



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CRONOLOGÍA DE LOS MATERIALES PLÁSTICOS Y
ESTÉTICOS.

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:

DAVID HERNÁNDEZ MÉNDEZ

TUTOR: Esp. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.



Primero agradecerle a dios por darme la oportunidad de llegar a este momento tan importante de mi vida, prestarme salud y sobre todo fuerza para no rendirme en los momentos más difíciles que este largo camino me ha puesto y siempre me cobijo bajo su manto.

Agradecerle a mis padres, las personas más importantes de mi vida que a pesar de todo han creído en mí, y sin ellos jamás hubiera llegado a esta etapa de mi vida, que con sus conocimientos, su experiencia, su paciencia y sobre todo con su amor han hecho de mi lo que ahora soy. Son los pilares de mi vida y mi razón de vivir. Los amo con todo mi corazón y no queda mas que decirles gracias.

Isabel Méndez Ramírez la mamá más hermosa del mundo, la mejor enseñanza de que ante las más difíciles circunstancias me enseñó a salir adelante, enfrentar los problemas de frente y jamás darse por vencido, que el amor es infinito y que siempre ha estado a mi lado para apoyarme y recibirme con un abrazo y un beso, que sin ella esto hubiera sido imposible de lograr, que siempre preocupada por mi desempeño académico y que por ella soy el hijo más feliz del mundo. Gracias mamá por todo. Te amo.

David Hernández Sánchez mi ídolo, mi sombra, mi freno, mi héroe, mi amigo y sobre todo el mejor papá del mundo, es mi ejemplo a seguir, es quien con su sola presencia me ayudo a seguir adelante, a ser mejor hijo y estudiante, al que se preocupó por que yo fuera mejor persona en la vida, el ejemplo de responsabilidad y dedicación, de serenidad y humildad, siempre orgulloso de su barón y que me ha apoyado desde siempre, ese es mi motor de vida, gracias padre por todas tus palabras, no me queda más que decirte gracias, orgulloso de tener tu nombre. Te amo.

A mis mejores amigos, hermanos no de sangre pero si por elección, Francisco Gómez Desposorio, Iván Gómez Desposorio y francisco Gómez Hernández, la familia Gómez, personas que siempre creyeron en mí, que siempre me han cuidado y que me adoptaron en su familia. No tengo palabras para agradecerles todo lo que han hecho por mí Gracias.

Francisco Xavier Castro Palacios, mi otro hermano por elección, que mucho tuvo que ver en mi elección de dedicarme al área de la salud, 30 años de conocerlo y siempre con su serenidad y su mejor palabra gracias.

Esp. Jaime Alberto González Orea mi tutor y una persona que me inspiro y motivo a tener mi trabajo final, de las personas que siempre quieres encontrarte en el camino de la vida, con una energía gigante y que inspira respeto y sobre todo en



tan poco tiempo llegas a estimar, muchas gracias doctor por la paciencia y compartirme sus conocimientos, me voy de esta facultad muy contento por haberlo conocido. Gracias.

A todos mis amigos que estuvieron a lo largo de mi carrera y que siempre los llevaré en mi mente, Gio, Omar; por esos años tan divertidos tomando clases juntos, Itzel por convertirte en mi amiga incondicional y siempre estar para mí y a balos mi primo que es mi hermano y que siempre nos hemos entendido mucho.

Olaf, Mitch, Deya y Diana que con ellos empecé este camino por la odontología gracias por todo.

A dos personas muy especiales que intervinieron de manera directa a seguir aquí, Pedro Hernández Sánchez y Virginia Hernández Sánchez, mis tíos, ejemplos a seguir de superación y ambición por ser mejores personas en la vida, gracias por creer en mí.

Y a esas dos personas que me empujaron estando en la carrera a salir adelante caminando conmigo hombro con hombro siempre para adelante, a entrar a clases y ser responsable, tenerme paciencia y cariño, regañarme, siempre insistirme por que saliera con la mejor cara, y no dejarme caer, gracias por estar al principio Carla, y gracias por ayudarme a terminar Ameyalli, dos personas fundamentales en este logro, y que les viviré eternamente agradecido.

Y ya por último a mi amada Universidad Nacional Autónoma de México y mi Facultad de Odontología que las llevo tatuadas en mi corazón, por brindarme la oportunidad de pertenecer a ellas.

Por mi raza hablaré mi espíritu.



ÌNDICE

INTRODUCCIÓN	6
ANTECEDENTES	7
CAPÍTULO 1 RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES.	8
1.1 Composición de las resinas compuestas	9
1.2 Componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son	10
1.3 Matriz resinosa.....	11
1.4 Partículas de relleno según el Dr. Ray. L. Bowen.....	12
1.5 Agente de conexión o de acoplamiento	12
1.6 Sistema iniciador-activador de polimerización	13
CAPÍTULO 2 LA EVOLUCION DE LA ADHESIÓN A LA DENTINA A BASE DE RESINA.	15
2.1 Era adhesiva.....	15
2.2 Bowen y Buonocore.....	16
2.3 Los fosfatos	18
2.4 Los oxalatos.....	20
2.5 El sistema Gluma.....	21
CAPÍTULO 3 CAPA HÍBRIDA	22
3.1 Los primeros acuosos.....	23
3.2 Hibridación de tejidos duros.....	23
3.3 Adhesión dentinaria en la actualidad	24
CAPÍTULO 4 NORMAS (A.D.A) E (ISO)	26
4.1 Norma correspondiente (ISO).....	26
4.2 Norma correspondiente (A.D.A.).....	27
CAPÍTULO 5 PROPIEDADES FISICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS	28
5.1 Resistencia al desgaste	28
5.2 Textura superficial.....	28



5.3 Coeficiente de expansión térmica	29
5.4 Resistencia a la fractura	29
5.5 Resistencia a la compresión y a la tracción	29
5.6 Módulo de elasticidad	30
5.7 Estabilidad del color	30
5.8 Radiopacidad	30
CAPÍTULO 6 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS	31
6.1 Resinas de macrorelleno o convencionales	31
6.2 Resinas de microrelleno	32
6.3 Resinas híbridas	32
6.4 Híbridos modernos	32
6.5 Resinas de nanorelleno	33
6.6 Resinas compuestas de baja viscosidad o fluidas	33
6.7 Resinas compuestas de alta viscosidad, condensables, de cuerpo pesado, compactables o empacables	34
CAPÍTULO 7 POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS	35
CAPÍTULO 8 RESINAS FOTOCURABLES	37
8.1 Ventajas	38
8.2 Desventajas	39
CAPÍTULO 9 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS	40
9.1 Ventajas	40
9.2 Desventajas	41
CAPÍTULO 10 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DE LAS RESINAS COMPUESTAS	42
10.1 Indicaciones	42
10.2 Contraindicaciones de las resinas	42
CONCLUSIONES	43
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44

INTRODUCCIÓN

Desde épocas anteriores hasta la actualidad, los materiales dentales han venido evolucionando a través de los diferentes descubrimientos para mejorar sus capacidades, funcionales y estéticas. Esto ha dado lugar a que los profesionales dedicados a la Odontología tengamos que actualizar nuestros conocimientos constantemente con el objetivo de conocer y manejar correctamente los nuevos productos que salen al mercado.

Las resinas dentales compuestas (composites) han sido uno de los materiales que han ido evolucionando siendo necesario conocer en forma general su composición y clasificación. Este material apareció con el fin de sustituir a los silicatos y resinas acrílicas, que hasta antes de los sesenta eran los únicos materiales utilizados para la restauración estética de dientes anteriores. La acidez tan alta de los cementos de silicato y la inestabilidad volumétrica tan grande de las resinas acrílicas fue la principal razón para buscar materiales sustitutos.

ANTECEDENTES

La 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; Los silicatos son el grupo de minerales de mayor abundancia, pues constituyen el 95 % de la corteza terrestre, además del grupo de más importancia geológica por ser petrogénicos, es decir, los minerales que forman las rocas. Los silicatos forman parte de la mayoría de las rocas, arenas y arcillas. También se puede obtener vidrio a partir de muchos silicatos. Todos los silicatos están compuestos por silicio y oxígeno. Estos elementos pueden estar acompañados de otros entre los que destacan aluminio, hierro, magnesio o calcio. 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 orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal y le reacción exotérmica.^{1,3}

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen de la Unidad de investigación de la American Dental Association ADA, desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta (fig.1).¹



Fig.1 Dr. Rafael. L. Bowen

CAPÍTULO 1 RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES.

Las resinas compuestas son una combinación de dos sustancias químicas diferentes entre sí, estas consisten en una partícula de relleno inorgánica inmersa en una matriz orgánica de polímeros en donde las partículas inorgánicas están recubiertas con un compuesto de silano, que une a las partículas de relleno con la matriz orgánica.¹

Según Anusavice, los materiales compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual.¹²

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 plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica (fig 2).^{3,4}

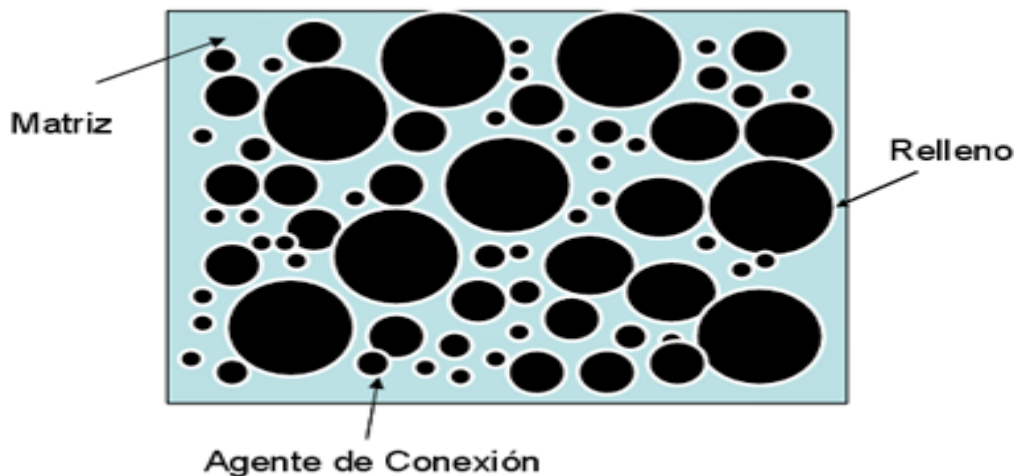


Fig.2 Componentes de la resina.

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.

Igualmente, las técnicas adhesivas se han perfeccionado de tal forma que la adhesión entre la resina compuesta y la estructura dental es más confiable, reduciendo la filtración marginal y la caries secundaria. Además, las restauraciones de resina por ser adhesivas a la estructura dental permiten preparaciones cavitarias más conservadoras, preservando la valiosa estructura dental. Sin embargo, a pesar de todas estas ventajas, la colocación de las resinas compuestas es una técnica sensible y requiere de mayor tiempo de colocación, ya que se deben controlar factores como la humedad del campo operatorio y la contracción de polimerización.^{1,3,5}

1.1 Composición de las resinas compuestas

Materia orgánica: permite que se tenga una masa de plástico moldeable, su molécula BIS-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato), UDMA (Uretano de metacrilato) o TEGDMA (trietilenglicol dimetraquilato) (fig.3).

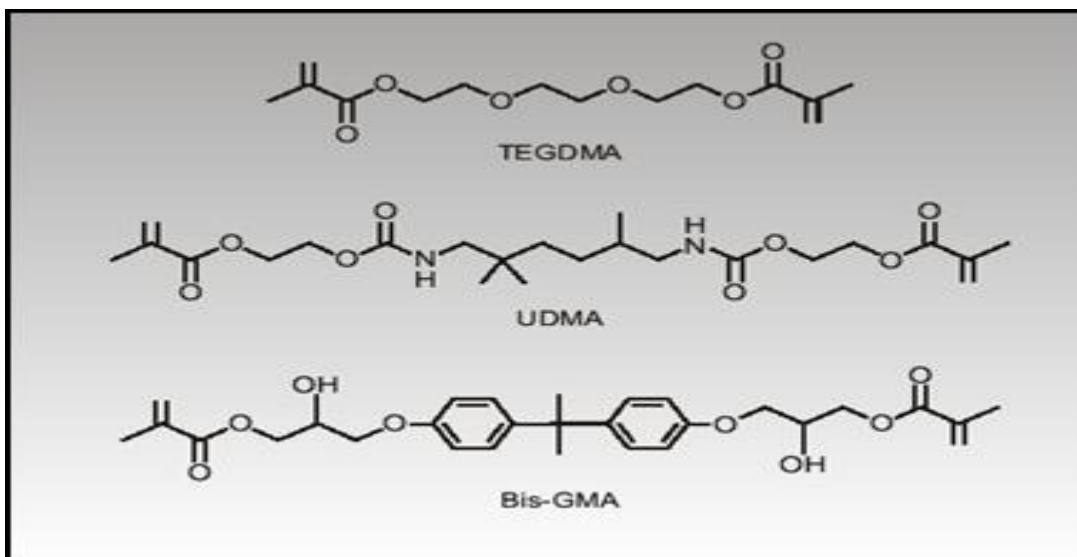


Fig. 3 Moléculas de BIS-GMA, UDMA y TEGMA.

Las funciones esenciales de la matriz orgánica son: actuar como aglutinante o vehículo de relleno, permitir la unión entre diferentes capas de material y otras estructuras como los tejidos dentarios, aportan el mecanismo de endurecimiento.

Materia inorgánica o de relleno: está constituida por fragmentos de naturaleza cerámica, como son (sílice, bario, hidroxiapatita, zirconio, etc.)

Hay cuatro aspectos que afectan el comportamiento final de las restauraciones en relación directa con el relleno que son: la cantidad, el tamaño de la partícula que tiene el papel fundamental ya que este depende la resistencia al desgaste y lisura, la composición y la y la forma de la partícula.

Fase de enlace: esta debe de ser una molécula bifuncional que pueda unir un material orgánico con inorgánico, la molecula que proporciona esta característica es el meta-criloxi-propil-trimetoxi-silano (Si-OH).

1.2 Componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son

- Matriz: Material de resina plástica que forma una fase continua.
- Relleno: Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
- Agente de conexión o acoplamiento, que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).
- Sistema activador - iniciador de la polimerización
- Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.
- Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo (fig4).



Fig. 4 Componentes estructurales básicos de la resina compuestas.

1.3 Matriz resinosa

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 volatibilidad y menor difusividad en los tejidos.

Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad 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 (triethylenglicol 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, Soderholm, indico 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.

1.4 Partículas de relleno según el Dr. Ray. L. Bowen

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 (Rigidez).

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 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).

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 μm .

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. 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.

1.5 Agente de conexión o de acoplamiento

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 interfase 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 interfase 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.

1.6 Sistema iniciador-activador de polimerización

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. Según Yearn, 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 foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). 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 este 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 termo-curados, temperaturas de 100 °C o más, proveen la temperatura la cual sirve de estímulo para activar el iniciador. El termo curado 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 (fig.5).



Fig. 5 Dr. Michael Buonocore.

CAPÍTULO 2 LA EVOLUCION DE LA ADHESIÓN A LA DENTINA A BASE DE RESINA.

Se realiza una revisión a la historia de la adhesión, para continuar en la "era adhesiva" con las aportaciones de Buonocure y la aparición del Bis-GMA, pasando por la incorporación al mercado dental de los fosfatos, los oxalatos, el sistema Gluma. Se analiza también la descripción la capa híbrida por Nakabayashi, después aparecen los primeros acuosos y la hibridación de tejidos duros hasta llegar a los sistemas adhesivos autograbadores.^{4,7}

2.1 Era adhesiva

Para que la adhesión al diente se produjera eficazmente, se debía partir de un conocimiento exhaustivo de la estructura del esmalte y la dentina. De éstos se sabía que la dentina presentaba un comportamiento diferente al del esmalte, siendo la primera mucho más hidrófila y compuesta por un 70% de hidroxiapatita, un 18% de colágeno y un 12% de agua, frente al esmalte bastante menos hidrófilo, y constituido por un 95% de material inorgánico, un 4% de agua y un 1% de material inorgánico (fig 6).^{1,4,7}

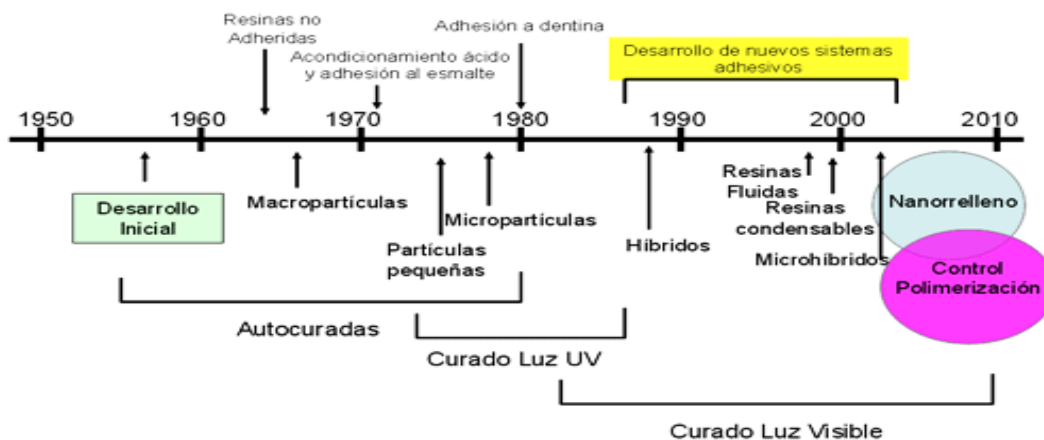


Fig.6 Cronología de los materiales plásticos y estéticos.

Hacia la década de los cincuenta, tenía lugar la aparición en la Odontología adhesiva, del primer adhesivo SEVRITON (1951), desarrollado por Hagger y cuya composición era la del ácido glicerofosfóricodimetacrilato. En un medio húmedo, la unión era inestable y se descomponía.⁷

2.2 Bowen y Buonocore

El comienzo real de la Odontología Adhesiva, tuvo lugar en 1955 con Michael Buonocore que fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte de la aplicación de una solución ácida, que después se lavaba y secaba y con la que se obtenía un patrón de grabado con ácido de la superficie adamantina. El ácido actúa disolviendo selectivamente los extremos finales de los prismas de esmalte en la superficie, lo que consigue una superficie porosa e irregular, capaz de ser mojada y penetrada por una resina fluida, de baja viscosidad, que moja la superficie de los poros e irregularidades creadas por la disolución de los prismas de esmalte (fig 7).^{4,7}

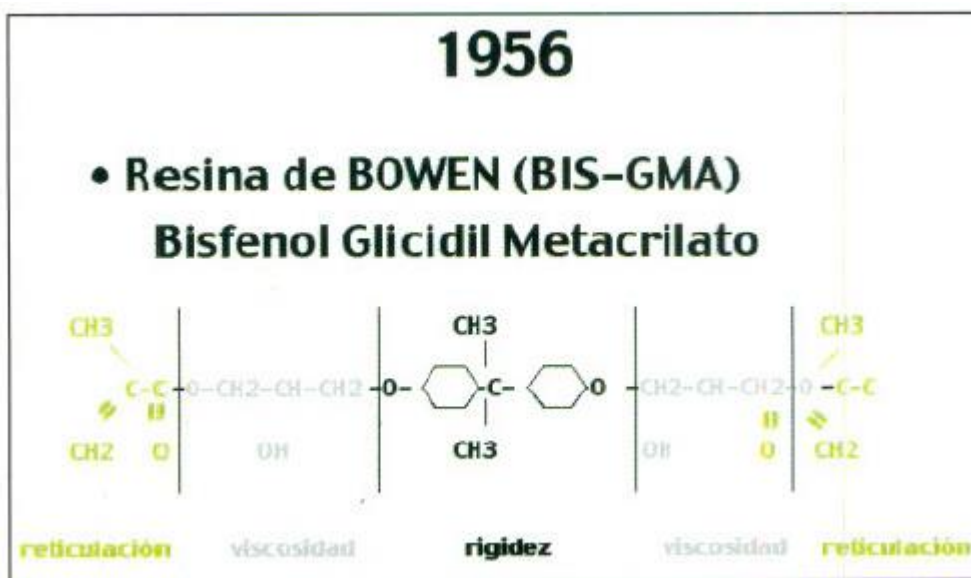


Fig.7 Moléculas de composición.

Al hallazgo de Buonocore, se sumó Bowen con la obtención de una resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha "resina de Bowen" es el bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA).cuya formulación contempla dentro de la molécula la presencia de tres zonas, una central que le confiere la rigidez a la resina, dos áreas a lo largo de la cadena, que le proporcionan la viscosidad y unos extremos que le permiten establecer una reacción de polimerización, para conseguir la reticulación de dicho polímero.^{4,7}

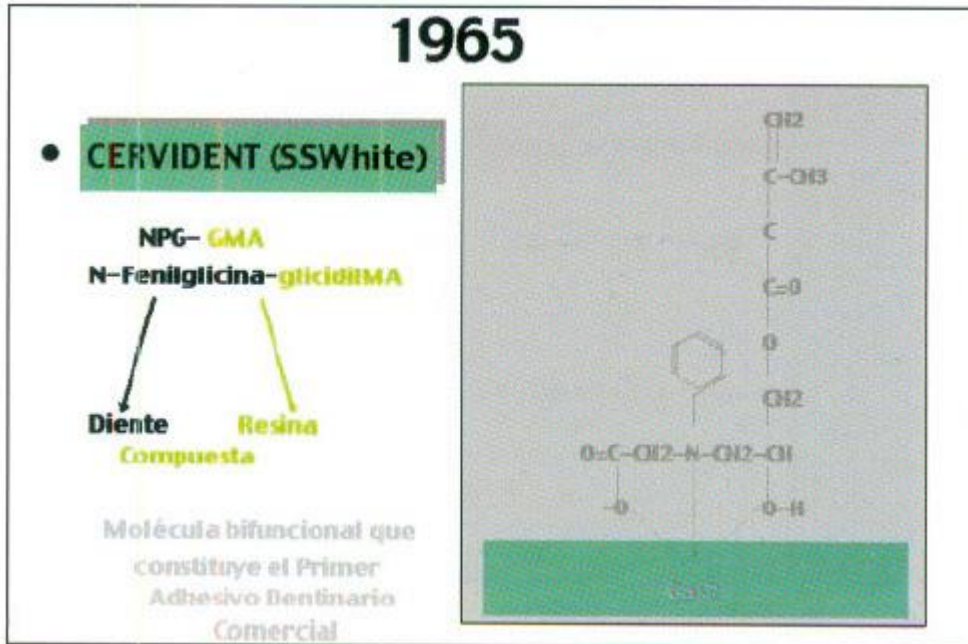


Fig.8 Molécula del primer adhesivo dentinario.

En 1965, Bowen propone el primer adhesivo dentinario comercial, con una molécula, el NPG-GMA (Nfenilglicina- glicidil Metacrilato) que tenía carácter bifuncional, de forma que el extremo del metacrilato se uniría a la resina compuesta como material restaurador y el otro extremo se uniría a la dentina. Este adhesivo se comercializó como Cervident de la S:S: White. Los resultados clínicos a los 3 años mostraban un considerable 50% de fallos y más de la mitad de éstos tenía lugar en los primeros 6 meses de tratamiento. Las causas se atribuyen a las pobres propiedades de humectancia, cristalizando postsecado, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta (fig 8).⁴

En 1978, se comercializa el primer adhesivo dentinario a base de fosfatos, Clearfil Bond System de Kuraray, que contenía un monómero hidrófobo, el metacriloxietil-fenil-hidrógenofosfato, junto con un metacrilato hidrosoluble, HEMA (Hidroxietilmetacrilato) e incorporando activadores químicos, por lo que se presentó como un sistema de dos componentes, es lo que los promotores de la reacción de polimerización se repartían entre ambos componentes. Su mecanismo de unión se basaba en la interacción entre los fosfatos y el calcio de la dentina y del esmalte sin grabar. La capacidad de adhesión era todavía muy pobre debido a la poca capacidad de humectar la dentina, y se situaba alrededor de los 3 Mpa, valores que mejoraron cuando fue utilizado junto a una técnica de grabado ácido del esmalte, también el de la dentina (grabado total).

En la década de los 80 tiene lugar una explosión de adhesivos dentinarios de diferentes composiciones químicas (fig 9).

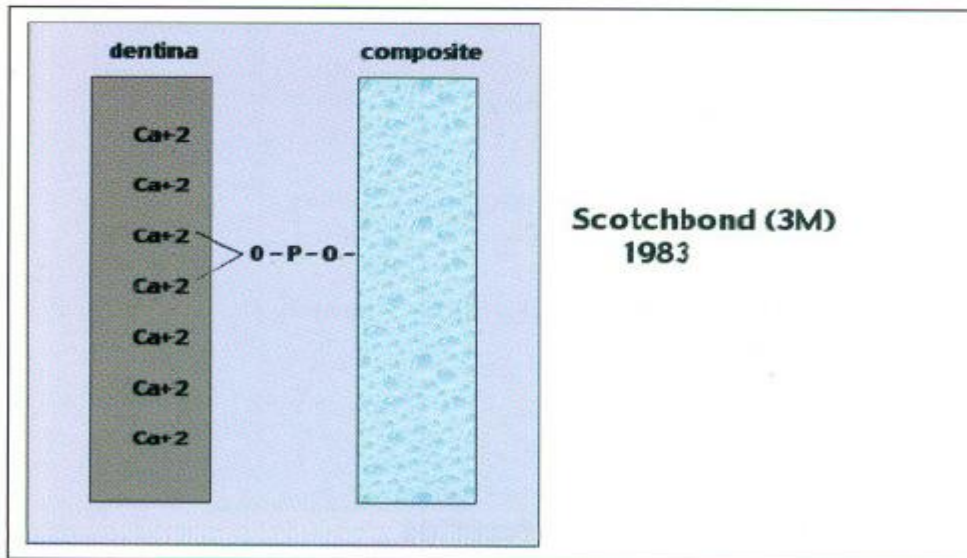


Fig.9 Composición química de los adhesivos dentinarios.

2.3 Los fosfatos

La capacidad de unión se establece por la reacción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental. Bajo este concepto químico, se comercializa en 1983 el Scotchbond(3M), un esterfosfato del Bis-GMA que se presentaba en dos componentes: la resina hidrofóbica formada por Diclorofosfato de BisGMA al 57%, un 43% de TEG-DMA (Trietilglicidildimetacrilato) y pequeñas cantidades del iniciador de peróxido de benzoilo y el otro componente, el líquido, constituido por un 98% de etanol, aceleradores (canforoquinonas al 0,06% en los fotopolimerizables y sulfocinato sódico de benceno, para los foto y autopolimerizables. La capacidad de unión al esmalte casi se había duplicado, en relación al adhesivo dentinario de la década anterior, hasta los 5 Mpa, pero la adhesión a dentina sólo conseguía una séptima parte que la del esmalte. En su mecanismo de acción, también se debía considerar el efecto reblandecedor del smear layer. Se pensaba que los grupos fosfatos podían crear una unión química a la dentina, gracias al calcio del barrillo dentinario.

El optimismo que generó la molécula de fosfato del Scotchbond, hizo proliferar durante la década de los 80, de diferentes adhesivos a base de fosfatos. La aparición rápida de diversos sistemas a base de fosfatos sin que diera tiempo a

probar su eficacia, condicionó la introducción de nuevos adhesivos sin probar, escapándose de los tests previos, apoyándose en el artículo 512 sobre "Drogas y Alimentos", donde lo que requiere es probar su eficacia. El fracaso acontecía por disociación del fosfato, separación del SL y pérdida de la unión a dentina, presentando como consecuencia la microfiltración entre el composite y el diente. La diferencia en los coeficientes de expansión térmica producía filtraciones y aceleraba el proceso. La longevidad era impredecible pese a ser exitosa inicialmente, de modo que sin grabado ácido el 30% de las obturaciones cervicales fallaba y con el grabado se caen al año, alrededor del 10% (fig 10).

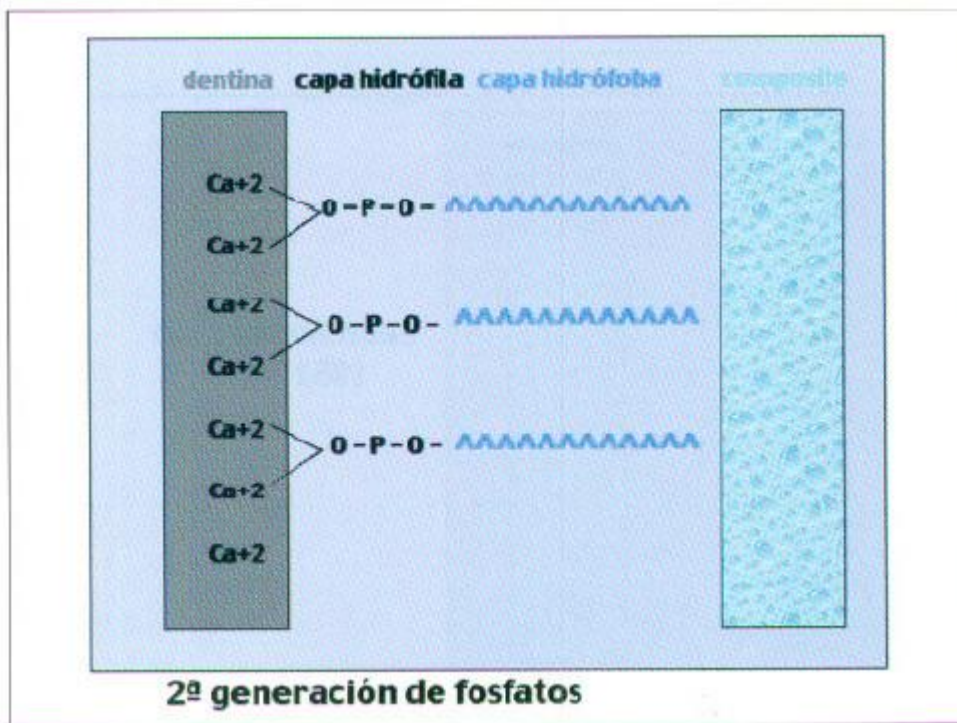


Fig.10 Composición de la segunda generación de fosfatos.

Entre 1984 Y 1989, se comercializa el Clearfil New Bond y el Clearfil Fotobond de Kuraray, que era un nuevo fosfato que contenía un grupo hidrofóbico largo (MDP - Metacriloxetildihidrógeno fosfato-) y un grupo hidrofílico con mayor humectancia (HEMA). Los resultados clínicos no eran mejores si no se grababa la dentina con ácido Fosfórico.

2.4 Los oxalatos

Desde 1965, pero principalmente desarrollados en esta década de los ochenta. Bowen y Cobb trabajaron con e introdujeron los sistemas de oxalatos. Estos autores describen un sistema de unión con una solución acuosa de oxalato férrico, que luego lo sustituyeron por el oxalato de aluminio para evitar la tinción del diente (fig 11).

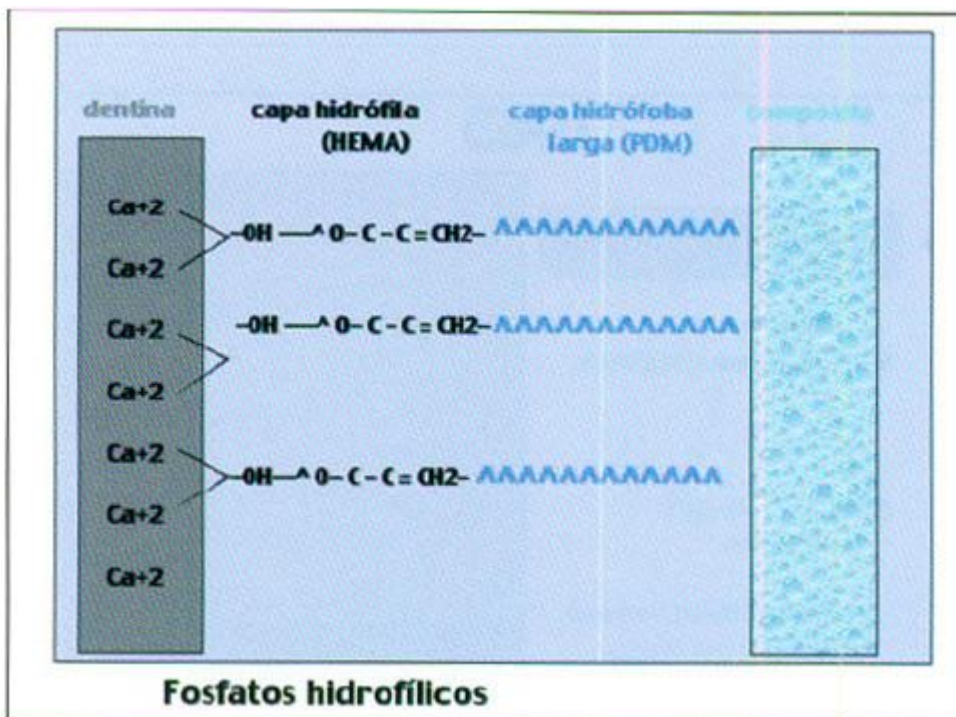


Fig.11 Composición de los fosfatos hidrofílicos.

El primer producto comercial fue el Tenure introducido por la casa Den-Mat en 1982, que era un sistema muy complejo de 8 pasos que luego se simplificó y se presentaba como un acondicionador que contenía oxalato de aluminio al 3,5%, ác. Nítrico al 2,5% y un 94% de agua, una solución A con NPG-GMA en acetona al 94% y una solución B que era un 10% de PM-DM. Su mecanismo de acción parece que despegaba el smear layer para que la resina pudiera fluir por los túbulos dentinarios. Su comportamiento clínico era variable, según el tipo de estudio que se realizase.

Los adhesivos dentinarios a base de fosfatos y oxalatos suponen lo que algunos autores conocen como adhesivos de 1ª y 2ª generación.

2.5 El sistema Gluma

En 1985, Munksgaard y Asmussen promueven un adhesivo dentinario que graba el esmalte con ácido fosfórico al 37%. Graba la dentina con EDTA al 17%. Posteriormente se imprima la superficie del diente con glutaraldehido al 5% que reacciona con la dentina. Se produce después, una reacción de condensación con el HEMA al 35% y un 65% de agua junto con el glutaraldehido. El siguiente paso es colocar una resina fluida a la que se aplica la luz de polimerización.

El mecanismo de acción del Gluma, es el de su unión con el colágeno de la dentina. El Gluma fue el adhesivo dentinario más vendido de 1985. Posee una corta vida de almacenamiento. Forma polímeros con el glutaraldehido que suponen una barrera a la penetración del monómero en las fibras de colágeno. En 1987 fue comercializado el producto en EEUU.

El sistema Gluma junto a adhesivos dentinarios como el Mirage Bond (Myros), Restbond (Lee), son algunos de los adhesivos considerados de la tercera generación.⁴

CAPÍTULO 3 CAPA HÍBRIDA

El camino hacia la cuarta generación de adhesivos dentinarios, también fue acompañado en el devenir histórico de estudios en el diente que revolucionaron la adhesión dentinaria.⁶

El paso más importante que ha dado la adhesión dentinaria y que ha marcado la operatoria, ha sido el descubrimiento por Nakabayashi en 1982 de la "Capa Híbrida" concepto que justifica la imbricación de la resina del adhesivo entre la dentina, de forma que a la resina se sitúa entre las redes de colágeno, imbricándose entre ellas y a su vez es capaz de introducirse en los túbulos dentinarios parcialmente desmineralizados, para crear auténticos tags entre los mismos. La imbricación de los tejidos duros del diente una vez tratados con ácido, con la resina crea la imagen histológica de la "Capa Híbrida".⁶

Para conseguir la hibridación, los pasos que recomienda Nakabayashi son el grabado de la dentina con una solución del 10:3 de ácido cítrico al 10%, que elimina el smear layer y graba la hidroxiapatita (entre 5-10 micras), junto con el grabado con cloruro férrico al 3% que crea la desnaturalización y coagulación de los haces de colágeno. A continuación del grabado, se debe proceder a la imprimación con un monómero hidrófilo capaz de infiltrarse en la dentina e incorporar en los haces de colágeno (fig 12).^{6,7}



Fig.12 Interacción de la capa híbrida.

3.1 Los primeros acuosos

En la década de los 90, con la intención de utilizar adhesivos dentinarios más hidrofílicos, por seguir las características de la dentina, y así mejorar la capacidad de unión, aparecen los adhesivos dentinarios basados en primers acuosos. Estos constan de un acondicionador de dentina y esmalte (EDTA, Ác. Nítrico, polixidina, ...) que limpia la interfase dental y usualmente retiran el barrillo dentinario. Casi siempre son lavados después de aplicar el acondicionador. También constan del "Primer Acuoso" propiamente dicho, que humedece la superficie de la dentina, incrementa la permeabilidad del barrillo dentinario, proveen retención micromecánica de la superficie dentinaria y provee de unión química, lo que mejora el potencial de interacción química entre el barrillo alterado y la superficie de la dentina. El adhesivo, como resina hidrofóbica sería el tercer elemento.⁶

Adhesivos dentinarios que utilicen este sistema de "Primers Acuosos" son: Scotchbond 2, XR Bond (Kerr), Primer Universal Bond 2 y Tripton (coE). La capacidad de unión de éstos, estaba alrededor de los 10-12 Mpa. Estos adhesivos pertenecerían a la 4ª generación.⁶

3.2 Hibridación de tejidos duros

La creación de una capa híbrida con el tejido dentario es conseguida por adhesivos dentinarios del tipo de 'All Bond 2" que graba con ác. Fosfórico, esmalte y dentina, imprima con el BPDM (Bifenildimetacrilato) y acetona, utilizando como resina la NTGGMA (N-Toliglicina-glicidil-metacrilato). El Scotchbond Multipurpose y Multipurpose Plus, realizan el grabado con ác. Maleico o con ác. Fosfórico para luego imprimir y colocar la resina. Syntac y Denthesive 11 acondicionan por separado el esmalte de la dentina.⁷

3.3 Adhesión dentinaria en la actualidad

La capacidad de unión a las estructuras dentales en la actualidad, es clínicamente aceptable y los sistemas adhesivos se han desarrollado para lograr la simplificación de la técnica con el objeto de minimizar errores y evitar pasos clínicos que los originen, lo que ha dado pie a huir de las clasificaciones basadas en los cambios igeneracionales y fundamentar la clasificación según su forma de uso. Así podemos hablar de adhesivos dentinarios de un de dos o tres pasos clínicos. En este último caso, el primer paso sería el acondicionamiento o grabado del diente, el segundo la imprimación con la resina hidrófila y el tercero la impregnación con la resina adhesiva. Estos dos últimos pasos, pueden simplificarse en uno solo, de forma que tras el grabado, impregnaríamos la superficie del diente lavada y secada postgrabado, con una solución que lleva resinas hidrófilas e hidrófobas.⁷

Van Meerbeek describe en la actualidad, tres grandes grupos de materiales para conseguir la adhesión al diente. De un lado, aquellos adhesivos dentinarios que realizan un grabado total del esmalte y la dentina; otros tipos de adhesivos son los que se denominan adhesivos autograbantes, de modo que consiguen el acondicionado o grabado, junto con la imprimación y en tercer lugar los ionómeros de vidrio que poseen capacidad adhesiva.

Los adhesivos dentinarios con grabado total realizan su función en tres pasos:

- ácido para grabar
- primer
- resina

o en dos pasos: ácido para grabar

- imprimación y aplicación de la resina.

La otra vía para conseguir una adhesión dentinaria eficaz, sería mediante el uso de adhesivos autograbantes, que supone el uso de monómeros ácidos que no se lavan y acondicionan e imprimen la dentina y el esmalte. Se suelen presenta en dos frascos.

La capacidad de grabado de estos materiales, hacen que se puedan clasificar en adhesivos autograbantes suaves y autograbantes fuertes

Los ionómeros de vidrio que presentan una composición química bien diferente a los anteriores adhesivos" ya que se unen al diente por un proceso de quelación con el calcio, son cementos que son capaces de unirse al diente y al composite, liberan fluor, poseen una capacidad de unión parecida a la de los adhesivos autograbantes suaves, altamente compatibles con las estructuras vivas y con materiales entre si. Se encuentran en las últimas décadas en constante desarrollo en relación a poseer características propias de los composites (fig 13).



Fig.13 Aplicación de ionómero de vidrio.

CAPÍTULO 4 NORMAS (A.D.A) E (ISO)

4.1 Norma correspondiente (ISO)

Esta se rige por la norma 4049 de la Organización Internacional de Estandarización (ISO) la cual hace referencia a una clasificación.

Tipo 1: Materiales para restauración de cavidades que involucran superficies oclusales.

Tipo 2: Todos los otros materiales.

Las tres clases de materiales de restauración dental a base de polímeros son los siguientes:

Clase 1 Materiales cuya polimerización se realiza mezclando un iniciador y un activador (autopolimerizable).

Clase 2 Materiales cuya polimerización se realiza mediante la aplicación de energía procedente de una fuente externa como luz o calor.

Grupo 1: Materiales cuya utilización requiere la aplicación de una energía intra oral.

Grupo 2: materiales cuya utilización requiere la aplicación de una energía extraoral. Después de fabricación de estos materiales se sellarán in situ.

Grupo 3: materiales cuya polimerización se realiza mediante la aplicación de una energía externa, y además presentan un mecanismo de autopolimerización (materiales de doble polimerización).⁹

4.2 Norma correspondiente (A.D.A.)

De acuerdo a la Norma No. 1 ADA, las resinas compuestas deben tener una resistencia a la compresión de 80 MPa a 1 hora. Clínicamente se pide 310 MPa como mínimo. Esto se extrapola a una cavidad con una profundidad de 2.5 mm por 2 mm de istmo, como mínimo, para que la restauración no se fracture. Con una adecuada condensación de 8 Lb de presión, se logran contactos íntimos en la interfase de la amalgama. Esta sellará por el proceso de corrosión de la interfase. La Norma No. 27 de ADA determina una resistencia a la tensión de 349 a 493 Mpa⁸

La asociación dental americana clasifica a las resinas de la siguiente manera:

Clase A: Materiales fabricados como sustitutos para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.

Clase B: Todos los otros que no involucren superficies oclusales.⁸

CAPÍTULO 5 PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

5.1 Resistencia al desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la longevidad de las mismas. Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad.^{1,2}

Leinfelder explica el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como "plucking out".^{2,11}

5.2 Textura superficial

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración, es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial esta relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta. Las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan un alto brillo superficial.^{1,11}

5.3 Coeficiente de expansión térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociada a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.

5.4 Resistencia a la fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.

5.5 Resistencia a la compresión y a la tracción

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.

5.6 Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.

5.7 Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

5.8 Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.

CAPÍTULO 6 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. Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips. Esta clasificación divide las resinas basadas en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas de 0,1 a 100µm), microrelleno (partículas de 0,04 µm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños).

6.1 Resinas de macrorelleno o convencionales

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 µm. Este tipo de resinas fue muy utilizado, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. 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 influye en 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. 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 son menos estables que el cuarzo (fig14).

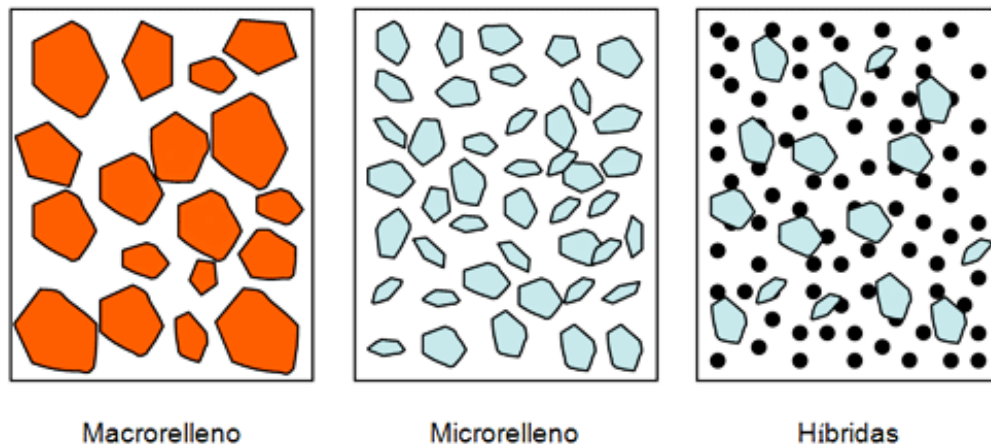


Fig.14 Tipos de relleno en las resinas.

6.2 Resinas de microrelleno

Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm . Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confirmando alta estética a la restauración. Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.

6.3 Resinas híbridas

Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 mm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 mm. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología. 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, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.

6.4 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 0.4 μm a 1.0 μm), 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.

6.5 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 ofrece 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.

6.6 Resinas compuestas de baja viscosidad o fluidas

Son resinas a las cuales se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes) para de esta forma tornarla menos viscosa o fluida. Entre sus ventajas destacan: Alta capacidad de humectación de la superficie dental, asegura la penetración en todas las irregularidades, tienen el potencial de fluir en pequeños socavados, puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire, tiene una alta elasticidad o bajo módulo elástico, lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés. Aunque este tipo de resinas posee una alta contracción de polimerización (4 a 7 %), su gran elasticidad es un factor que contrarresta el esfuerzo interfacial.

Sin embargo, la radiopacidad de la mayoría de estos materiales es insuficiente, por lo que puede producir confusión a la hora de determinar caries recurrente. Algunas de las indicaciones para estos materiales son: restauraciones de clase V, abfracciones, restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de forro cavitario, un aspecto controvertido, ya que las resinas fluidas no satisfacen el principal propósito de los forros cavitarios como es la protección del complejo dentino-pulpar.

6.7 Resinas compuestas de alta viscosidad, condensables, de cuerpo pesado, compactables o empacables

Las resinas compuestas de alta densidad son resinas con un alto porcentaje de relleno. Este tipo de resinas han sido llamadas erróneamente "condensables". Sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, sencillamente ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. La consistencia de este tipo de materiales permite producir áreas de contacto más justos con la banda matriz que los logrados con los materiales de viscosidad estándar en restauraciones clase II. Para obtener esta característica, se desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de cerámica (Alúmina y Bióxido de Silicio). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales, ya que estas resinas son relativamente resistentes al desplazamiento durante la inserción. Su comportamiento físico-mecánico supera a las resinas híbridas, sin embargo, su comportamiento clínico es similar al de las resinas híbridas. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Un aspecto que se debe tomar en cuenta es la forma de polimerización, ya que se han obtenido mejores resultados con la técnica de polimerización retardada. Otro aspecto esencial para obtener mejores resultados es la utilización de una resina fluida como liner. La resina fluida al poseer un bajo módulo de elasticidad, escurre mejor y por eso posibilita una mayor humectación, adaptación y funciona como un aliviador de tensión, compensando el estrés de contracción de polimerización de la resina "empacable" al ser colocadas sobre la resina fluida. Su principal indicación es la restauración de cavidades de clase I, II y VI (fig15).

Tipo de resina	Tamaño del relleno (μm)	Material de relleno
Macrorelleno	10 – 40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 – 0.1	Silice coloidal
Hibrida	15 – 20 y 0.01 – 0.05	Vidrio y silice coloidal
Híbridos modernos	0.5 – 1 y 0.01 – 0.05	Vidrio, zirconio y silice coloidal
Nanorelleno	<0.01 (10 nm)	Silice o zirconio

Fig.15 Medidas de las partículas de relleno.

CAPÍTULO 7 POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los polímeros, son moléculas producto de muchos monómeros en conexión y repetición, pudiendo ser el producto de un solo tipo de monómeros o la mezcla de diferentes monómeros.

En los sistemas de resinas compuestas, todos los monómeros contienen por lo menos un carbón de doble unión y se transforman en polímeros y copolímeros por el uso de sistemas de iniciación.

Se entiende como polimerización, a la conversión de oligómeros y monómeros a una matriz de polímeros que puede ser iniciada por diferentes medios para formar radicales libres que la inician.

Cuando dos o más monómeros diferentes son polimerizados juntos, este material es conocido como un copolímero y sus propiedades físicas no solo estarán relacionadas a los monómeros, sino también a la unión entre ellos.

Todos los sistemas de resinas en su conversión de monómero a polímero, pasan al menos por 4 etapas importantes:

- Activación.
- Iniciación.
- Propagación.
- Terminado.

La iniciación de la reacción, involucra la activación de un agente que se separa para formar un radical libre. Este radical libre es una molécula llevada a un nivel más alto de energía que puede conferirle este mismo estado a otra molécula por colisión. Cuando un radical libre se une con un carbon de unión doble en el monómero, el radical libre forma un par con uno de los electrones de la unión doble, convirtiendo al otro miembro del par del carbón en un nuevo radical libre que propicará que la reacción continúe.

El proceso de iniciación de la polimerización o la generación de radicales libres de una resina compuesta, puede llevarse a cabo en cuatro formas diferentes:

- Calor
- Química (autopolimerización)
- Luz UV
- Por Luz Visible

En los sistemas activados por calor, el peróxido de benzoilo se separa al ser expuesto al calor para formar radicales libres.

En los sistemas activados químicamente, la amina terciaria que actúa como un donador de electrones es utilizada para separar al peróxido benzoico en radicales libres.

En los sistemas activados por luz UV, la fuente de irradiación a 365 nm irradia al éter metil benzoico que está presente en cantidades de 0.2% y lo transforma en radicales libres sin requerir de la presencia de aminas terciarias (fig16).

Tipos de Activación	
Química	Autocurado
Física	Termocurado (calor) Fotocurado (radiaciones)
Químicas y Físicas	Duales

En odontología se utilizan
Autocurado, Fotocurado, Termocurado y Dual

Fig.16 Tipos de polimerización.

CAPÍTULO 8 RESINAS FOTOCURABLES

Los sistemas fotocurables polimerizan en presencia de la luz ultravioleta o luz visible, debido a la presencia de absorbentes de la luz ultravioleta y de luz visible que liberan radicales capaces de iniciar la polimerización o reacción en cadena del polímero Bis-GMA. Las resinas de fotocurado son similares a las resinas de curado químico o resinas de autocurado. La diferencia fundamental está cuando las de autocurado el activador es una amina terciaria y en las de fotocurado el activador es una sustancia sensible a la luz ultravioleta como la benzofenonas, o a la luz visible como un sistema de amina-dicetona que no interactúa en ausencia de luz., Pero cuando se usa la luz azul con una longitud de onda del orden de 440-840 nm, la cetona absorbe energía, transformándose al estado de "excitación" luego extrae electrones de la amina para producir dos radicales libres, uno derivado de la cetona y otro de la amina que inicia la polimerización. La vida útil de las resinas es muy buena si el envase permanece cerrado, pues la dicetona actúa como inhibidor. Cuando el envase se deja destapado expuesto a la luz diurna, en forma prolongada, puede iniciarse la reacción. Así mismo, las resinas de fotocurado tienen un gran número de ventajas en relación con las resinas de auto curado (fig17).¹⁰



Fig.17 Luz de fotopolimerizar.

8.1 Ventajas

- No necesitan mezclarse.
- Las resinas de fotocurado dan un tiempo reducido para el trabajo en el paciente porque no necesitan mezclar las dos pastas y el fraguado es rápido.
- El odontólogo tiene mayor tiempo de trabajo porque puede polimerizar las resinas a conveniencia, lo que le permite hacer un mejor tallado de la preparación y mejor control de la polimerización completa del material.
- Es el más económico de los materiales.
- Requiere menor tiempo de terminado por que hay menos posibilidad de porosidad en la obturación.
- La superficie es más lisa porque no se atrapan burbujas de aire.
- Mejor control y uniformidad de color por que este se dispensa en una sola jeringa.
- Menor resistencia a la abrasión debido a mayor homogeneidad y densidad.
- Mayor resistencia al manchado.
- Mejor estabilidad del color.¹⁰

8.2 Desventajas

- Costo extra de la lámpara de fotocurado.
- La profundidad del curado depende del color y opacidad de compuesto.
- La alta intensidad de la luz puede ser dañina si se observa directamente (fig18).¹⁰



Fig.18 Resina fotocurable.

CAPÍTULO 9 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

9.1 Ventajas

- Bien tolerada por la pulpa.
- Baja conductividad térmica
- Color que armoniza con el diente
- Facilidad de manejo para la conformación de la anatomía dental y control de su endurecimiento con el fotocurado.
- Ausencia de corrosión y galvanismo bucal.
- Insolubilidad ante los líquidos bucales.¹

9.2 Desventajas

- Contracción del material por la polimerización.
- Rápida degradación en las zonas de impacto oclusal, producida por el contacto de cúspides antagonistas, por lo que el tallado debe ser a favor de mantener la mayor cantidad de tejido natural.
- Requiere de más tiempo y una técnica más cuidadosa.
- Están expuestas a microfiltración marginal y fractura, por lo que es recurrente la caries secundaria.¹

CAPÍTULO 10 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

10.1 Indicaciones

- Todas las lesiones en los dientes del sector anterior (incisivos y caninos) y lesiones interproximales de dientes anteriores.

- Pérdida de ángulos incisales.
- Fractura de dientes anteriores.
- Restauraciones de lesiones Clase V.
- Restauraciones de dientes temporarios y pequeñas restauraciones de dientes posteriores en sectores no afectados por las fuerzas oclusales.¹

10.2 Contraindicaciones de las resinas

Pacientes con antecedentes de alérgicas graves a las resinas.

Están contraindicadas en pacientes bruxómanos, debido a la gran fuerza con que éste aprieta la boca, terminando así en la fractura o desgaste rápido de la restauración.

En el sector posterior de pacientes con alto índice cariogénico o actividad cariogénica, debido a que las resinas no tienen resistencia a la filtración o efecto anticariogénico.

No se emplean en restauración de cúspides, o en grandes cavidades que sobrepasen 1/3 de la anchura bucolingual del diente.^{1,4}

CONCLUSIONES

Como conclusión tenemos que en la odontología, siempre vamos a tener avances en los materiales que utilizamos, que a través del tiempo hemos ido evolucionando para mejorar las propiedades físicas y estéticas de los composites, con la finalidad de ofrecer un mejor resultado, tanto como funcional y estético a nuestros pacientes, que siempre tenemos que estar actualizándonos sobre las nuevas técnicas, los nuevos instrumentales y los nuevos componentes, para saber manipular y aplicarlos en nuestra práctica diaria.

Los mas mínimos detalles que se le han ido agregando a estos materiales en su estructura a través del tiempo han hecho de ellos un mejor material restaurador con todas esas propiedades, cada vez con más semejanza y adhesión al diente.

Siempre para facilitar el trabajo del odontólogo y sobre todo para darle un mejor tratamiento al paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barceló F, palma J. materiales dentales conocimientos básicos aplicados, 4 a, México: editorial trillas, 2015. Pág. 99- 125.
2. Nordase Rodríguez Mario. Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos. Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas. 1999 Pág. 1-14.
3. Cova N. Jose luis. Biomateriales dentales. Editorial AMOLCA. Madrid España 2004. Pág. 233-275.
4. BUONOCORE: ."A simple metod of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces" J.Dent.Res: 34: 849-53.
5. VAN MEERBECK et al.: (2001) Adhesives and Cements to promote preservation dentistry. Opero Dent. Suppl. 6,2001, 119-44.
6. VEGA DEL BARRIO J.M. (1996): Sistemas adhesivos en Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Ed. Avances.
7. BOWEN R.L: Dental Filling Material Comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. U.S. Patent. Nov. 1962.
8. NORMA 27 ADA.
9. ISO 4049: 2000 dentistry – Polimer-based filling, restorative and luting materials.
- 10.LED: Luz Emitida por diodos para la fotopolimerización de resinas compuestas usadas en Odontología. Dr. Miguel Ángel Saravia Rojas. Sección de Operatoria Dental y Materiales Dentales. Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima – Perú. 2004.
- 11.Albers, H. Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales. Primera edición. Labor. Barcelona. (1.988); p. 21-25.

12. Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
13. Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas directas en dientes posteriores. Ed. Artes Médicas. São Paulo. Brasil, (2001).
14. Schmiidsedeir J. Atlas de Odontología Estética. Edición Española. Ed. Masson. Barcelona, (1999).