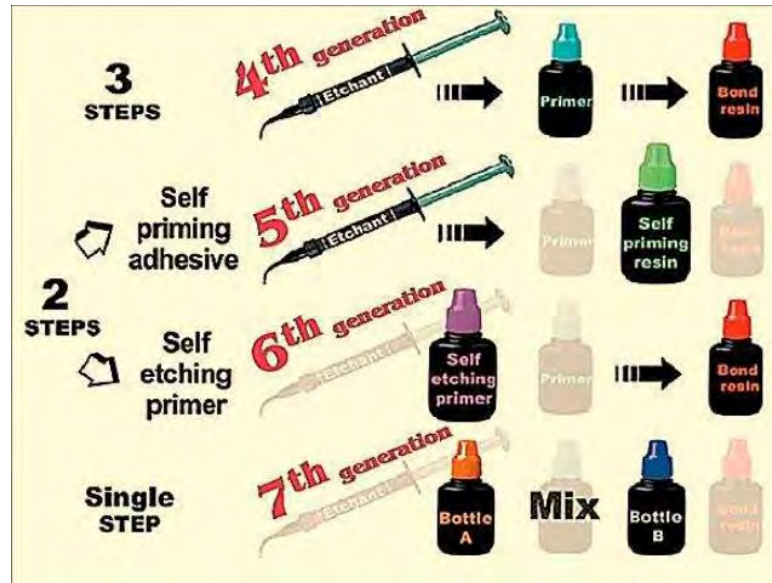


Figura 15. Clasificación de los sistemas adhesivos por generación (a partir de la cuarta generacion) y por número de pasos.¹⁴

4.1 Primera generación

La primera generación de sistemas adhesivos se basó en el uso de dimetacrilatos de ácido glicerofosfórico (GMDP), para mejorar la unión de la resina al esmalte, el cual fue desarrollado por Buonocore y colaboradores, en el año 1956. Más tarde evolucionaría a la molécula bifuncional N-fenilglicil y glicidil metacrilato (NPG-GMA), pero la resistencia de unión era muy pobre, de solo 1 a 3 MPa.⁷

4.2 Segunda generación

La segunda generación se enfocó hacia el mejoramiento de los agentes de unión de los adhesivos, es así como a comienzos de la década de 1970 se incorporan ésteres halofosforados, bisfenol al glicidil metacrilato (bis-GMA) o al hidroxietil metacrilato (HEMA), basando su acción en la unión iónica al calcio por los grupos clorofosfatos sin embargo, la resistencia de unión seguía siendo muy baja, de 5 a 7 MPa, lo que permitía la hidrólisis por la exposición a la saliva causando microfiltración.

4.3 Tercera generación

En la tercera generación a finales de la década de los 70's, el grabado ácido parcial de la dentina, se introduce para modificar parcialmente el *smear layer*, incrementando la permeabilidad dentinal. La utilización de dos componentes como son: el imprimador (*primer*) con moléculas de monómeros bifuncionales con un extremo hidrofílico y otro extremo hidrófobo (extremo carboxilo), que tienen la capacidad de transportar una molécula hidrófoba como son los monómeros adhesivos a un tejido con humedad relativa como la dentina, al cual tiene la capacidad de unirse por su extremo hidroxilo a los monómeros hidrófobos del adhesivo por su extremo carboxilo, permitiendo incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, entre 8 y 15 MPa, lo que eliminó la necesidad de preparaciones cavitarias retentivas para las restauraciones adhesivas, disminuyendo de igual manera la sensibilidad postoperatoria.⁷

4.4 Cuarta generación

Es en 1980, con la cuarta generación de los sistemas adhesivos, cuando se introdujo la técnica de grabado total, que permite remover completamente el *smear layer*, grabando simultáneamente esmalte y dentina con la utilización de ácido fosfórico; sin embargo, la principal preocupación era evitar el colapso de la red de fibras colágenas expuestas en la capa de dentina desmineralizada y favorecer la formación de las interdigitaciones de resina (*resin tags*) y ramificaciones laterales (*lateral branches*) en los túbulos dentinales, lo que conforma la denominada capa híbrida, descrita por Nakabayashi en 1982, quien la define como la zona de interdifusión dentina-resina, formada por la infiltración de monómeros del imprimador y el adhesivo en la red de fibras colágenas expuestas por la acción del acondicionador ácido sobre la dentina peri- e intertubular, estos componentes pueden ser utilizados por separado o mezclados al momento de la aplicación lo que podría aumentar la sensibilidad de la técnica.⁷

Algunas de las ventajas incorporadas con el grabado total mediante ácido fosfórico fueron: incrementar el área de contacto superficial, aumentar la energía superficial para mejorar la humectabilidad sobre la superficie del adherente, facilitar la formación de las interdigitaciones de resina (*resin tags*) y aumentar la retención micromecánica, logrando valores de resistencia de unión de aproximadamente 31 MPa.

4.5 Quinta generación

La quinta generación permitió simplificar el procedimiento clínico de aplicación del sistema adhesivo, reduciendo relativamente el tiempo de trabajo, sin embargo, al igual que en la cuarta generación se debía evitar el colapso de la red de fibras colágenas durante el proceso de grabado total. En la década de 1990, esta generación inicia el “sistema de un frasco”, combinando el imprimador y el adhesivo (ver figura 16) dentro de una solución aplicada después del grabado de esmalte y dentina con ácido fosfórico al 35-37% por 15 a 20 segundos, permitiendo la formación de las interdigitaciones de resina (*resin tags* y *lateral branches*) y de la capa híbrida, creando una retención micromecánica de la resina al sustrato desmineralizado, lo cual demostró valores de resistencia de unión tanto a esmalte como a dentina de aproximadamente 29 MPa.⁷



Figura 16. Diferentes presentaciones de los adhesivos de quinta generación.¹³

4.6 Sexta generación

La constante evolución de los sistemas adhesivos enfocada hacia la simplificación de los procedimientos clínicos, tiempos de trabajo y sensibilidad de la técnica operatoria favoreció el desarrollo a mediados de la década de 1990 de los sistemas adhesivos de sexta generación o sistemas autograbadores, estos permitieron eliminar el paso del grabado ácido, realizando el grabado simultáneo del sustrato dentario y su acondicionamiento para recibir el adhesivo, (ver figura 17) empleando imprimadores autograbadores y mezclas de adhesivos con imprimadores, generando retención micromecánica en los tejidos duros, permitiendo la unión directamente sobre el *smear layer* que cubre la dentina. Este nuevo sistema se diferencia de los adhesivos de grabado y lavado en varios aspectos como su pH inicial, el tipo de monómeros ácidos, el número de frascos, y pasos, la concentración de agua y solventes e hidrofiliicidad de la capa de unión. Se reportan valores de resistencia de unión de aproximadamente 26 MPa, para los autograbadores de dos pasos. Los adhesivos autograbadores están compuestos de mezclas acuosas de monómeros funcionales ácidos hidrofílicos, generalmente ésteres del ácido fosfórico, con un pH de 1,5 a 2,5, un poco más alto que los geles del ácido fosfórico.⁷



Figura 17. Diferentes presentaciones de los adhesivos de sexta generación.¹³

Los adhesivos autograbadores se pueden clasificar de acuerdo con su capacidad de penetrar en el *smear layer* dentinal y en su profundidad de desmineralización dentro de la superficie dentinal la cual difiere en algunos cientos de nanómetros entre los diferentes tipos de sistemas autograbadores; estos sistemas adhesivos autograbadores pueden ser “ultrasuaves” con $\text{pH} > 2,5$, que conforman la denominada capa de interacción nanométrica, los autograbadores ‘suaves’ con profundidades de aproximadamente $1\mu\text{m}$ tienen $\text{pH} \approx 2$, los autograbadores ‘moderadamente fuertes’ que presentan profundidades de interacción entre 1 y $2\mu\text{m}$ con pH entre 1 y 2 y, finalmente, los ‘fuertes’ que tienen $\text{pH} \leq 1$. Los llamados suaves pueden presentar mayor resistencia de unión a esmalte y dentina comparado con los de pH moderado o agresivo.⁷

Watanabe y Nakabayashi⁷ desarrollaron los imprimadores autograbadores a partir de soluciones de 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) al 30%, posteriormente se incorporó trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y metacriloxidecil dihidrogenion fosfato (MDP). Las grandes ventajas de estos sistemas adhesivos autograbadores están en la simplificación del proceso adhesivo, tiempos de trabajo y disminución de la sensibilidad posoperatoria.

Estos sistemas a su vez, pueden clasificarse de acuerdo con su técnica de aplicación como:

Sexta generación tipo I: donde es aplicado inicialmente el *primer* autograbador, es aireado, posteriormente se aplica el adhesivo, de nuevo se airea y se fotopolimeriza. Otra característica de este sistema es que generalmente es compatible con los cementos de resina de autocurado, con este sistema se aplica inicialmente el imprimador en el diente, se airea y posteriormente se aplica y fotocura el adhesivo y finalmente se aplica el cemento de resina de autocurado para cementar la restauración.

Sexta generación tipo II: mezcla el imprimador y el adhesivo, previo a su aplicación en el diente, la primera capa es aireada por diez segundos y la

segunda se fotocura. Este sistema generalmente no es compatible con los cementos de resina duales, de autocurado y reconstructores de muñón como son las resinas compuestas convencionales de autocurado. La acidez del agente adhesivo puede interferir en el fraguado de la resina compuesta. Esta incompatibilidad se produce debido a que la polimerización química de resinas se da mediante un sistema binario de curado dual que consiste en un peróxido y una amina terciaria aromática.

Para los sistemas de fotocurado su activación se da por la generación de radicales libres de la activación de un fotoiniciador (diquetonas como la canforoquinona) seguido por la reducción del fotoiniciador activado por una amina alifática, la cual permite la liberación de los radicales libres. Por lo tanto, la resistencia de unión de los cementos de resina a dentina está influida por la incompatibilidad entre los modos de polimerización del cemento y el sistema adhesivo, y se cree que la incompatibilidad de los sistemas adhesivos simplificados autograbadores y las resinas de curado dual está relacionada con la acidez de este sistema. La incompleta remoción de agua o solventes del adhesivo también pueden retardar la polimerización de los compuestos de autocurado. En los adhesivos autograbadores, la capa inhibida del oxígeno contiene dimetacrilatos, monómeros acídicos con grupos éster fosfato o carboxílicos, y cuando estos adhesivos son usados junto con resinas de autocurado se produce interacción entre los monómeros acídicos residuales del adhesivo que inhiben los componentes catalíticos del sistema peróxido-amina, propia del mecanismo de autocurado. Estos monómeros acídicos de resina polimerizan pobremente en presencia de sistema Redox peróxido-amina, y las aminas terciarias son por lo tanto neutralizadas por los monómeros acídicos y pierden su capacidad de agentes reductores.⁷

Para disminuir el efecto adverso de la permeabilidad de los adhesivos autograbadores, se ha sugerido aplicar primero una capa de adhesivo como imprimador, seguida de una capa de resina sin solvente, también se ha reportado la utilización de intercambiadores de aniones en el cemento

de resina de autocurado. Debido a la naturaleza permeable al agua de las zonas de unión, se permite la penetración de agua de la dentina subyacente, formándose un gran número de microporos en la interface, que favorece la degradación de la capa de unión adhesiva a largo plazo, mecanismo que ha sido atribuido a la naturaleza acídica de la interface. Se ha utilizado ácido sulfínico como compuesto iniciador para favorecer la compatibilidad, debido a que no es sensible al medio ácido de la superficie dentinal tratado con un sistema adhesivo simplificado. Esta sal de ácido sulfínico está presente en varios sistemas adhesivos como promotor para la unión de las resinas compuestas de curado químico. Otro compuesto iniciador que puede ser usado para permitir una unión potencial del sistema adhesivo en un medio ácido es el ácido ascórbico. También, se reporta la utilización de oxalatos desensibilizantes después del grabado dentinal y antes de la aplicación del adhesivo, disminuyendo la conductancia hidráulica de la dentina, debido a la oclusión de los túbulos dentinales mediante la liberación de iones de calcio en forma de cristales de oxalato de calcio tanto en las matrices de dentina intertubular y peritubular, lo cual disminuye el atrapamiento de agua en la interfase adhesiva pero aún sigue en investigación.⁷

4.7 Séptima generación

Los sistemas adhesivos de séptima generación son adhesivos autograbadores de un frasco y un solo paso "*All in one*", (ver figura 18) en los cuales la técnica ha sido simplificada al máximo permitiendo mantener en una solución los componentes de monómeros acídicos hidrofílicos, solventes orgánicos y agua, indispensables para la activación del proceso de desmineralización de la dentina y el funcionamiento del sistema. Los solventes como acetona o alcohol son mantenidos en la solución, pero al ser dispensados se inicia la evaporación de los solventes, la cual dispara la reacción de la fase de separación, la formación de múltiples gotas de agua y la inhibición por el oxígeno, disminuye su grado de conversión, lo cual favorece la degradación hidrolítica, afectando la capacidad de unión

en la interfase adhesiva. Se reportan valores de resistencia de unión de aproximadamente 20 MPa.⁷



Figura 18. Diferentes presentaciones de los adhesivos de séptima generación.¹³

Este sistema tampoco es compatible con los cementos de resina de autocurado; en contraste con las ventajas de la simplificación del procedimiento, disminución de la sensibilidad de la técnica, desmineralización e infiltración simultánea de la resina, disminución en el tiempo de trabajo y sensibilidad posoperatoria, los resultados en cuanto a la resistencia de unión y nanofiltración ponen en duda la efectividad clínica de los sistemas adhesivos de séptima generación, debido a su inestabilidad en el tiempo.⁷

CAPITULO V. UNIDADES DE POLIMERIZACIÓN

Las resinas compuestas inauguraron la era del fotocurado. Los ionomeros vitreos adoptaron posteriormente esa tecnología que hoy es parte de la rutina en el ejercicio de la odontología.

Ciertos materiales logran su reacción de endurecimiento por una reacción de polimerización. Cuando esta polimerización se realiza por adición requiere energía para activar la etapa de iniciación; así se podrá completar convenientemente la reacción en un lapso no muy prolongado.

En la fotoactivación, esa energía se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada. Esta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles ligaduras de moléculas presentes en un material.

La tecnología se basa en la fotoquímica, vale decir, en la producción de trabajo a través de la energía radiante para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado, es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.⁸

La radiación necesaria para la activación de la polimerización de materiales de uso directo puede ser generada por el empleo de distintas tecnologías:

- Lámparas halógenas.
- Unidades de polimerización a base LED.
- Laser de argón.
- Arco de plasma.

5.1 Lámparas halógenas

La tecnología de las lámparas halógenas se desarrolló junto con los composites. Los sistemas iniciadores más populares de los composites fotopolimerizables se activan en el espectro entre 400 y 500 nm (ver figura 19). Por ello las lámparas halógenas trabajan con filtros para luz azul e infrarroja, que filtran la radiación innecesaria y reducen así el desarrollo de calor.⁸

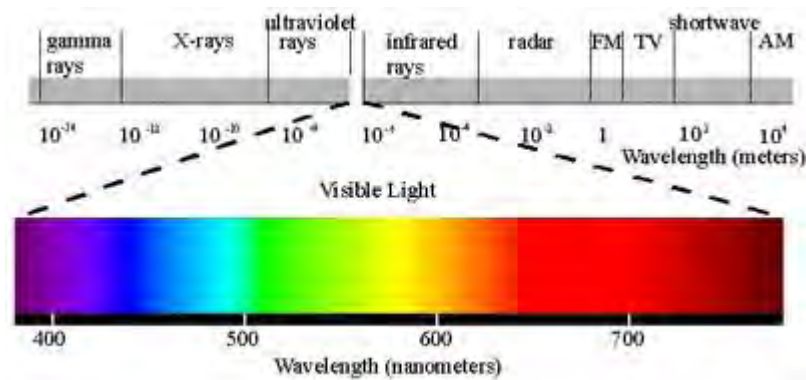


Figura 19. Espectro de luz. El espectro de luz azul va de los 400 a los 500 nm¹²

Por lo general, las lámparas halógenas están hechas de la misma manera que las lámparas de filamento comunes (ver figura 20). Sin embargo, la temperatura del filamento soporta unos cuantos cientos de grados más. Por eso, el rendimiento es considerablemente superior, es decir, la luminosidad con la misma intensidad. Normalmente, una bombita eléctrica tendrá solo un ciclo de vida corto, ya que el tungsteno se evapora más rápidamente a temperaturas tan elevadas. Por lo tanto, el filamento alcanzara el punto de fusión en algún punto fino en pocas horas, lo que causara que la bombita se quemara. Para evitar tal reacción, al gas de relleno se le añaden gases halógenos (principalmete yodo). Estos gases halógenos causan la evaporación del filamento de tungsteno para formar un haluro (yoduro de tungsteno) en las superficies internas del bulbo. Por ello, los bulbos de este tipo de luz se fabrican de tamaños pequeños y están hechos de vidrio de sílice. El yoduro de tungsteno se descompone en tungsteno y en yoduro sobre el filamento que ha adquirido elevadísimas temperaturas, evitando

que el bulbo se queme, y permitiendo una mayor temperatura de funcionamiento de la luz. El resultado es una luz muy blanca y luminosa. La cantidad obtenida durante el ciclo de vida total de los bulbos halógenos es grande y supera a las lámparas de luz eléctrica convencionales, ya que impide virtualmente la evaporación de las superficies internas de dichos bulbos. A pesar de las altas temperaturas del filamento, la vida aumenta en 1,5 a 2 veces, comparada con las lámparas eléctricas normales. El rendimiento es de un 10% a un 20% superior, y el espectro está más cerca del espectro solar, aunque algo menos amarillo.⁸



Figura 20. Partes de una lámpara de luz de halógeno.¹¹

Existen diferentes tipos de lámparas halógenas (ver figura 21).

- Convencionales
- De curado gradual
 - De curado escalonado
 - De curado en rampa
 - Curado por pulsos diferido ("*pulse delayed*")
- De alta potencia
- De baja potencia



Figura 21. Diferentes tipos de lámparas halógenas. A) Optilux 501 SDS KERR®, B) Spectrum 800 DENSPLY®, C) Astralis 10 IVOCLAR VIVADENT®.¹¹

5.1.1 Convencionales

La mayoría de estas unidades generan una potencia de alrededor de 700-800mW/cm². Uno de los factores que afecta la contracción de los composites está relacionada con el régimen de activación, la adhesión a las paredes cavitarias es mayor cuando se reduce la velocidad inicial de conversión de los monómeros.⁸

5.1.2 Curado gradual

Estas unidades emiten inicialmente una potencia lumínica mínima. Su baja intensidad inicial de curado producirá una disminución en la velocidad de conversión de los monómeros, aumentando así la duración del periodo pre-gel a expensas del pos-gel. Ello se traduciría en una mayor posibilidad de liberación de las tensiones generadas durante el primer periodo y una menor posibilidad sin que se manifiesten los efectos adversos producidos por la no relajación durante el segundo.⁷

Se recomienda un programa de baja intensidad para polimerizar restauraciones en la región cervical o fotopolimerizar adhesivos y *liners*. Para reducir la tensión de contracción, la lámpara de fotopolimerización deberá presentar un programa de inicio suave, que aumente gradualmente la intensidad lumínica a partir de valores bajos.

5.1.2.1 Curado escalonado

En una primera etapa (los primeros 5-10 segundos) estos equipos emiten una potencia lumínica baja por unidad de superficie (generalmente alrededor de $100\text{mW}/\text{cm}^2$). Dicha potencia se va incrementando en forma escalonada hasta alcanzar la máxima potencia (alrededor de $800\text{mW}/\text{cm}^2$).

5.1.2.2 Curado en rampa

La lámpara emite una potencia inicial, por unidad de superficie, de $0\text{mW}/\text{cm}^2$, y en forma lineal durante 40 segundos de exposición va aumentando hasta alcanzar la potencia máxima.⁸

5.1.2.3 Curado por pulsos diferido (*pulse delayed*)

Esta técnica se podría utilizar solo durante la colocación del último incremento de composite de la restauración. Esta última capa recibe una activación con potencia mínima ($200\text{mW}/\text{cm}^2$) durante solo 3 segundos. Luego se procede al pulido y terminación de la restauración. Después de 5 minutos se procede a reactivar esta última capa a máxima potencia durante un periodo de 10 segundos y en distintas direcciones.

5.1.3 De alta potencia

Emiten una potencia de curado, sobre una área determinada de material, alrededor de $1.000\text{mW}/\text{cm}^2$, se recomienda un tiempo de curado mucho menor que las convencionales, aproximadamente 3-5 segundos. Si bien se basan en el ahorro de tiempo de fotoactivación con una adecuada polimerización de la resina, no tienen en cuenta las lesiones que se generan por la gran velocidad de conversión que desarrollan los composites con ellas activados y, por ende, la extensión de la etapa pos-gel, con los consiguientes efectos deletéreos ya mencionados.⁸

5.1.4 De baja potencia

Con igual finalidad que las lámparas de curado gradual (la disminución de la velocidad de conversión) también hay lámparas halógenas de baja potencia de curado (menor de $600\text{mW}/\text{cm}^2$), sin especificar una modificación en el tiempo de activación, lo cual dejara cierto margen para sospechar un menor grado de conversión y, en consecuencia, menores propiedades mecánicas en la masa polimerizada.

5.2 Unidades de polimerización a base LED (*light emitting diode*)

Las lámparas LED (*light emitting diode*) pertenecen al grupo de luminiscentes electrónicas. Están iluminados únicamente por el movimiento de electrones en un semiconductor. Los materiales semiconductores presentan una estructura cristalina. Un cristal semiconductor está compuesto por una banda ocupada, que representa la energía de los electrones ligados a los átomos, y una banda con una energía mayor, la banda de conducción, que caracteriza a los electrones libres en el cristal.

A temperatura ambiente, la energía es suficiente para ionizar algunos átomos del material semiconductor. De ahí que el nombre de semiconductor derive de esta baja pero decisiva conductividad, que es 10^5 veces menor que la de los metales, pero mayor que la de los materiales aislantes. El número de electrones se puede aumentar considerablemente si el semiconductor es adulterado o modificado, es decir si se añaden impurezas tales como átomos u otro material a la red cristalina.⁸

Si, por ejemplo, se incorpora fósforo (P) al silicio (Si), sobra un electrón libre por cada átomo de fósforo. Como estos electrones libres son partículas con carga negativa, estos semiconductores se llaman materiales tipo "n", si el material tipo "n" es conectado a una fuente de energía, los electrones son

atraídos hacia el electrodo positivo y trasladados desde el electrodo negativo al positivo.

Por el contrario, si se añade aluminio (Al) al silicio puro, se pierde un electrón por cada átomo de aluminio. De este modo se crean los llamados huecos. Ya que estos huecos son partículas con carga positiva, estos materiales se llaman de tipo “p”.

Si dos tipos diferentes de zonas de semiconductores chocan entre sí, se crea una unión “p-n”, formándose una capa aislante entre un material de tipo “p” y uno de tipo “n”, a esta construcción se llama diodo semiconductor.

Un diodo emisor de luz no es más que un diodo semiconductor que opera en dirección de una corriente. El extremo negativo del circuito es conectado a la capa del tipo “n” (fuente) y el extremo positivo es conectado a la capa de tipo “p” (ánodo).⁸

De este modo, los electrones fluyen a través del semiconductor. Durante la recombinación de electrones extra desde el material tipo “n” con los “huecos” del material tipo “p”, la diferencia de energía es liberada como fotones (luz).

El espectro de longitud de onda de la luz emitida queda determinado por la elección de los materiales semiconductores en combinación con el respectivo material contaminante. Los semiconductores más utilizados son del tipo II / V, del grupo de elementos 3° y 5° de la tabla periódica. Estas son sustancias tales como fosforo de galio (GaP), fosforo de aluminio, galio y arsénico (AlGaAs) o nitruro de galio (GaN).⁸

Los LED se utilizan para generar radiaciones de banda estrecha (comparadas con las lámparas incandescentes) próximas al espectro de la luz ultravioleta, visible o infrarroja.⁹

Las lámparas LED requieren una corriente eléctrica comparativamente pequeña con un bajo voltaje general, que permiten la fabricación de

dispositivos con baterías (ver figura 22). El tiempo de funcionamiento de estas lámparas está muy por encima del de las lámparas halógenas.⁸



Figura 22. Diferentes lámparas de luz LED. A) Ultralume led 5[®], B) Bluephase[®].¹¹

En la fase inicial, los investigadores pensaron que se podría desarrollar sin ventilador. Y aunque los LED convierten un porcentaje mucho mayor de energía en luz (al rededor del 20 al 25%) que las lámparas halógenas convencionales (solo un 1% aproximadamente), generan una perceptible cantidad de calor, por eso se alcanzan temperaturas de hasta 135°C. Este efecto adverso realmente no fue evidente en la primera generación de estas lámparas, ya que funcionaban con baja corriente. El resultado fue una intensidad máxima de tan solo 400mW/cm². Por ello estas lámparas ofrecían solo limitados servicios de aplicación de los procesos de trabajo dental diario. Las lámparas de segunda generación estaban equipadas con LED mucho más eficaces y funcionaban con una corriente más alta para lograr intensidades de hasta unos 900mW/cm².

Ciertas lámparas LED no son apropiadas para polimerizar estos materiales de manera fiable y, por ello, no fueron aprobadas por la polimerización de todos los materiales de base orgánica existentes en el mercado. Merece destacarse como ventaja que las unidades LED emiten luz dentro del espectro del azul sin necesidad de que dicha radiación atraviese filtros como los existentes en los equipos basados en lámparas halógenas.

Con el fin de polimerizar dichos materiales de modo confiable, las unidades de curado tienen que proporcionar una suficiente intensidad de espectros de longitud de onda considerablemente menores que 450 nm.

Las unidades LED pueden alimentarse a partir de baterías. Las lámparas inalámbricas poseen ciertas ventajas respecto de las convencionales. Si bien es cierto, deben conocerse en profundidad ciertos aspectos referidos al tipo, duración, manejo y costo de reposición de los acumuladores comúnmente utilizados en estos equipos.

Un factor decisivo para la aplicación de las lámparas fotopolimerizables inalámbricas en las clínicas dentales es el tipo de batería que utilizan, las cuales determinan la durabilidad, el tiempo máximo de funcionamiento con batería completamente cargadas, el tiempo de carga y por último, pero no por ello menos importante, el mantenimiento requerido para la batería.⁸

5.3 Laser de argón

Se han desarrollado también dispositivos para fotocurado basados en la tecnología láser. Un láser de argón permite generar una radiación en el rango azul (ver figura 23) y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. Si bien se puede lograr potencias equivalentes a las lámparas de arco de plasma, el espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular.



Figura 23. Lámpara de laser de argón. Laser Med®¹¹

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente. Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la potencia por unidad de superficie sea la misma, aunque se produzca esa situación.

5.4 Arco de plasma

Las lámparas de arco de plasma (ver figura 24) fueron introducidas a finales de la década de 1990. Estos quipos no fueron capaces de desplazar a las lámparas halógenas debido a varias desventajas (estrecho espectro de longitud de onda, alto desarrollo de temperatura y alto costo inicial).⁷



Figura 24. Diferentes lámparas de arco de plasma. Apolo 95e MDM®, Sapphire DENMAT®, Virtuoso DENMAT®.¹¹

La luz de la polimerización de arco de plasma no es producida al calentar un filamento en un bulbo. Funcionan, en cambio, con dos electrodos ubicados muy cerca uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de potencial –voltaje- genera un arco de luz que aparece entre estos dos electrodos.

La radiación generada es de muy alta potencia (mayor que $1.000\text{mw}/\text{cm}^2$), lo que permite reducir muy significativamente los tiempos de polimerización con respecto a los utilizados con las lámparas halógenas. Si bien ello permite disminuir el tiempo de empleo clínico del dispositivo, podría conspirar contra el logro eficaz de la adhesión por la excesiva velocidad generada en la reacción.

Debe tenerse en cuenta, que el espectro o amplitud de longitud de onda de radiación generada por estas unidades es menor que el que se tiene con las halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica.⁸

CONCLUSIONES

En la actualidad, las resinas compuestas han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de restauración ya que se usan mediante técnicas directas e indirectas. Sus grandes cualidades estéticas le permiten ser empleadas en diversas zonas, poseen muchas indicaciones terapéuticas, que se incrementan gracias a la gran versatilidad de presentaciones que ofrecen; por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención se obtiene por técnica adhesiva y no depende de un diseño cavitario, la preservación de la estructura dentaria es mayor. A pesar de todas estas propiedades no se debe olvidar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo que la necesidad de controlar aspectos como, una correcta indicación, aislamiento absoluto, la selección de la resina adecuada a cada situación clínica, el uso de un buen sistema adhesivo y una correcta polimerización utilizando la unidad de curado que ofrezca las mejores características, esto va a ser esencial para obtener resultados clínicos satisfactorios. Así mismo, el futuro de las resinas compuestas está marcado por cambios en la formulación química de los sistemas convencionales, mediante la hibridación molecular o el desarrollo de nuevos monómeros y polímeros; siendo una solución a los inconvenientes que presentan hoy en día dichos materiales, entre estos: la contracción de polimerización, el *stress* de contracción, la estabilidad del color, el grado de conversión, sus propiedades físicas, mecánicas, radiológicas, estéticas y biocompatibilidad.

Debido a que la tecnología sigue avanzando y modernizando los materiales de uso odontológico es necesario mantenerse informado día a día con los nuevos avances y tendencias.

GLOSARIO

Activador: fuente de energía que activa el iniciador para producir los radicales libres.

Adhesión: proceso de unión de dos materiales por medio de la solidificación de un adhesivo.

Adhesivo dentinario: fina capa de resina que se encuentra entre la dentina grabada y la matriz de la resina compuesta.

Adhesivo: sustancia que pega entre si dos materiales.

Agente de conexión: material adhesivo que se aplica a las partículas de relleno para asegurar la adhesión química con la matriz de resina.

Barrillo dentinario: capa poco adherente de dentina mecanizada que se produce cuando se corta una superficie de dentina.

Capa híbrida: capa intermedia de resina, colágeno, y dentina producida por el grabado dentinario y la subsiguiente infiltración de la resina en la dentina grabada.

Curado: reacción química en la que los monómeros de bajo peso molecular o los polímeros pequeños se convierten en materiales de mayor peso molecular, para obtener las propiedades deseadas.

Factor C: cociente o factor de configuración en una restauración de resina compuesta entre la superficie adherida y l superficie no adherida o libre.

Inhibidor: sustancia química que se añade a los sistemas de resinas para minimizar la polimerización espontanea.

Iniciador: sustancia química que produce radicales libres que inician la reacción de polimerización.

Micrómetro (μm): es la milésima parte de un milímetro.

Nanómetro (nm): es la milésima parte de un micrómetro.

Polimerización: reacción química en la que los monómeros de menor peso molecular se convierten en cadenas de polímeros de mayor peso molecular.

Polímero: compuesto químico que consta de grandes moléculas orgánicas formadas por la unión de muchas unidades monoméricas mas pequeñas y que se repiten.

Prolongaciones de resina (resin tags): porción de resina que penetra en la dentina o esmalte grabado.

Radical libre: compuesto con un electrón impar que se utiliza para iniciar la polimerización.

Relleno: partículas orgánicas de resina y/o inorgánicas que sirven para fortalecer una resina compuesta, disminuir la expansión térmica, minimizar la contracción de polimerización y reducir el aumento de volumen provocado por la absorción de agua.

Reología: rama de la física que estudia la viscosidad de los materiales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. RODRIGUEZ G, D. R y PEREIRA S, N. A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontol. venez* [online]. 2008, vol.46, n.3 [citado 2016-02-08], pp. 381-392. Disponible en: <http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=ci_arttext&pid=S0001-63652008000300026&lng=es&nrm=iso>. ISSN 0001-6365.
2. HERVAS G. A. et al. Resinas compuestas: Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med. oral patol. oral cir.bucal (Internet)* [online]. 2006, vol.11, n.2 [citado 2016-03-07], pp. 215-220. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000200023&lng=es&nrm=iso>. ISSN 1698-6946.
3. ANUNSAVICE K. J., ANTONSON S. A, BRANTLEY W. A. Philips' science of dental materials 11a. ed. Elsevier Science, an Elsevier inprint. 2004. Pp 143-166, 381-437.
4. BARRANCOS M, PARRA I. A, ADAMS E. Operatoria Dental. Avances clínicos, restauraciones y estética. 5ta. ed. Buenos Aires. Médica Panamericana. 2015. Pp. 249-273.
5. ALBERS H. F. Odontología Estética. Selección y Colocación de Materiales. 1ª ed. España. Editorial Labor. 1998. Pp. 18-72.
6. LANATA E. J. Y COLS. Operatoria Dental. 2da. ed. Buenos Aires. Alfaomega Grupo Editor Argentino 2011. Pp. 103-201, 275-282.
7. PARRA L, M and GARZON R. H. Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: a review. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*[online]. 2012, vol.24, n.1 [cited 2016-02-25], pp. 133-150. Disponible en: <http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-46X2012000200011&lng=en&nrm=iso>. ISSN 0121-246X.
8. MACCHI R. L, ABATE P. F, IGLESIAS M. E. Materiales Dentales. 4a. ed. Buenos Aires. Médica Panamericana. 2009. Pp. 157-197.
9. GUZMAN B. H. J. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 4ta. ed. Bogota. ECOE Ediciones. 2007. Pp. 229-279.

10. ZEBALLOS L. Lourdes y VALDIVIESO P. Álvaro. MATERIALES DENTALES DE RESTAURACIÓN. *Rev. Act. Clin. Med* [online]. 2013, vol.30 [citado 2016-04-03], pp. 1498-1504. Disponible en: <http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2304-37682013000300005&lng=es&nrm=iso>. ISSN 2304-3768.
11. http://es.slideshare.net/rita_esposito/actualidad-en-Imparas-de-fotopolimerizacin-10147019
12. http://www.promolux.com/espanol/faq_es.php
13. <http://es.slideshare.net/dentistanico/adhesion-38437039>
14. <http://es.slideshare.net/AxelJara/adhesivos-en-odontologa-2013>
15. http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402013000400335
16. RINCÓN Z. F. R., CARMEJO A. D. G. Adhesivos Dentales en Odontología. Conceptos fundamentales. RAAO • Vol. XLIV / Núm. 3 Sept. - Diciembre de 2005. Pp 26-31