



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DEL ENTRECruzAMIENTO DE USO DE
ADHESIVOS DE SILORANOS Y DIACRILATOS EN LA
ADHESIÓN DE RESINAS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

INGRID SUSANA AGUIRRE RODRÍGUEZ

TUTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA



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.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por permitirme este gran logro.

A mi papá por estar con nosotras, por enseñarme, por darme las bases de todo lo que soy y he conseguido, por ser un gran Hombre.

A mi hermana Denise por estar en todo momento a mi lado, por guiarme y apoyarme, por ser siempre tan fuerte en todo momento, por estar en mi vida.

A mi hermana Lety por existir y brindarme la fuerza y el cariño que necesito para estar aquí y ahora.

A la UNAM y sus profesores, por todo lo que me enseñaron, con buenas o malas experiencias.

Al Maestro Jorge Guerrero por ayudarme a conseguir esta meta.

INDICE

| | |
|--|----|
| INTRODUCCION..... | 01 |
| ANTECEDENTES..... | 03 |
| RESINAS COMPUESTAS..... | 05 |
| Composición de las Resinas Compuestas..... | 06 |
| Clasificación de las Resinas Compuestas..... | 11 |
| ADHESIVOS..... | 15 |
| Los fosfatos..... | 17 |
| Los oxalatos..... | 19 |
| El sistema GLUMA..... | 20 |
| La capa hibrida..... | 20 |
| Los primeros acuosos..... | 21 |
| Hibridación de tejidos duros..... | 21 |
| SILORANOS..... | 23 |
| Química del Sistema de Resina..... | 24 |
| Polimerización de Apertura de anillo..... | 24 |
| Sistema Iniciador..... | 25 |
| Tecnología del Relleno..... | 26 |
| Sistema de Adhesión para Filtek P90..... | 26 |
| Sistema de Primer auto-grabador para Filtek P90..... | 27 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... | 30 |
| JUSTIFICACION | 30 |

| | |
|-------------------------------|----|
| OBJETIVO GENERAL..... | 31 |
| Específicos..... | 31 |
| HIPÓTESIS..... | 32 |
| METODOLOGÍA..... | 33 |
| Criterios de inclusión..... | 33 |
| Criterios de exclusión..... | 33 |
| Criterios de eliminación..... | 33 |
| MATERIAL Y EQUIPO..... | 34 |
| MUESTREO..... | 35 |
| METÓDO..... | 35 |
| RESULTADOS..... | 44 |
| CONCLUSIONES..... | 45 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | 46 |

INTRODUCCION

Desde que aparecieron en el mercado las resinas compuestas, han sufrido numerosas modificaciones, tanto en su relleno como en su matriz orgánica, con la finalidad de mejorar todas sus propiedades. Los monómeros que intervienen en la parte orgánica son variados y tienen cada uno de ellos diferentes propiedades intrínsecas que, al ser combinadas, le aportan a la resina compuesta las propiedades finales. Es así que en la actualidad una resina compuesta tiene en su fase orgánica una combinación de diferentes monómeros, tales como UDMA (dimetacrilato de uretano), TEGDMA (trietilenglicol-dimetacrilato), Bis-GMA (bisfenol-a metacrilato de glicidilo), etc. Algunos de estos monómeros le aportan elasticidad; otros, más rigidez; otros favorecen una polimerización más rápida, etc.

Sin embargo, lo que sí tienen en común todos estos monómeros es su forma de polimerización. Todos ellos son activados por una amina fotosensible y se polimerizan abriendo las dobles ligaduras de los carbonos, formando, cadenas cruzadas y da como resultado una contracción volumétrica que se conoce como contracción de polimerización y que es de aproximadamente un 3% o más, dependiendo del volumen de la masa.

Algunos intentos han surgido dentro de esta gama de polímeros tendientes a minimizar los efectos no deseados de esta contracción, así como diferentes técnicas de restauraciones.

Para evitar la influencia de la contracción de polimerización, se ha desarrollado otra variedad de monómeros con una concepción y estructura polimérica diferentes en base a oxiranos y siloxanos.

Este tipo de monómero se conoce comercialmente como Sylorano (de sumar SYLOxano + oxiRANO) y se polimeriza por apertura de anillos.

Lo diferente en estos monómeros es que no hay un acortamiento de la cadena polimérica; esto significa, a nivel volumétrico, que habrá menos contracción de polimerización (en el orden del 1%), con los beneficios que esto conlleva respecto de la integridad marginal de la restauración.

Evidentemente, este cambio en la constitución de la fase orgánica necesita también de un cambio de la química del adhesivo, ya que éste debe ser compatible con el material de obturación; por ello el adhesivo también estará basado en syloranos.

El presente trabajo tiene como objetivo verificar los valores de adhesión entre resinas y adhesivos con matrices diferentes, como son a base de syloranos (P90), a base de Diacrilatos (SINGLE BOND), en la unión de resinas.

ANTECEDENTES HISTORICOS

Históricamente los silicatos fueron los primeros productos utilizados como materiales para restauraciones estéticas directas, seguidos por las resinas acrílicas, por las resinas compuestas y los selladores, y por último los ionómeros de vidrio. Los silicatos aparecieron en 1871, se preparaban a partir de una base de polvo de silicato, que incluía vidrio de alúmina-silice, y un líquido de ácido fosfórico. Los vidrios grabados eran unidos con una matriz de gel que era muy sensible a la humedad y se volvía muy soluble en los líquidos bucales. La principal ventaja de los silicatos consistía en que el fundente de los vidrios liberaba fluoruro de forma lenta pero continua, con el consiguiente efecto anticariogénico. La respuesta biológica a los silicatos era poco favorable, y había que proteger la pulpa para limitar la respuesta inflamatoria. Eran frecuentes los fracasos clínicos, debidos generalmente a la disolución de los líquidos bucales, la pérdida de translucidez, el agrietamiento superficial y la falta de unas propiedades mecánicas adecuadas. Estos inconvenientes llevaron al abandono de estos materiales.

Las resinas acrílicas para restauraciones estéticas eran polímeros de bajo peso molecular, sin relleno, y carecían del refuerzo que proporcionan las partículas de relleno cerámico que se emplean en las resinas compuestas. Las restauraciones acrílicas eran menos propensas a las fracturas, menos solubles en los líquidos bucales y de color más estable que los silicatos. Los polímeros acrílicos no eran muy resistentes a la abrasión, pero se podían proceder a su aumento según se iban desgastando.

El color inicial de una restauración de resina era parecido al del diente y se podían utilizar numerosos tonos para mejorar la caracterización. El fracaso clínico precoz de estos materiales se debía a inestabilidad dimensional. La

gran concentración de polimerización y los importantes cambios dimensionales por efecto de la temperatura, daban lugar a la formación de resquicios interfaciales a lo largo de los márgenes de las restauraciones. Los líquidos bucales penetraban en esos resquicios, provocando manchas antiestéticas y recidivas cariosas frecuentes. (1)

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen 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 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).

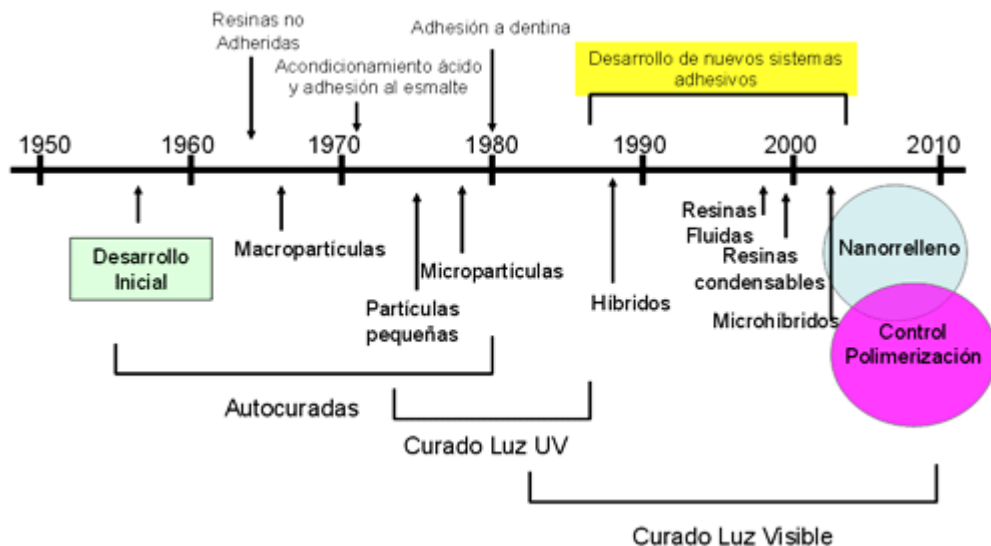


Fig. 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. (Adaptado de Bayne S. 2005)

RESINAS COMPUESTAS

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

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.

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⁾

COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son:

1. Matriz: Material de resina plástica que forma una fase continua.
2. Relleno: Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
3. Agente de conexión o acoplamiento, que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).
4. Sistema activador - iniciador de la polimerización
5. Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.
6. Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo. (Fig. 2)



Fig. 2. Componentes fundamentales de las resinas compuestas. Esquema general donde puede verse la matriz de resina, las partículas de relleno y el agente de conexión.

Matriz

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 peso molecular mayor, 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, es pegajoso 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. ⁽¹⁾

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de ésta en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA 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 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. (11)

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 lineal térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión, a la abrasión, y aumenta el módulo de elasticidad (Rigidez). (10)

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 . (10)

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 (rigidez) 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. ⁽⁶⁾

Agente de conexión o de acoplamiento

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, se mostró 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 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. (Fig. 3) ⁽¹⁰⁾

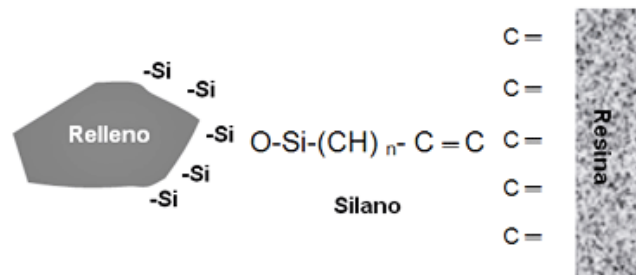


Fig. 3. Agente de Conexión Silano.

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. ⁽¹⁰⁾

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, 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 benzofl). 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. ⁽¹⁰⁾

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de diferentes formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Esta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas de 0.1 a 100mm), microrelleno (partículas de 0.04 mm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños). Fig. 4.

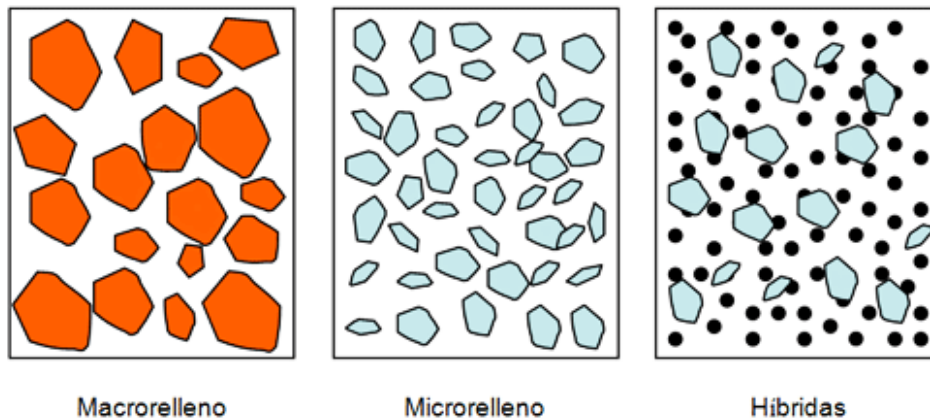


Fig. 4. Clasificación de las resinas compuestas de Lutz y Phillips. (1983)

Otro sistema de clasificación fue el ideado por Willems y col., el cual a pesar de ser más complejo, aporta más información sobre diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje del relleno inorgánico (en volumen), el tamaño de las partículas, la rugosidad superficial y la resistencia compresiva. Fig. 5. (1)

| Tipos de Resina Compuesta | Relleno |
|---|--|
| Densificados - De relleno medio <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ultrafinos ▪ Finos - De relleno compacto >60% en volumen <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ultrafinos ▪ Finos | < 60% en volumen Partículas < 3 μm Partículas > 3 μm > 60% en volumen Partículas < 3 μm Partículas > 3 μm |
| Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos | Tamaño medio de las partículas = 0,04 μm |
| Mixtos | Mezcla de resinas densificados y microfinos |
| Tradicional | Equivalentes a las llamadas resinas de macrorelleno en otras clasificaciones |
| Reforzados con fibras | Resinas de uso de laboratorio – industrial. |

Fig. 5. Clasificación de las Resinas Compuestas (Adaptado de Willems y Col. 1992)

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales:

Resinas de macrorelleno o convencionales:

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm . Este tipo de resinas fue muy utilizada, 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, propiciado 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. 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.

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, confiriendo 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.^(1, 10)

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 μm , 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

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.

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. Fig. 6, 7.^(1, 10)

Fig. 6 Esquema de la tecnología del nanorelleno. A) Partículas nanométricas, B) Partículas nanoclusters, C) Partículas híbridas. TPP: Tamaño promedio de las partículas.

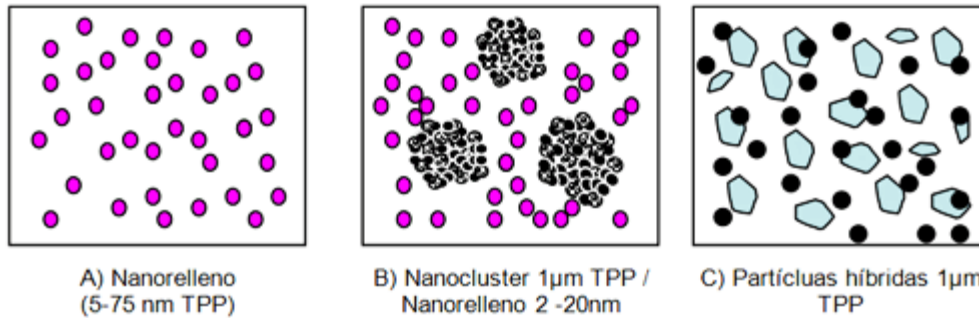
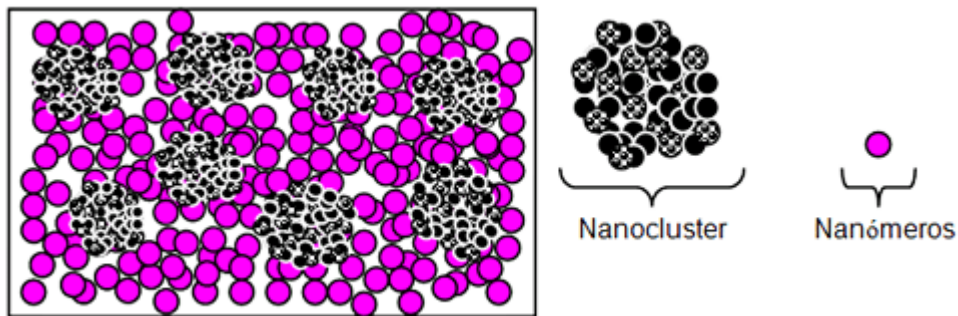


Fig. 7. Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.



ADHESIVOS

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 Esquema de la tecnología del nanorelleno. A) Partículas nanométricas, B) Partículas nanoclusters, C) Partículas híbridas. TPP: Tamaño promedio de las partículas.

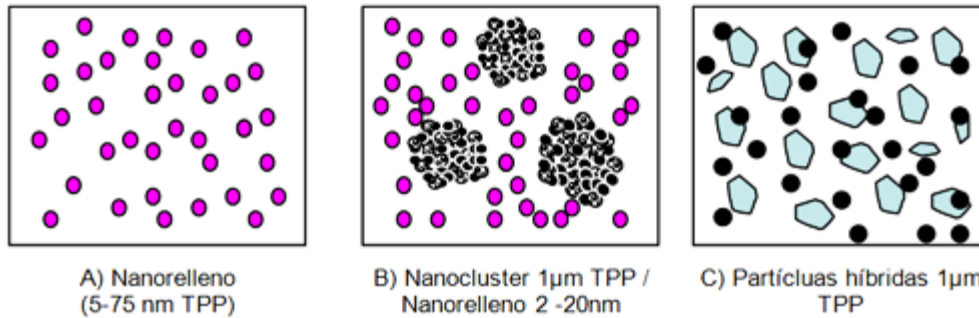
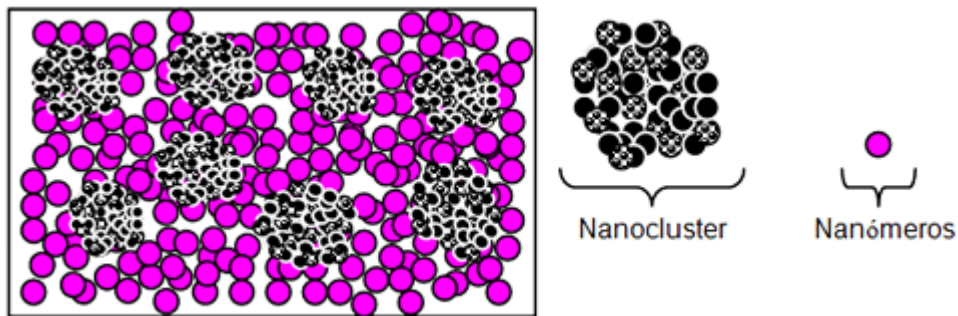


Fig. 7. Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.



ADHESIVOS

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.

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

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, 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, con lo que se 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.⁽⁹⁾

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.

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 humectación,

cristalizando en forma seca, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta.

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 presento 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). (9)

En la década de los 80 tiene lugar una explosión de adhesivos dentinarios de diferentes composiciones químicas:

1.- 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 de 3M, es un esterfosfato del Bis-GMA que se presentaba en dos componentes: la resina hidrofóbica formada por Diclorofosfato de Bis-GMA 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 lodo de dentina. Se pensaba que los grupos fosfatos podían crear una unión química a la dentina, gracias al calcio del lodo dentinario. ⁽⁹⁾

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. Son nombres comerciales pertenecientes a este grupo: Bondlite (Kerr), Universal Bond (Caulk), Dentin Bonding agent (J&J), Synter Bond (Teledyne Getz), creation Bond (Dent Mat).

La aparición rápida de diversos sistemas a base de fosfatos sin que diera tiempo a comprobar su eficacia, condicionó la introducción de nuevos adhesivos sin probar, escapándose de las pruebas previas, apoyándose en el Norma 512 sobre "Drogas y Alimentos", donde lo que requiere es probar su eficacia. El fracaso acontecía por disociación del fosfato, separación del lodo dentinario y pérdida de la unión a dentina, presentando como consecuencia la microfiltración entre la resina compuesta 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%.

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. ⁽⁹⁾

2.- Oxalatos

Desde 1965, pero principalmente desarrollados en la década de los ochenta. Bowen y Cobb trabajaron 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.

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%, ácido 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 lodo dentinario para que la resina pudiera fluir por los túbulos dentinarios. Su comportamiento clínico era variable, según el tipo de estudio a realizase.

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

3.- 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 imprimaba 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. ⁽⁹⁾

4.- La 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.

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 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".

Para conseguir la hibridación, los pasos que recomienda Nakabayashi son el grabado de la dentina con una solución de ácido cítrico al 10%, que elimina el lodo dentinario 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. ⁽¹¹⁾

5.- 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, Ácido Nítrico, polixidina, etc.) que limpia la interfase dental y usualmente retiran el lodo 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 lodo dentinario, proveen retención micromecánica de la superficie dentinaria y provee de unión química, lo que mejora el potencial de interacción química entre el lodo alterado y la superficie de la dentina. El adhesivo, como resina hidrofóbica sería el tercer elemento.

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. ⁽⁹⁾

6.- 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 ácido 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 ácido Maléico o con ácido fosfórico para luego imprimir y colocar la resina. Syntac y Denthesive 11 acondicionan por separado el esmalte de la dentina.

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 generacionales y fundamentar la clasificación según su forma de uso. Así podemos hablar de adhesivos dentinarios de uno, 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. ⁽¹¹⁾

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.

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 presentar 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 muy 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 flúor, poseen una capacidad de unión parecida a la de los adhesivos autograbantes suaves, altamente compatibles con las estructuras vivas y con materiales entre sí. Se encuentran en las últimas

décadas en constante desarrollo en relación a poseer características propias de las resinas compuestas. (9)

SYLORANOS

Otra alternativa es el SYLORANO, el cual es una resina experimental de naturaleza hidrofóbica de 3M ESPE, la cual deriva de la combinación de los componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos). La estructura del siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al sylorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena. (7)

Hay que destacar que la red de los syloranos se crea debido a la polimerización catiónica (o inducida por un catión), es decir, un proceso de polimerización por apertura de anillos de los oxiranos. Esta polimerización empieza cuando un catión ácido abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (un carbocatión). El anillo de oxirano abierto forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales. En la polimerización por apertura de anillo ocurre con una contracción muy baja, mostrando valores de contracción menores al 1%. Esta baja contracción representa una ventaja clínica en relación a la formación de brechas marginales que conllevarían a la microfiltración. (5)

Igualmente, los syloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato y los resultados toxicológicos en general sugieren que los syloranos son biocompatibles. (8)

Química del Sistema de Resina

El desarrollo de las resinas restauradoras dentales comenzó a finales de los años 1940. Desde entonces muchos de los desarrollos tecnológicos han mejorado significativamente el desempeño clínico de los compuestos de resina dentales. Sin embargo, la base química común para todas las resinas restauradoras siguió siendo la polimerización radical de los metacrilatos o diacrilatos. La baja contracción del restaurador Filtek P90 se basa en la nueva química del sylorano de apertura de anillo.

Los syloranos son una clase totalmente nueva de compuestos para uso en odontología.

Los siloxanos son bien conocidos en las aplicaciones industriales por su hidrofobicidad. Al incorporar los siloxanos en la resina sylorano dental, esta propiedad fue transferida a la resina Filtek P90.

Los oxiranos han sido utilizados durante mucho tiempo en muchos campos técnicos, especialmente donde fuerzas altas y un ambiente físico exigente son esperados. Los polímeros oxiranos son conocidos por su baja contracción y la excelente estabilidad hacia muchas fuerzas e influencias físicas y químico-físicas.

La combinación de los dos bloques de construcción química de siloxanos y oxiranos proporciona la base sylorano biocompatible, hidrofóbica y de baja contracción del Filtek P90 Restaurador Posterior de Baja Contracción. Esta novedosa matriz de resina representa la principal diferencia del restaurador Filtek P90 comparado con los metacrilatos convencionales. Además, el sistema de iniciación y relleno fueron adaptados con el fin de proporcionar el mejor desempeño de la nueva tecnología. (3)

Polimerización de Apertura de Anillo

El proceso de polimerización del restaurador Filtek P90 ocurre a través de una reacción de apertura de anillo catiónica que resulta en una menor contracción de polimerización, comparado con las resinas basadas en

metacrilato que se polimerizan a través de una reacción de adición de sus enlaces dobles. (5)

El paso de apertura de anillo en la polimerización de la resina sylorano reduce significativamente la cantidad de contracción de polimerización que ocurre en el proceso de curado. Durante el proceso de polimerización, las moléculas tienen que aproximarse a sus “vecinas” para formar enlaces químicos. Este proceso resulta en una pérdida de volumen, denominada contracción de polimerización. En contraste a los grupos de reacción lineal de los metacrilatos, la química de apertura de anillo de los syloranos se inicia con la división y apertura de los sistemas de anillo. Este proceso gana espacio y contrarresta la pérdida de volumen que ocurre en el paso subsecuente, cuando los enlaces químicos son formados. En total, el proceso de polimerización de apertura de anillo produce una contracción volumétrica reducida.

La tecnología sylorano fue desarrollada para minimizar la contracción, y también está predestinada para el desarrollo de tensiones bajas. Más aún, la cinética de la iniciación y polimerización de la resina Filtek P90 fueron optimizadas para proporcionar una tensión de polimerización muy baja. (6)

Sistema Iniciador

Un componente del sistema de iniciación es la canforoquinona, la cual tiene el mismo espectro de luz de las fuentes de luz de polimerización dentales convencionales. 3M™ ESPE™ Filtek™ P90 Restaurador Posterior de Baja Contracción puede ser curado con luz halógena, como también con dispositivos LED.

Componentes adicionales del sistema de iniciación son las sales iodonio y donantes de electrones, los cuales generan las especies catiónicas reactivas que inician el proceso de polimerización de apertura de anillo.

El sistema de iniciación del restaurador (Sylorano) fue adaptado para que la cinética de polimerización resultante conlleve a una tensión de polimerización minimizada.

Sin embargo, el comportamiento umbral del sistema iniciador del restaurador requiere un tiempo de curado mínimo de 20 segundos, que no puede ser compensado por intensidades más altas. Fuentes de luz de intensidad muy alta como las lámparas de arco de plasma y láser no permiten tiempos de curado lo suficientemente largos debido al calentamiento del diente. Por lo tanto, las lámparas de arco de plasma, láser y otras fuentes de luz con intensidades muy altas están contraindicadas para ser utilizadas con el material restaurador (sylvorano). (3)

Tecnología del Relleno

El sylorano es relleno con una combinación de partículas de cuarzo fino y fluoruro de itrio radiopaco. Desde el punto de vista de relleno, el restaurador debe ser clasificado como una resina microhíbrida. La superficie de cuarzo es modificada con una capa de silano que fue adaptada específicamente a la tecnología sylorano con el fin de proporcionar la interfaz de relleno apropiada a la resina para excelentes propiedades mecánicas a largo plazo.

Sistema Adhesivo para Sylvorano

Recientemente, los adhesivos auto-grabadores han aumentado en popularidad entre los odontólogos. Su éxito se basó principalmente en su facilidad de uso, sensibilidad a una técnica simple y capacidad de reducir la sensibilidad postoperatoria si se compara con los adhesivos de grabado total. El Sistema de Primer Auto-grabador y Adhesivo para sylorano es un nuevo miembro de la familia 3M ESPE de materiales de adhesión de auto-grabado exitoso. El Sistema Adhesivo para Sylvorano ha sido diseñado especialmente para proporcionar una adhesión fuerte y duradera al esmalte y dentina,

proporcionando la base de una excelente integridad marginal de las restauraciones.

La polimerización del sistema de resina involucra diferentes mecanismos químicos de las resinas basadas en metacrilato convencionales. Desde el punto de vista científico, es obvio que un nuevo adhesivo es necesario. Los adhesivos disponibles actualmente en el mercado han sido desarrollados para los materiales de metacrilato tradicionales y, por lo tanto, conllevarán a resultados insuficientes en combinación con el restaurador de Sylorano.

Debido a su columna vertebral de siloxano, la resina Sylorano es más hidrofóbica que las resinas de metacrilato convencionales, de modo que resulta en una captación de agua reducida y fenómenos relacionados. Esto significa que este adhesivo tiene que ocupar una mayor diferencia entre el sustrato dental hidrofílico y el material sylorano hidrofóbico si se compara con los materiales de metacrilato convencionales. Por lo tanto, el Sistema Adhesivo para Sylorano ha sido diseñado como un adhesivo de dos pasos:

El Sistema de Primer Auto-Grabador es más bien hidrofílico, y garantiza una adhesión fuerte y durable.

El Sistema Adhesivo es optimizado para humedecerse y adherirse al restaurador posterior hidrofóbico.⁽²⁾

Sistema de Primer Auto-Grabador para sylorano

En principio, la auto-adhesión es generada por monómeros ácidos que graban los sustratos dentales y de esta manera crean un patrón de retención para el entrelazado micromecánico del adhesivo curado con el diente. Más aún, ellos proporcionan una adhesión química a la hidroxiapatita que contiene calcio del tejido mineralizado. La mayoría de los adhesivos de auto-grabado de hoy en día contienen metacrilatos fosforilados como monómeros ácidos; algunos contienen monómeros funcionalizados de ácido carboxílico, o una combinación de ambos.

El Sistema de Primer Auto-Grabador contiene metacrilatos fosforilados con su funcionalidad de ácido carboxílico utilizado en muchos ionómeros de vidrio modificados con resina y adhesivos para la unión al esmalte y dentina. Más aún, los co-monómeros como Bis-GMA y HEMA, tienen un sistema solvente que consiste de agua y etanol para humedecer y penetrar los sustratos dentales, y un sistema de fotoiniciador basado en canforoquinona para una polimerización profunda y rápida son incluidos. Un relleno de sílice tratado con silano con un tamaño de partícula primario de aproximadamente 7 nm para mejorar la resistencia mecánica y propiedades formadoras de película del Sistema de Primer Auto-Grabador. Este relleno está disperso de forma fina con el fin de prevenir la sedimentación.

Atención especial se ha dedicado para proporcionar una formulación estable que combina los monómeros ácidos y el sistema solvente de agua/etanol. Se requiere refrigeración con el fin de impedir la pérdida de etanol o agua por evaporación.

Con un pH de aproximadamente 2.7, el Sistema de Primer Auto-Grabador proporciona un grabado y desmineralización leve de la estructura dental, aún así una adhesión fuerte y durable a través de su patrón de nanograbado, como también una adhesión química a la hidroxiapatita. ⁽²⁾

El Sistema Adhesivo para Sylorano también se basa en la química de metacrilato. Como un principal componente, contiene un monómero bifuncional hidrofóbico con el fin de asemejarse a la resina Sylorano hidrofóbica. Un resultado inmediato de esta característica es la fácil adaptación del material Restaurador Posterior de Baja Contracción en el Sistema Adhesivo. Otros componentes incluyen los monómeros ácidos que inician el curado catiónico de apertura de anillo del restaurador, de esta forma proporcionando la adhesión química al Sylorano. El sistema fotoiniciador se basa en la canforoquinona. El Sistema Adhesivo contiene un relleno de sílice tratado con silano que no sólo mejora la resistencia

mecánica del material, sino también permite propiedades de viscosidad ajustadas cuidadosamente. El Sistema Adhesivo puede parecer muy viscoso a primera vista – se tendrá que dar unos pequeños golpes para que llegue a la punta del frasco para poderlo dispensar. Sin embargo, una vez que se aplique con el pincel o adelgace con aire, la viscosidad disminuye y puede ser esparcido como una película uniforme y pareja. Este fenómeno es llamado adelgazamiento. El grosor del Sistema Adhesivo, la película resultante está en el rango de otros adhesivos de auto-grabado de dos pasos, a pesar de la viscosidad más alta aparente. (2)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Hoy en día, con el afán de mejorar las características físicas, estéticas y mecánicas de las resinas compuestas, se les han creado infinidad de modificaciones; y así como evolucionan las resinas, deberán cambiar los sistemas de adhesión.

Los fabricantes no se preocupan por vender a la par, la cantidad ideal de adhesivo para la cantidad de resina que adquirimos. Por lo que nos vemos en la necesidad de comprar por separado algún otro tipo de sistema de adhesión, tal vez, uno que sea más novedoso que el que nos vendieron inicialmente, sin considerar, en muchas ocasiones que contienen diferente matriz.

Por lo que ¿tendrán la misma fuerza de adhesión, el entrecruzamiento de resina y adhesivo, con matriz diferente, que con igual matriz?

JUSTIFICACION

Por lo anterior, nuestro fin es comparar los valores de adhesión del entrecruzamiento de adhesivos de syloranos (P90) y diacrilicos (SINGLE BOND), en la unión de resinas.

OBJETIVO GENERAL

Valorar la fuerza de adhesión entre resinas y adhesivos con matrices diferentes, como son a base de syloranos (P90), a base de Diacrilatos (SINGLE BOND), en la unión de resinas.

Objetivos específicos:

- Valorar la fuerza de adhesión entre el adhesivo SINGLE BOND y la resina compuesta Filtek Z350.
- Valorar la fuerza de adhesión entre el adhesivo P90 System adhesive y resina compuesta Filtek P90.
- Valorar la fuerza de adhesión entre el adhesivo SINGLE BOND y la resina compuesta Filtek P90.
- Valorar la fuerza de adhesión entre el adhesivo P90 System adhesive y la resina compuesta Filtek Z350.
- Comparar los resultados de las mezclas de los grupos arriba mencionados.

HIPOTESIS

La fuerza de adhesión de adhesivos en dientes es mayor si la naturaleza química es la misma.

METODOLOGÍA

Criterios de Inclusión

- Dientes humanos extraídos, hidratados.
- Dentina y esmalte sin caries.

Criterios de exclusión

- Dientes que al ser preparados para la muestra, no cumplan con un área de 2mm x 2mm, en 2 de sus caras.
- Todos aquellos que no cumplan con los criterios de inclusión.

Criterios de eliminación

- Los que causan sesgo al estudio.

MATERIAL Y EQUIPO

- 20 Dientes extraídos hidratados.
- Loseta de vidrio
- Anillos de metal
- Vaselina
- Acrílico azul y verde
- Frasco de vidrio
- Espátula de metal
- Recortadora
- Lijas de agua de 100 y
- Resina Filtek Z350 3M ESPE
- Acido grabador
- SINGLE BOND 3M ESPE
- Resina Filtek P90 3M ESPE
- P90 System Adhesive
- Kit para resinas
- Lámpara de fotocurado LED Elipar™ Free Light™ II, 3M ESPE con longitud de onda 430-480 nm.
- Vernier digital
- Estufa de temperatura controlada
- INSTRON Modelo 5567

MUESTREO

Se realizaron cuatro grupos con 10 muestras cada uno, para que el total fuera de 40 muestras que se describen en el siguiente cuadro:

| | |
|---|---|
| 10 muestras de Resina de Sylorano + Adhesivo de Sylorano | 10 muestras de Resina de Sylorano + Adhesivo Diacrílico |
| 10 muestras de Resina de Diacrílico + Adhesivo de Diacrílico | 10 muestras de Resina de Diacrílico + Adhesivo de Sylorano |

METÓDO

PREPARACIÓN DE MUESTRAS

Para llevar a cabo nuestra prueba, fue necesario preparar los dientes dentro de una base de acrílico, de la siguiente manera:

Se impregnó vaselina la loseta de vidrio y los anillos de metal por la parte interna y se colocaron dentro de los anillos los dientes con la cara vestibular o palatina/lingual hacia arriba. Fig. 8.



Fig. 8. Dientes dentro de los anillos colocados con la cara vestibular hacia arriba.

Se preparo acrílico autopolimerizable en un frasco y se vertió sobre los dientes dejando las caras vestibulares expuestas. Figs. 9,10.

Así se realizó en los 20 dientes, 10 con acrílico verde y 10 con acrílico azul.



Fig. 9 y 10. Se vertió acrílico sobre los dientes, dejando la cara vestibular expuesta.

Una vez polimerizado el acrílico, se desgasta en el pulidor metalográfico, hasta obtener una exposición de dentina con un área de 4 mm² por ambas caras. Figs. 11, 12.



Fig. 11 y 12. Se desgasta el acrílico en el pulidor metalográfico, hasta obtener el área requerida.

Una vez terminado este proceso, se colocó la resina según las indicaciones del fabricante, de la siguiente forma:

GRUPO A

RESINA Z350 Y ADHESIVO SINGLE BOND

Se grabo la superficie del diente por 10 segundos. Y se lavo con abundante agua. Figs. 13 y 14.

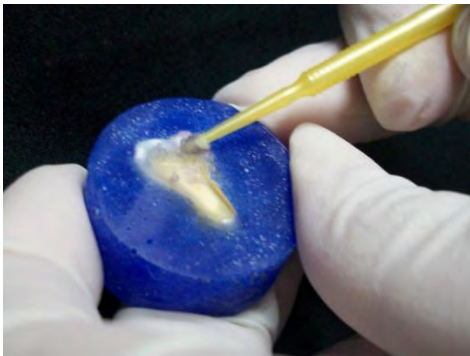
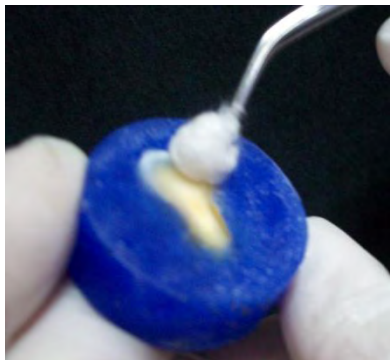


Fig. 13 y 14. Se coloca ácido grabador sobre la superficie del diente, se lava con abundante agua.



Se elimino el exceso de humedad con algodón (fig. 15), y se coloco el adhesivo SINGLE BOND II de la siguiente forma:

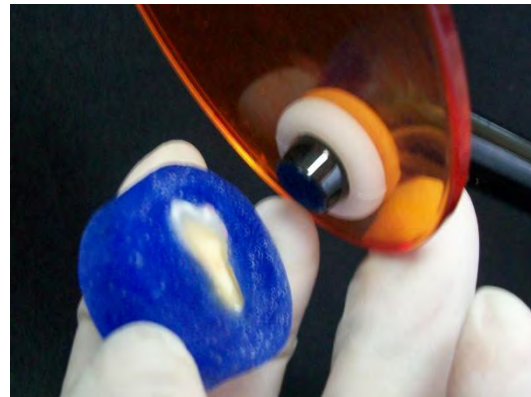
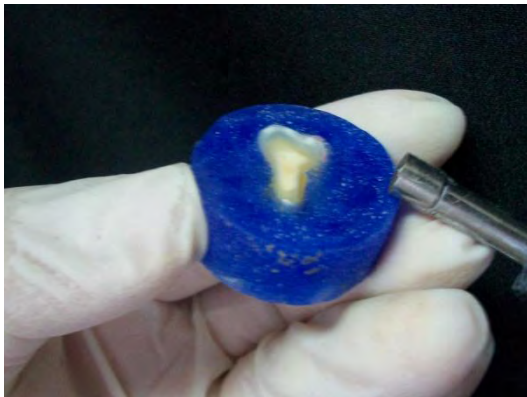
Fig. 15. Se seca por completo la superficie dental con algodón.

Se tomo con un microbrush una gota del adhesivo y se froto durante 10 segundos sobre la superficie previamente grabada. Se llevo a cabo este procedimiento 2 veces más. Figs. 16 y 17.



Figs. 16 y 17. Se toma una gota de adhesivo SINGLE BOND y se frota por 10 segundos sobre el diente.

Se aplico aire, de forma indirecta por 5 segundos y finalmente se fotopolimerizo por 10 segundos con una lámpara de LED (Elipar Free Ligth II 3M ESPE). Figs. 18 y 19.



Figs. 18 y 19. Se aplica aire en forma indirecta y se fotopolimeriza el adhesivo por 10 segundos.

Se colocó el hacedor de muestras de silicona vinílica sobre el diente montado y se sostuvo con unas pinzas. Fig. 20.

Se llenó el orificio del hacedor de muestras con resina Z350. Fig. 21.



Figs. 20 y 21. Se fija el diente con las pinzas, para llenar el orificio del hacedor de muestras con resina Z350.

Se fotopolimerizó la resina por 20 segundos con la lámpara antes mencionada. Fig. 22.



Fig. 22. Se fotopolimeriza la resina Z350

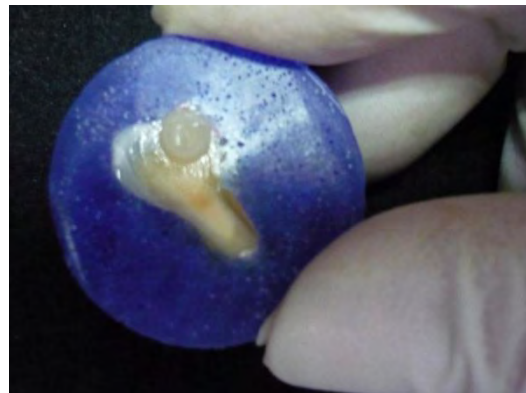


Fig. 23. Resina Z350 sobre el diente.



Fig. 24. Se realiza el mismo procedimiento en 10 caras vestibulares.

Una vez colocadas todas las resinas en los dientes, se dejaron por 24 horas en una estufa de temperatura controlada, a 37° C. Fig. 24.

Después de 24 horas de almacenamiento se realizó la prueba de fuerza de adhesión en una maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 a una velocidad de 1mm por minuto. Figs. 25 y 26.



Fig. 25. Prueba montada en la INSTRON.

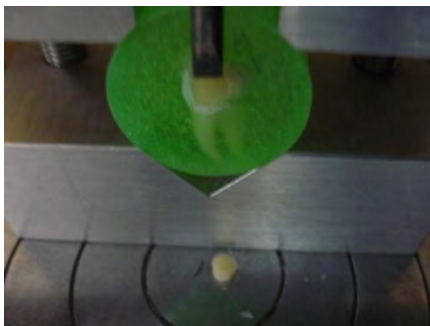


FIG. 26. Resina desprendida después de la prueba de fuerza de adhesión.

GRUPO B

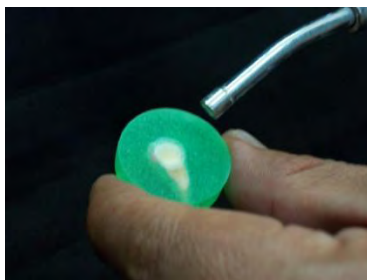
RESINA P90 Y ADHESIVO SILORANO

Se tomo con un microbrush una gota del PRIMER y se froto la dentina del diete desgastado durante 15 segundos. Fig. 27.



Fig. 26. Se coloca PRIMER sobre el diente.

Se aplico aire de forma indirecta por 5 segundos y se fotopolimerizó por 10 segundos con una lámpara de LED (Elipar Free Ligth II 3M ESPE). Figs. 28, 29.



Figso 28 y 29. Se aplica aire en forma indirecta y se fotopolimeriza.

Se coloco una capa delgada de BOND, se aplico aire de forma indirecta por 5 segundos y finalmente se fotopolimerizo por 10 segundos con la lámpara antes mencionada. Fig. 30.



Fig. 30. Se coloca una capa de BOND.

Se colocó un hacedor de muestras de silicona vinilica sobre el diente montado y se sostuvo con unas pinzas. Fig. 19.

Se llenó el orificio del hacedor de muestras con resina P90. Fig. 31.



Figs. 31. Se coloca resina P90 sobre el diente.

Una vez colocadas todas las resinas en los dientes, se dejan por 24 horas en una estufa de temperatura controlada, a 37° C. Fig. 23.

Después de 24 horas de almacenamiento se realiza la prueba de fuerza de adhesión en una máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 a una velocidad de 1mm por minuto. Figs. 24 y 25.

GRUPO C

RESINA P90 Y ADHESIVO SINGLE BOND

Para este grupo, el procedimiento en la colocación de adhesivo es el mismo que en el grupo A, y el mismo procedimiento del grupo B para colocar la resina.

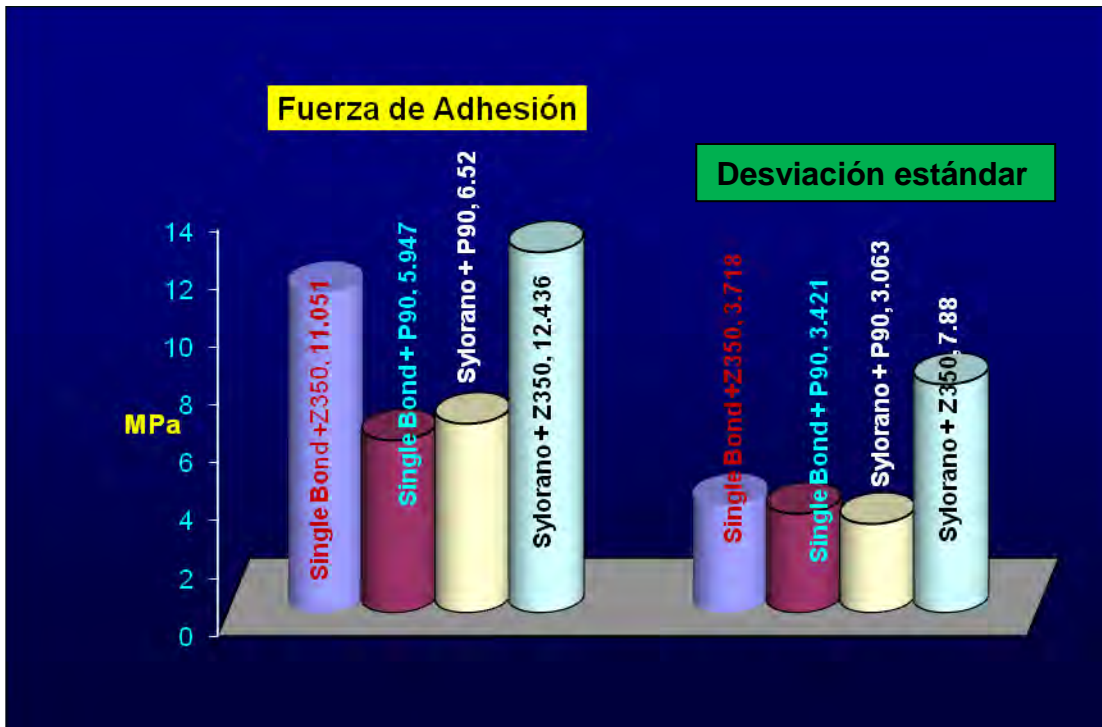
GRUPO D

RESINA Z350 Y ADHESIVO SYLORANO

Para este grupo, el procedimiento en la colocación de adhesivo es el mismo que en el grupo B, y el mismo procedimiento del grupo A para colocar la resina.

RESULTADOS

Como se indica en la gráfica, el grupo que tuvo la mayor fuerza de adhesión es el grupo de Sylorano + Resina Z350, que tuvo una media de 12.436, con una Desviación estándar de 7.88, con una $P= 0.032$, teniendo diferencias significativas arrojadas con la prueba de Tukey a una $P<0.05$ con SINGLE BOND + P90, seguido del grupo de SINGLE BOND + Z350, en una media de 11.051 y una Desviación estándar de 3.718, con una $P=0.032$, sin tener diferencias con ningún grupo. El grupo que tuvo la resistencia más baja fue: SINGLE BOND + P90 con una media de 5.947, y una desviación estándar de 3.421, sin tener diferencias con ningún grupo.



CONCLUSIONES

En base al estudio realizado concluimos que la fuerza de adhesión entre el adhesivo P90 System adhesive y la resina compuesta Filtek Z350 (grupo D), fue la que obtuvo mejores resultados, la cual al ser comparada con la fuerza de adhesión entre el adhesivo SINGLE BOND y la resina compuesta Filtek Z350 (grupo A), siendo su matriz la misma, no hay variaciones significativas, por lo que en el primer caso, la fuerza de adhesión en dientes no es mayor si la naturaleza química es la misma.

Así mismo, podemos decir que la fuerza de adhesión entre el adhesivo P90 System adhesive y resina compuesta Filtek P90 (grupo B), tuvo baja adhesión aun siendo ambos productos de la misma naturaleza química. Lo podemos inferir es que la resina a base de sylorano no es altamente compatible con su grupo de adhesivos menos aún con un adhesivo con diferente naturaleza química.

Sin embargo, la resina Z350 presenta buena fuerza de adhesión aún al ser utilizada con el adhesivo a base de syloranos, entrecruzamiento que obtuvo los mejores resultados. Ya que, en este caso en particular, no necesariamente requerimos productos de igual naturaleza química, como los fabricantes lo mencionan, para una mejor adhesión al diente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Robert G. Craig, Harcourt Brace, Materiales de Odontología Restauradora, decimal Edición, 1998.
2. Filtek P90™ Restaurador Posterior de Baja Contracción, Sistema de Primer Auto-Grabador & Adhesivo para Filtek P90, 3M ESPE, 2007.
3. Filtek Sylorano™ Material restaurador para posteriores de baja contracción, 3M ESPE Productos Dentales, España 2007.
4. Annelies Van Ende, Jan De Munck, Atsushi Mine, Paul Lambrechts, Bart Van Meerbeek, Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface?, Dental Materials 26, 2010, págs. 215–222.
5. Tezvergil Mutluay, L.V.J. Lassila, P.K. Vallittu, Incremental layers bonding of silorane composite: The initial bonding properties, Journal of Dentistry 36, 2008, págs. 560 – 563.
6. Nicoleta Ilie, Reinhard Hickel, Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites, Dental Materials 25, 2009, págs. 810–819.
7. Wolfgang Weinmann, Christoph Thalacker, Rainer Guggenberger, Siloranés in dental composites, Dental Materials 21, 2005, págs. 68–74.
8. J. David Eicka, Shiva P. Kothaa, Cecil C. Chappelowb, Kathleen V. Kilwayc, Gregory J. Giesec, Alan G. Glarosd, Charles S. Pinzino, Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer, Dental Materials 23, 2007, págs. 1011–1017.
9. Camps Alemany 1, La evolución de la adhesión a dentina, Av Odontostomatol v.20 n.1 Madrid ene.-feb. 2004.
10. Rodríguez G. Douglas R., Pereira S., Natalie A., Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana - VOLUMEN 46 N° 3 / 2008.
11. Cabral Ricardo Juan, Mazzola Ignacio, Capacidad de penetración del adhesivo Adper-Silorano en dentina humana, RAOA / VOL. 97 / N° 1 ENERO / MARZO 2009.