



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SILORANO COMO MATERIAL RESTAURADOR DE
BAJA CONTRACCIÓN PARA EL SECTOR POSTERIOR.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

SILVIA AMAIRANI RAMÍREZ BECERRA

TUTORA: C.D. NEYLA GABRIELA PÉREZ ESCOBEDO

ASESORA: C.D. TALA AIDA JABER ZAGA



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.

DEDICATORIA

Dedico esta Tesina a mi hija Mildred.

Gracias a ti, mi pequeña princesa, primeramente que nada por haber llegado a mi vida en el momento indicado, por darme todo tu amor, por todos los momentos de felicidad que le das a mi vida. Gracias por la sonrisa que me regalaste cada día aún después de haber sacrificado tiempo que pude haber estado a tu lado. Por tu “Te Amo Mamá “cada noche antes de dormir, y cuando me dices “Eres la mejor mamita del mundo”.

Mi flaquita hermosa, simplemente eres mi razón de vivir, la luz que alumbró mi vida, quien cada mañana me da esas fuerzas de salir adelante. Discúlpame por todo el tiempo perdido, aquí esta resumido todo mi esfuerzo y mi sacrificio de no estar a tu lado en muchos momentos en los que me necesitaste, yo sé que valió la pena.

Qué más te puedo decir amor mío, más que te Amo y que eres la mejor bendición que Dios me ha dado, que agradezco el vivir ésta etapa de mi vida a tu lado, este trabajo es por ti y para ti amor.

I love you so much mi little Princess.♥

AGRADECIMIENTOS

Gracias primeramente a Dios, gracias Señor por haberme dado la oportunidad de vivir, me siento tan Bendecida que no tengo como agradecerte todo lo que has mandado a mi vida; yo sé que las batallas más grandes se las mandas a tus guerreros más fuertes y yo soy uno de ellos. Gracias Dios.

Gracias a mi esposo Guillermo, por haberme dado todo el apoyo , por todas las palabras de aliento cada día, por compartir tan buenos y malos momentos, por soportar mis cambios de humor, por adaptarte a mi ritmo de vida, simplemente no tengo como pagarte todo lo que has hecho por mi... Muchas Gracias.

A mis Padres, Elizabeth y Oscar , Gracias porque sé todo el sacrificio que hicieron para que yo llegara hasta donde estoy, porque sé que siempre he sido su hija rebelde, la contestona, la que no es conformista y siempre busca más allá de lo que tiene a su alcance, la que más dolores de cabeza les ha dado, quiero que se sientan orgullosos de mí, porque a pesar de todas las adversidades y de caer muchas veces, aquí estoy, su morenita, agradeciéndoles por todo lo que me dieron. La mariposa voló y vuela bien. LOS AMO.

A mis hermanos Oscar y Monse por haber sido parte de mi aprendizaje, por todo el cariño que me dan día a día, por los momentos felices que pasamos juntos, que estoy segura que vendrán más días de esos, los quiero mucho.



A mis tíos Lili y Gerardo, simplemente gracias, porque siempre han estado ahí cuando más los he necesitado, gracias por todo el apoyo, gracias por su tiempo dedicado, Los quiero.

A mi amiga Rubí, que puedo decir amiga, que estoy muy agradecida con Dios y la vida por ponernos en el mismo camino, gracias por todas las veces que no me dejaste caer, que estuviste ahí para darme tu mano y palabras de aliento para seguir adelante... Y ¿Qué crees? Sí se pudo amiga... Mi compañera de tan buenos momentos... mi hermana. Me siento bendecida por tenerte como amiga. Te quiero nena.

A mis grandes amigas Luz y Ale, con las cuales me encuentro muy agradecida por el tiempo compartido a lo largo de estos tres años. Dios me da tan grandes bendiciones que ustedes son una de ellas, por aquellos buenos momentos que hemos pasado juntas, risas, lágrimas, porque siempre han estado ahí cuando más he necesitado un abrazo y por muchas cosas más, Gracias.

A mi amigo Isaac, gracias flaco por todo lo vivido, esos buenos momentos que pasamos juntos, por esa buena vibra que siempre me transmitiste y por ser parte de mi vida. Te quiero flaquito.

A mis amigas Dani y Tania, quiero darles las gracias por todo el apoyo brindado, por las buenas anécdotas que hemos vivido juntas, gracias por todo chicas, que Dios siga llenando sus vidas de Bendiciones.

A mi tía Gaby, gracias por creer en mí, por el apoyo que siempre me has brindado. Te quiero tía.



A la Familia Patchen Segura:

Edgar y Laura, Gracias por el apoyo incondicional que siempre me han brindado, por tantos momentos que me han permitido estar a su lado y por considerarme parte de su familia, muchas gracias, por creer en mí y he aquí el resultado de todas las noches de desvelo, de todos los trabajos realizados con su apoyo, gracias por ser parte de mi Vida. Los quiero.

Laurette, Hermana, Amiga, Confidente, que te puedo decir me siento tan agradecida con Dios por ponerte en mi camino, te agradezco a ti, por abrirme las puertas de tu casa y sobre todo de tu familia. Por tantos malos y buenos momentos que hemos pasado juntas, más los que vendrán, por siempre llenar mi vida de risas y alegrías. Te Quiero.

Garyto y Raúl, gracias por todas las veces que me han hecho reír, que buenos momentos. Los quiero.

A Edgar Miranda por el apoyo incondicional que siempre me has brindado. Gracias.

A mis tíos Sandra y David, quienes han estado en los momentos indicados y en los que más los he necesitado, por todo su apoyo no sólo en el aspecto escolar, sino también en mi vida personal. Los quiero, Gracias.

A mi abuelita Juana, una guerrera, que me ha enseñado a no rendirme a pesar de todos los momentos duros que nos pone la vida, gracias por formar parte de mi aprendizaje, le doy gracias a Dios por permitirme tenerte a mi lado en este momento tan importante en mi vida. Te amo abuelita.



A mi Mamá Pin quien siempre ha estado ahí para darme buenos consejos y siempre estar a mi lado para guiarme. Gracias abuelita TE AMO.

A mi Papá Chuy, mi abuelita Otilia, mi abuelita Chabela, que desde el Cielo me han guiado para llegar hasta donde estoy, muchas gracias por sus consejos y enseñanzas. Vivirán en mi corazón por siempre.

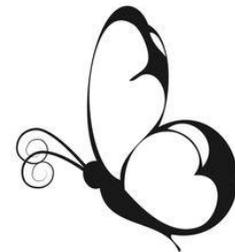
*A mis profesores, que fueron un punto importante a lo largo de mi carrera, en especial a la Esp. Blanca Estela Hernández Ramírez por todo los consejos y el apoyo brindado en estos últimos dos años, al Esp. Jesús Manuel Díaz de León Azuara quien desde que comencé a recorrer este camino estuvo conmigo para guiarme.
Gracias*

A las Doctoras Neyla Gabriela Pérez Escobedo y Tala Aida Jaber Zaga por todo el apoyo, dedicación y conocimiento brindado para la realización de este trabajo, su paciencia y tiempo. Gracias

*A mi segunda casa la **UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO** por la formación académica que me brindó. "Por mi raza Hablará el Espíritu"*

"Aquí estoy, vengo desde muy lejos, el camino fue negro, pero al fin ya triunfé. Me arrastré, viví todos los cambios, y aunque venía llorando, mis alas levanté, la oruga transformando su dolor en color"

Mariposa de Barrio





ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	9
ANTECEDENTES	10
1.RESINAS	10
1.1 Resinas Compuestas	12
1.2 Macrorelleno	13
1.3 Microrrelleno	13
1.4 Híbridas	14
1.5 Partícula Pequeña	15
1.6 Nanorelleno	15
2.COMPONENTES DE LA RESINA	17
2.1 Matriz Orgánica	17
2.2 Relleno Inorgánico	17
2.3 Agentes de Enlace	19
2.4 Sistema de Activación	20
2.5 Inhibidores de Polimerización	20
2.6 Polimerización	21
2.6.1 Activación química	21
2.6.2 Activación por luz	21
2.6.3 Fotopolimerización con luz visible	22
2.7 Lámparas de polimerización	23
2.8 Estabilizadores del color	24
3.CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LAS RESINAS	25
3.1 Primera Generación	25
3.2 Segunda Generación	25
3.3 Tercera Generación	26
3.4 Cuarta Generación	26
3.5 Quinta Generación	27
3.6 Sexta Generación	27
4.CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A LA NORMA	29
5.CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN	31



5.1	Factor C.....	31
5.2	Punto Gel.....	32
6.	ADHESIÓN	34
6.1	Adhesión Mecánica	34
6.2	Adhesión Química	34
6.3	Adhesión Física	35
7.	ADHESIVOS DENTINARIOS	36
7.1	Agentes de Unión	37
7.2	Imprimadores.....	37
7.3	Adhesivos de 1ª Generación	38
7.4	Adhesivos de 2ª Generación	38
7.5	Adhesivos de 3ª Generación	39
7.6	Adhesivos de 4ª Generación	39
7.7	Adhesivos de 5ª Generación	40
7.8	Adhesivos de 6ª Generación	40
7.9	Adhesivos de 7ª Generación	41
8.	SILORANO	42
8.1	Química del Sistema de Resina.....	43
8.2	Polimerización de Apertura de anillo	45
8.3	Sistema Iniciador	46
8.4	Tecnología de Relleno.....	47
8.5	Sistema Adhesivo	47
8.6	Contracción y tensión por polimerización	48
8.7	Ventajas y Desventajas	49
8.8	Indicaciones y Contraindicaciones.....	50
8.9	Tonos.....	50
8.10	Caso clínico presentado por 3M.....	50
	CONCLUSIONES	57
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
	REFERENCIAS DE IMÁGENES	59
	REFERENCIA DE TABLAS	59
	BIBLIOGRAFÍA	60



INTRODUCCIÓN

A principios del siglo pasado, nuevos materiales fueron introducidos en la Odontología, con el objetivo de devolver la función, y principalmente la estética de los órganos dentales para dar una apariencia más natural. La mayoría de estos materiales desaparecieron o han ido mejorando con el paso del tiempo, en virtud de la evolución de las investigaciones sobre los materiales dentales, complementadas con estudios clínicos.

En los últimos años la Odontología se ha encargado de la investigación, usos y variantes de materiales de restauración como lo son las resinas, con la finalidad de obtener mejores resultados al restaurar las cavidades de los órganos dentarios, específicamente en el sector posterior.

Estos materiales incluso están ganando aceptación como restauraciones de dientes posteriores en zonas con gran exposición a las fuerzas de la masticación, por lo que también se emplean como selladores de fosetas y fisuras. Actualmente, la vida media de una resina compuesta en las zonas posteriores es de 7 años.

La contracción por polimerización, que resulta de la tensión en la interfase resina-diente, sigue siendo una desventaja en estos materiales. Los siloranos son una clase nueva de compuestos para uso en Odontología, donde su matriz de resina no está basada en Metacrilatos, lo cual disminuye la contracción al momento de la polimerización.



ANTECEDENTES

1. RESINAS

Los primeros materiales estéticos en utilizarse en el Campo de la Odontología fueron los silicatos a principios del Siglo XX pero su resultado no fue de lo más favorable ya que eran demasiado abrasivos y no eran lo suficientemente estéticos. Su composición era a base de polvo de silicato, vidrio de alúmina sílice y ácido fosfórico, los cuales se unían por un gel que era muy soluble en boca y sensible a la humedad.

Las resinas acrílicas desarrolladas en la década de los años treinta, fueron los primeros materiales restauradores poliméricos utilizados en Odontología. Su éxito relativo lo alcanzaron entre los años 1940 y principios de 1950; sus primeras aplicaciones en Odontología sirvieron de base para prótesis totales, como material restaurador en dientes anteriores y posteriormente en la fabricación de carillas, dientes, prótesis provisionales, portaimpresiones individuales, guardas nocturnas, férulas, aparatos ortodóncicos, etc.,.

Algunas de sus propiedades como la baja resistencia al desgaste, el alto coeficiente de expansión térmica y la alta contracción de polimerización llevaron a los fabricantes a incorporar partículas inorgánicas en el material, para superar estas deficiencias. No obstante la falta de unión entre la matriz polimérica y las partículas de carga provocó fallas en el interior del material y ocasionó cambios de color, producidos por los fluidos orales, y la disminución de la resistencia al desgaste, provocada por el desprendimiento completo de las partículas de carga de la superficie de los materiales.



La introducción de partículas de relleno inertes fue una forma eficiente y práctica de reducir la contracción del fraguado y la expansión térmica, ya que el relleno ocupaba el espacio, sin embargo, no formaba parte de la reacción.

En la década de 1960 R. L. Bowen doctor estadounidense presentó en el mercado odontológico un nuevo tipo de resina, compuesto por una molécula orgánica llamada Bisfenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA) y por partículas capaces de unirse químicamente a la matriz orgánica; permitió la adición de material de relleno de naturaleza híbrida acrílica epòxica, en donde los grupos reactivos epòxicos (oxiranos) son reemplazados con el Bis-GMA.

Desde su aparición hasta la actualidad ha sufrido muchos cambios en su formulación, encaminados a darnos productos con mejores propiedades físicas, con mayor importancia en lo que se refiere a reducir el cambio volumétrico, el cual actualmente es el fenómeno más sensible de este tipo de materiales.

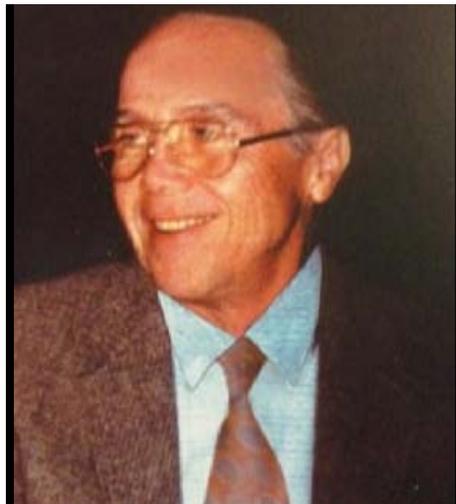


FIG 1.Rafael Bowen.¹



1.1 Resinas Compuestas

Son materiales de restauración, que en los últimos años más variantes e investigación han tenido en Odontología. Estos materiales aparecieron con la finalidad de reemplazar a los silicatos y resinas acrílicas. Utilizados para la reconstrucción en órganos dentales en el sector anterior.¹ Teniendo gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión.

La resina compuesta para uso en órganos dentales del sector posterior, a lo largo de las últimas décadas ha sido uno de los materiales más estudiados. Esto se debe al aumento de pacientes en busca de una restauración similar al color del diente, desde un punto de vista estético, así como, la búsqueda de procedimientos restauradores menos invasivos y la controversia relacionada con el uso de la amalgama.

La evolución de sistemas adhesivos y de las resinas compuestas, han posibilitado disminuir deficiencias significativas en comparación con las primeras formulaciones, como lo son la resistencia al desgaste, la falla de unión a la dentina, la contracción de polimerización y las pigmentaciones superficiales.



1.2 Macrorelleno

Fueron las primeras resinas utilizadas para obturación de dientes anteriores, actualmente están en desuso, sin embargo estas resinas constituyeron la base de las resinas compuestas actuales.

Presentan un tamaño de partícula de 1 a 3 μm , donde se utiliza sílice coloidal amorfo pulverizado y cuarzo, para conseguir viscosidad, contiene de 1-7 % de partículas de Microrelleno. Estas resinas se obtenían porcentajes de relleno en peso de hasta de un 60-80%.

Hoy en día han sido desplazados por los composites de relleno medio esto debido a su alto desgaste por abrasión y su rugosidad superficial lo cual la hace difícil de pulir y susceptible a la pigmentación; aunque son muy resistentes a la fractura por lo que se recomiendan en cavidades que soportan fuertes cargas masticatorias y que no requieran de mucha estética.²

1.3 Microrrelleno

Su relleno va de 0.05 a 0.10 μm de tamaño aproximadamente, dentro de estas resinas pueden considerarse varios tipos, de acuerdo con el tipo de Microrelleno.

Una de las desventajas de las resinas de Microrelleno es que absorben agua teniendo menor resistencia a la tracción por la unión tan débil. Tienen gran resistencia al desgaste, pero pueden llegar a fracturarse si se colocan en dientes del sector posterior, donde las fuerzas de masticación son mayores, es por esto que clínicamente no son aceptables.²



Una ventaja de estas resinas es que se pueden pulir dejando una superficie apta para sitios donde la estética es de suma importancia.

1.4 Híbridas

Se les denomina así a aquellos sistemas de resina en los que simultáneamente se utilizan distintos tamaños de partícula. Estas surgieron por la combinación de propiedades de resinas de Macrorelleno y Microrelleno. Las partículas de relleno más modernas las constituyen el sílice coloidal, que representa de 10 a 20% en peso del contenido total del relleno así como partículas de vidrio triturado que contienen metales pesados.

Obteniendo un contenido total de relleno entre el 75 - 80% en peso aproximadamente. Los cristales tienen un tamaño de 0.4 y 1 μm . Estas resinas tienen un amplio uso en las restauraciones de dientes anteriores incluso en preparaciones de clase IV, debido a su superficie lisa y a su buena resistencia.

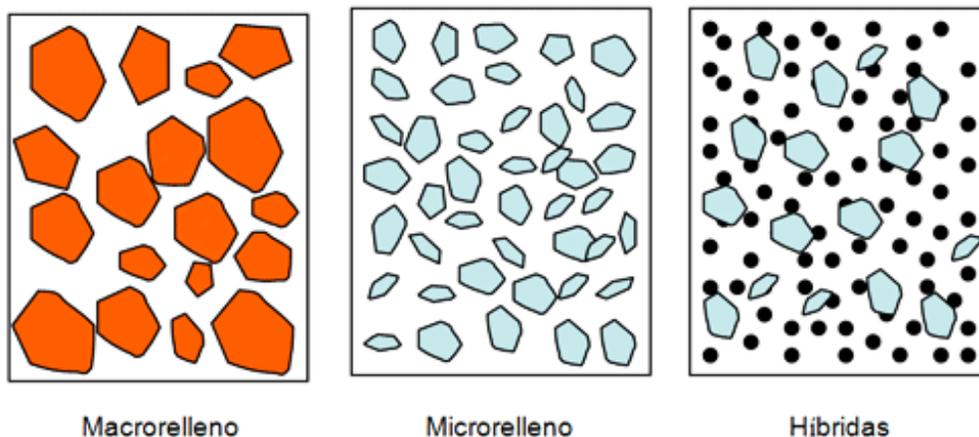


FIG 2 .Clasificación de las Resinas Compuestas por tamaño de las partículas de relleno.²



1.5 Partícula Pequeña

Son partículas de relleno inorgánico de un tamaño de 0.5 a 3 μm , con una distribución muy amplia. Su principal relleno es de partículas trituradas revestidas de Silano en un 5% en peso aproximadamente, contiene sílice coloidal para ajustar la viscosidad de la pasta de forma que permita la condensación en la cavidad.

Estas resinas tienen mejores propiedades físicas y mecánicas, así como un desgaste y contracción a la polimerización menor, el uso de relleno de pequeño tamaño y alta densidad hace que su superficie sea más suave; contienen metales pesados los cuales hacen que sean radiopacas, y con el paso del tiempo también se desgastan. Están indicadas en situaciones con gran tensión o propensas a la abrasión como en las preparaciones de clase IV, sin embargo no llegan a ser de tan alta calidad como las que se consiguen con las resinas compuestas de Microrelleno.

1.6 Nanorelleno

Son resinas que utilizan Nanorelleno casi siempre en combinación con otras partículas híbridas y en este caso específico, los productos se denominan resinas nanohíbridas 0.02 a 0.075 μm . Contienen una exclusiva combinación de nanopartículas las cuales son individuales no aglomeradas y no agregadas de 20 nm y nanoclusters los cuales están formados por partículas de zirconio/sílice o nano sílice, los clusters son tratados con Silano para lograr entrelazarse con la resina.

Dentro de sus ventajas tienen menor contracción a la polimerización, un desgaste reducido, una carga de relleno aumentado y estética mejorada.³

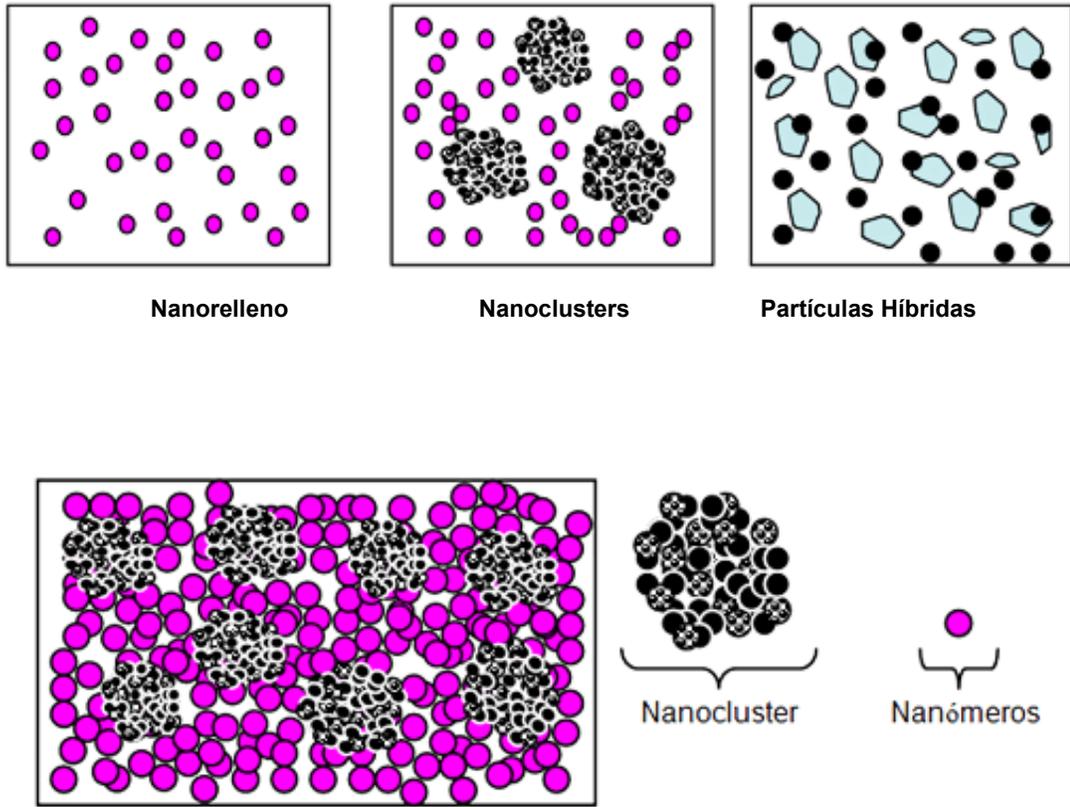


FIG 3. Disposición de las partículas en una resina de Nanorelleno.²



2. COMPONENTES DE LA RESINA

Las resinas compuestas tienen cierto número de componentes añadidos a la matriz de resina, como las partículas de relleno inorgánico y agentes de conexión. Para que la pasta blanda de resina moldeable se transforme en una restauración dura de larga duración se requiere de un sistema activador-iniciador. Para mejorar las propiedades de apariencia y durabilidad de material se añaden otros componentes como los pigmentos que permiten conseguir el color de la estructura dentaria.

Los componentes estructurales de las resinas compuestas dentales son:

- Matriz Orgánica
- Relleno
- Agente de conexión

2.1 Matriz Orgánica

Formada por Bis-GMA, la cual es una molécula que es un comonomero integrado por una resina epóxica y una resina vinílica, también se utiliza el dimetacrilato (UDMA) la cual es una resina que surge por la unión de un poliol, un isocinato y un metil metacrilato.

2.2 Relleno Inorgánico

El relleno está constituido por partículas de diferentes tamaños que dotan de propiedades mecánicas adecuadas a los composites. Compuesto



principalmente por el cuarzo, la sílice, cristales o vidrios de bario y estroncio, la sílica pirolítica, silicatos de litio y aluminio e incluso hidroxiapatita sintética.

Las partículas de relleno se producen generalmente por pulverizado o triturado de cuarzo y cristales obteniendo tamaños que oscilan entre los 0.1 y 100 μm . Las partículas de relleno inorgánico representan entre el 30-70% del volumen, o del 50-85% en peso de la resina compuesta.

A mayor tamaño de partícula: mayor carga, mayor dificultad de pulido y mayor resistencia. A menor tamaño de partícula: la superficie aumenta por lo tanto se requiere de una mayor cantidad de matriz orgánica que las pueda unir, lo cual implica menor resistencia a la carga.

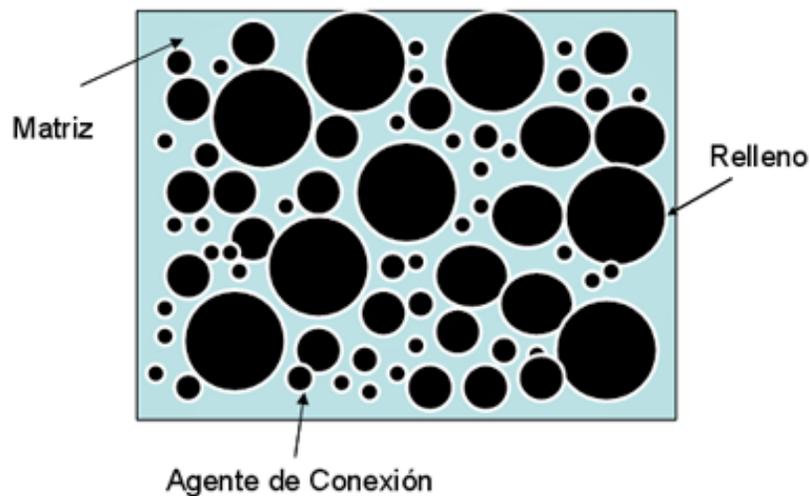


FIG 4. Componentes fundamentales de las Resinas Compuestas.²



2.3 Agentes de Enlace

Es esencial que las partículas de relleno se adhieran a la matriz de la resina, esto permite que el polímero de la matriz, que es el más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno que presentan más rigidez. Este enlace es proporcionado por un agente de unión o de acoplamiento, el cual puede llegar a proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.⁴

Los agentes de enlace que más se emplean son los organosilanos, en presencia de agua, los grupos metoxi (-OCH₃) se hidrolizan a grupos silano (Si-OH) que se adhieren a otros grupos silano de las superficies del relleno mediante una unión siloxano (-Si-O-Si).

Los grupos metacrilato organosilano forman uniones covalentes con la resina cuando se polimerizan, completando así el proceso de enlace, el enlace adecuado mediante organosilanos es vital para las propiedades clínicas de materiales de restauración a base de resinas compuestas.

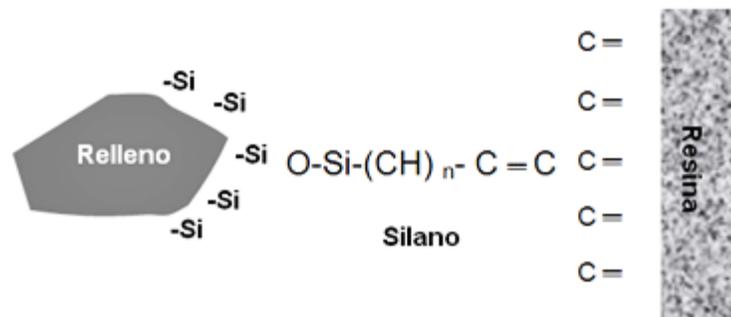


FIG 5. Agente de Enlace Silano.²



2.4 Sistema de Activación

Los monómeros de monometacrilato y dimetacrilato polimerizan por adición mediante mecanismos iniciados por radicales libres¹, estos radicales libres se generan ya sea por una activación química o por una energía de activación externa, las resinas compuestas únicamente requieren activación química o lumínica, o bien una combinación de ambas.

Los productos que se activan químicamente son suministrados en dos pastas, la primera que contiene un iniciador de peróxido de benzoilo y la segunda que contiene un activador de amina terciaria aromática; cuando mezclamos estas pastas, la amina reacciona con el peróxido de benzoilo para formar radicales libres, ahí es cuando inicia la polimerización adicional, estos materiales se emplean fundamentalmente para restauraciones extensas, las cuales no se pueden polimerizar con una fuente de luz.⁴

2.5 Inhibidores de Polimerización

Estos inhibidores son añadidos a los sistemas de resinas para prevenir la polimerización espontánea de los monómeros. Un inhibidor importante es el hidroxitolueno butilado, el cual se emplea en una concentración del 0.01% en peso, estos inhibidores tienen las funciones de aumentar la vida media de almacenamiento de las resinas compuestas y garantizar un tiempo de trabajo adecuado.



2.6 Polimerización

2.6.1 Activación química

Las primeras resinas compuestas se fraguaban por medio de un proceso de polimerización de activación química (fraguado en frío o autopolimerización), este proceso se inicia cuando se mezclan dos pastas justo antes de su uso, durante el mezclado es imposible evitar la incorporación de aire, que entra en la mezcla en forma de poros que fragilizan la estructura y atrapan oxígeno; este último es un inhibidor de la polimerización, otro problema con la activación química es que el operador no tiene control sobre el tiempo de trabajo una vez que se han mezclado los dos componentes.

2.6.2 Activación por luz

Con el fin de resolver los problemas de la activación química, se diseñaron resinas que no requerían mezclarse, y esto se logró por el empleo de un sistema iniciador fotosensible y por una fuente lumínica de activación. Las resinas fotoactivadas también permiten al operador completar la inserción y el modelado antes de que comience el fraguado.

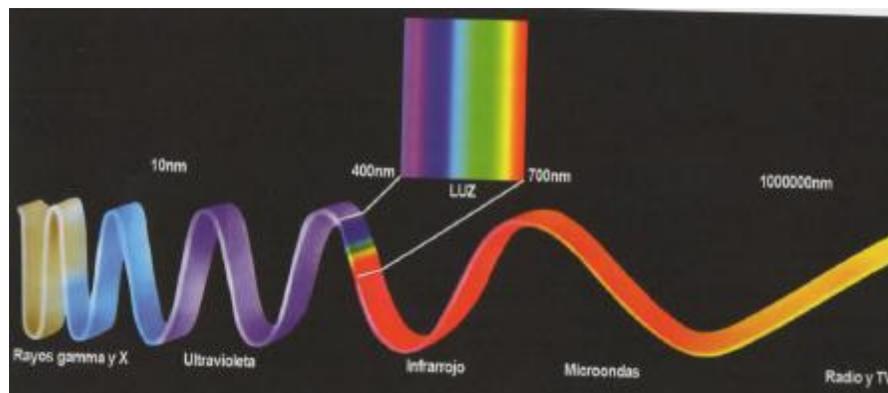


FIG 6. Esquema parcial del espectro de radiaciones electromagnéticas.¹



2.6.3 Fotopolimerización con luz visible

Cada vez que se irradia con luz azul un monómero de diacrilato que contiene un sistema fotoiniciador se producen entrecruzamientos en la resina.

Las ventajas de usar resinas compuestas fotopolimerizables en vez de las resinas de activación química son:

- 1) No requiere mezclado.
- 2) Hay menos porosidad.
- 3) Menor tinción.
- 4) Aumento de la resistencia.
- 5) Mejor estabilidad en el color.
- 6) Mejor control del tiempo del trabajo.

Dentro de los inconvenientes en las resinas compuestas fotopolimerizables tenemos:

- 1) Profundidad de fraguado limitada.
- 2) Capas de reconstrucción de 2mm o menos.
- 3) Acceso relativamente pobre en ciertas zonas posteriores e interproximales.
- 4) Tiempo variable de exposición por las diferencias en tono (matiz, valor, saturación) por lo que las tonalidades oscuras o con mayor opacidad requieren un mayor tiempo de exposición.
- 5) Sensibilidad a la luz ambiental.



2.7 Lámparas de polimerización

Las lámparas de polimerización son dispositivos manuales, los cuales contienen una fuente lumínica equipada con una guía rígida de luz, de corto tamaño la cual está compuesta por múltiples haces de fibra óptica.

Las fuentes de luz que más se emplean en la actualidad son las bombillas de cuarzo con filamento de tungsteno en un ambiente halógeno.

Las lámparas halógenas de polimerización tienen potencias que oscilan entre 450 y 500 nanómetros.⁴

Entre las que encontramos:

- Lámpara de Luz Ultravioleta
- Lámpara de Luz Visible
- Lámpara LED
- Lámpara de QTH
- Lámpara PAC
- Láser de Argón



FIG 7. Lámparas Halógenas.¹



2.8 Estabilizadores del color

Para obtener una apariencia natural las resinas deben contener unas propiedades de tonos y translucidez semejantes a la estructura dental. El tono se obtiene mediante la adición de diferentes pigmentos, normalmente son cantidades minúsculas de partículas de óxidos de metal.

La translucidez y opacidad se regulan lo necesario para tener un aspecto de la dentina y esmalte. Para incrementar la opacidad, se añade dióxido de titanio y óxido de aluminio, en un porcentaje mínimo 0.001% a 0.007% en peso. Todos los modificadores ópticos afectan a la transmisión de la luz a través de la resina compuesta.

Cuando existe mayor opacidad, disminuye la profundidad de fraguado a lo cual se debe aumentar el tiempo de exposición o bien las capas de resina compuesta deberán ser más finas para que se logre una polimerización óptima.



FIG 8.El aspecto del color del diente y las restauraciones adhesivas es multifactorial.¹



3. CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LAS RESINAS

3.1 Primera Generación

Las primeras resinas compuestas que salieron al mercado se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo en forma de esferas de un tamaño de partícula grande: macropartícula de 8 a 10 micrones y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Actualmente no hay productos comerciales de esta generación.

3.2 Segunda Generación

Su fase orgánica aumenta del 50% al 60%, el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micropartícula. El tamaño de la partícula del material de refuerzo es de 0.04 micrómetros, este factor permite un excelente pulimento, imitando el esmalte dentinario.

Tabla No.1 Productos Comerciales de 1ª y 2ª Generación.¹

PRODUCTO	POLIMERIZACIÓN
Isopast (Vivadent)	Polimerización Química
Silar (3M)	Polimerización Química
Silux (3M)	Fotocurado
Helio- Progress (Vivadent)	Fotocurado



3.3 Tercera Generación

Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña.

Tabla No.2 Productos Comerciales de la 3ª Generación.¹

PRODUCTO	POLIMERIZACIÓN
Miradapt Johnson&Johnson	Polimerización Química
Prisma- Fil L.D- Caulk	Fotocurado
Valux 3M. Co	Fotocurado
Estilux H. Kulzer	Fotocurado

3.4 Cuarta Generación

Corresponde al grupo de resinas compuestas con un alto porcentaje de refuerzo de vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las primeras resinas compuestas para posteriores.

Tabla No. 3 Productos Comerciales de la 4ª Generación.¹

PRODUCTO	FABRICANTE
Herculite	Kerr
P30	3M
Heliomolar	Vivadent
P50	3M
Estilux Posterior	Kulzer
Ful Fil	Caulk



3.5 Quinta Generación

Resinas Compuestas para posteriores trabajadas por técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor y presión.

Esta generación desaparece para ser remplazada por las formulaciones de resinas compuestas para técnica indirecta, denominadas como cerómeros.

Tabla No. 4 Productos Comerciales de la Quinta Generación.¹

PRODUCTO	FABRICANTE
Art-Glass	Heraeuz-Kulzer
Conquest	Jeneric-Pentron
Columbus	Cendres-Metaux
Targis	Ivoclar
Belle-Glass	Kerr
Cristobal	Dentsply

3.6 Sexta Generación

Denominadas también como Resinas Compuestas Híbridas, por estar conformadas por grupos poliméricos reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño cuyo porcentaje puede llegar a constituir el 60% o más del contenido total, con tamaños de partícula que van de 0.6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal en tamaño de 0.04 micrómetros.

Características Especiales de esta generación

- Gran Variedad de Colores
- Menor contracción de polimerización



- Baja sorción de agua
- Excelentes características de pulimiento y texturización
- Abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias.
- Coeficiente de expansión térmica bastante cercano al de la estructura dentaria.
- Uso universal tanto para el sector anterior como para restauraciones en posteriores.⁵

Tabla No.5 Productos Comerciales de la Sexta Generación.¹

PRODUCTO	FABRICANTE
Tetric Ceram	Vivadent
Filtek Z250	3M
Renamel H	Cosmedent
Synergy	Coltene
TPH- Spectrum	Dentsply
Point-4	Kerr



4. CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A LA NORMA

La que corresponde a este grupo de materiales es la norma 27 de la ADA (Asociación Dental Americana).

CLASE A. Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.

CLASE B. Material recomendado para todos los demás usos.

Estas clases pueden ser:

Tipo I: De reacción química o quimiopolimerizables (también llamadas autopolimerizable).

Tipo II: De activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables. Aquí se incluyen también las que se activan de las dos formas (por quimiopolimerización y por fotopolimerización), llamadas de polimerización dual.

Al usar productos que cumplan con las normas se asegura que además de buena calidad el fabricante está obligado a proporcionar información acerca de:

- a) La cantidad del producto en el envase.
- b) El tipo de endurecimiento (autopolimerizable o fotopolimerizable).
- c) Si su uso es para restaurar dientes anteriores o posteriores.
- d) El principal componente orgánico base de la resina.



- e) El tamaño de la partícula inorgánica de relleno y el volumen por porcentaje de la cantidad total de ésta.
- f) Las proporciones de los componentes y el método de mezclado para las autopolimerizables.
- g) El tiempo de mezclado y de trabajo para las resinas autopolimerizables, así como el tiempo para que una matriz pueda ser removida.
- h) Las condiciones de temperatura y humedad recomendadas para su uso.
- i) La fuente de energía externa recomendada y el tiempo de exposición de esta sobre el material para las resinas fotopolimerizables, así como la profundidad de endurecimiento en milímetros del material después de esa exposición.
- j) Las bases o forros recomendados, u otra información sobre cómo evitar probable irritación pulpar y qué tipo de bases son incompatibles con el material.
- k) Recomendaciones para el terminado
- l) Condiciones recomendadas de almacenamiento, aún cuando no está en uso y cuándo ya lo está si requiere refrigeración.
- m) Fecha de caducidad.¹



5. CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La contracción de Polimerización es un factor limitante para el uso de compuestos en las técnicas de restauración adhesiva. Como consecuencia de la polimerización, los sistemas de resina se contraen y esto se debe a la formación de una red macromolecular de los monómeros, la cual es determinada por los enlaces covalentes.

Esta contracción se debe a que la distancia entre las moléculas y las cadenas del polímero se acortan. La contracción volumétrica es la que origina una desadaptación entre la restauración y el tejido dentario que facilita la entrada de gérmenes y fluidos orales. Para contrarrestar la contracción en cavidades grandes en dientes posteriores se recomienda el uso de restauraciones adhesivas indirectas.

5.1 Factor C

La contracción de la polimerización de la resina compuesta genera un estrés en la interfase que puede exceder la fuerza de adhesión a la estructura dentaria subyacente. La competencia entre el estrés mecánico y la adhesión al tejido dentario, es una de las principales causas del fallo marginal y microfiltración en las restauraciones con resina.

El estrés generado en la interfase se relaciona con la capacidad que la resina tiene para deformarse elásticamente, fluir o deslizarse hacia nuevas posiciones antes de formar el polímero de cadenas cruzadas. En las superficies adheridas de una preparación cavitaria, la contracción de



polimerización de la resina compuesta está limitada; mientras que las superficies libres o no adheridas, la reducción de volumen del material ocurre a expensas de la deformación de la superficie libre de composite. Cuanto menor sea el área libre o no adherida en una restauración, la resina compuesta tendrá menor capacidad para fluir durante la contracción de polimerización y por lo tanto, el estrés generado en la interfase será mayor.

El factor C más desfavorable se encuentra en las cavidades clase I, pues presentan forma de caja con cinco superficies adheridas y sólo una superficie libre. El factor C es menor cuanto mayor superficie libre o no adherida esté presente, como sucede en las restauraciones del ángulo incisal donde la contracción se desarrolla a expensas de la mayor área de superficie libre.

Por lo tanto las superficies libres ósea que no están adheridas a alguna pared sirven para aliviar la formación de estrés; ya que entre mayor sea el tamaño de la superficie libre en porción a las paredes cavitarias adheribles, habrá mayor disipación de estrés. Las superficies libres muestran más desplazamiento que las superficies adheridas ya que son la última área en polimerizar y muestran mayor contracción. Feizler demostró en un modelo in vitro que solo las cavidades con un factor C menor a 1 podrían sobrevivir al estrés por contracción. Entonces la mayor preocupación en cuanto al factor C corresponden a las Clases I y V con un valor de 5; las clases II poseen un valor entre 1 y 2.

5.2 Punto Gel

El punto Gel es un punto hipotético de no retorno durante la polimerización que se refiere al comportamiento mecánico de la resina, donde está deja de ser un plástico y se vuelve un elástico.



Una razón es que el punto de gel ha querido ser identificado como un valor global cuando en realidad, las resinas de fotocurado se comportan de forma individual según la zona expuesta a la luz.

Antes de alcanzar el punto gel, en el lapso del tiempo conocido como fase pre-gel, el composite fluye reordenándose molecularmente para aliviar la formación de estrés residual por contracción. El término *fluir* se refiere a la habilidad de las moléculas a deslizarse a nuevas orientaciones mientras dura el proceso de polimerización. Una vez sobrepasado el punto gel, nos encontramos en la llamada fase post –gel donde el flujo cesa y ya no hay posibilidad de reordenamiento por que el grado de conversión y el módulo de elasticidad han aumentado, restringiendo cualquier movimiento en la estructura polimérica, así el estrés no podría ser aliviado y se va acumulando significativamente en los tejidos dentales y la interfase adhesiva.

La rapidez de formación de radicales libres está muy ligada con el punto gel. Una forma de visualizarlo es a través de la polimerización de las resinas de auto y fotocurado debido a un agente inhibidor que aumenta el tiempo de trabajo, las resinas de autocurado mantienen un módulo de elasticidad bajo por cierto tiempo, controlando el punto gel y evitando la acumulación del estrés: a los 5 minutos, aproximadamente 2/3 del valor total de la contracción se ha alcanzado dejando que el postcurado se encargue del resto. Ósea que la fase pre-gel es más larga, con un punto de gel más tardado y por lo tanto tiene más tiempo de comportarse como fluido viscoso antes de rigidizarse, sirviendo de alivio para el estrés.⁶



6. ADHESIÓN

Es el fenómeno superficial entre dos cuerpos en íntimo contacto por fuerzas interfaciales, las cuales pueden ser químicas, mecánicas o ambas.⁷

6.1 Adhesión Mecánica

La cual consiste en que las dos superficies queden unidas en función de la morfología de ambas, la unión de ambas superficies se puede lograr a nivel macroscópico o microscópico y la diferencia entre ellos es solo una orden de magnitud.

6.2 Adhesión Química

Adhesión de tipo primario, la cual se puede realizar en forma de enlaces covalentes o iónicos.

- **Enlace Covalente:** Es aquel que permite que dos átomos, de igual o distinta naturaleza, se unan compartiendo sus electrones de valencia.⁷
- **Enlace Iónico:** Se produce entre dos átomos de distinta naturaleza que se unen, transfiriendo uno de ellos sus electrones de valencia, que son captados por el o los otros átomos con los cuales conformará un compuesto molecular.⁷



6.3 Adhesión Física

En esta adhesión se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, el cual es valorado por un ángulo de contacto de humectación formado en la interfase de un adhesivo y el adherente, sin embargo si las moléculas del adhesivo son atraídas por el adherente tanto o más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido y no se formará ningún ángulo de contacto, por lo tanto este dependerá de la energía libre de superficie que debe ser muy elevada en el diente y de la tensión superficial del adhesivo la cual debe ser baja; intervienen las uniones moleculares, mejor conocidas como Fuerzas de Van der Waals, las cuales constituyen la base de atracción bipolar.



7. ADHESIVOS DENTINARIOS

Debido a que las resinas compuestas son más viscosas que las resinas acrílicas sin relleno, se desarrollaron los agentes de adhesión a esmalte para mejorar la humectación y la adaptación de la resina a la superficie grabada de esmalte. Para mejorar la viscosidad los adhesivos del esmalte se hacían combinando metacrilatos como el Bis- GMA y TEGDMA.

Los adhesivos dentinarios son materiales que se utilizan para adherir físicoquímicamente restauraciones al esmalte y a la dentina. Su creación fue con el fin de evitar el uso del grabado ácido en la dentina, por la posibilidad de que irrite la pulpa dental, así como, para minimizar la microfiltración, el consecuente manchado marginal, la caries secundaria, para dar resistencia a las estructuras dentarias y para disminuir la sensibilidad postoperatoria, la penetración de bacterias y agentes colorantes.

Los adhesivos dentinarios iniciales se basaron en agentes de conexión a base de Silano, ya que esta se ha empleado para fijar el relleno inorgánico con la matriz de la resina compuesta, que ayudan en la unión de carillas de porcelana con el esmalte grabado a través de cementos de resina así como para reparar fracturas de la porcelana con resina compuesta.

Desde sus inicios los adhesivos dentinarios han mostrado una variación, no solamente en su composición química, sino también en la resistencia de unión y presentación comercial.

Los adhesivos dentinarios se clasifican por Generaciones, por el mecanismo de acción y por la fuerza de adhesión conseguida.



7.1 Agentes de Unión

La composición de los agentes de unión, es la fracción orgánica de las resinas compuestas pero con o sin carga de vidrio en un porcentaje menor. La presentación inicial es de dos frascos con resina líquida en uno viene el iniciador que es peróxido de benzoilo y en el otro el activador. Se dispersa una gota de cada uno, se mezclan con un pincel y se aplica una delgada capa sobre el substrato dentinario.

7.2 Imprimadores

Son agentes de unión que poseen grupos químicos activos incorporados dentro de un vehículo de resina líquida que permite cierto tipo de reacción química con el substrato dentario sin depender exclusivamente de la microporosidad, como sucede en las resinas líquidas. Derivados del N-Felil-Glicina y el NPG-GMA propuestos por Bowen y de efecto quelante al calcio.

Existen ciertas características que un material debe tener para funcionar eficazmente como adhesivo:

- a) **Viscosidad:** Baja cuando se aplica de manera que sea capaz de adaptarse y penetrar de manera rápida dentro de las superficies irregulares.
- b) **Contracción:** Normalmente en el proceso de endurecimiento involucra una contracción.
- c) **Espesor del adhesivo:** La capa deberá ser delgada de lo contrario la unión será débil.
- d) **Tensión Superficial:** Esta deberá ser muy baja.⁶



7.3 Adhesivos de 1ª Generación

Unión Química de NPG-GMA al calcio y cianocrilatos al colágeno.
Resistencia de 3 a 5 MPa.

Tabla No.6 Productos Comerciales de los adhesivos de 1ª Generación.²

PRODUCTO	FABRICANTE
Cervident	SS White
Creation Bond	Den- Mat

7.4 Adhesivos de 2ª Generación

Unión química de ésteres clorofosforados unidos al Calcio de la dentina e isocianatos para la unión química al colágeno de la dentina. Resistencia entre 2 a 8 MPa.

Tabla No.7 Productos Comerciales de los Adhesivos de 2ª Generación.²

PRODUCTO	FABRICANTE
Scotchbond	3M
Universal Bond	Caulk
Dentin Bonding Agent	J & J
Dentin Adhesit	Ivoclar



7.5 Adhesivos de 3ª Generación

Múltiples pasos, tratamiento ácido de la dentina y unión química, usando NPG-PMDM 4 META HEMA Oxalatos. Resistencia de 18 MPa.

Tabla No 8. Productos Comerciales de los Adhesivos de 3ª Generación.²

PRODUCTO	FABRICANTE
All- Bond	Bisco
C&B Meta- Bond	Parkell
Clearfil Bond	J. Morita
Gluma	Bayer
Mirage Bond	Chameleon
Scotchbond 2	3M
Tenure	Den- Mat

7.6 Adhesivos de 4ª Generación

Fotocurado. Resistencia de 25 a 30 MPa.

Tabla No 9. Productos Comerciales de los Adhesivos de 4ª Generación.²

PRODUCTO	FABRICANTE
Amper	3M
All-Bond 3	Bisco
Optibond FL	Sybron/Kerr
Prime and Bond	Caulk
Scotchbond Multipurpose	3M
Syntac	Ivoclar Vivadent



7.7 Adhesivos de 5ª Generación

Un solo componente, unión húmeda donde no se mezcla. Resistencia de 20 a 25 MPa.

Tabla No.10 Productos Comerciales de los Adhesivos de 5ª Generación.²

PRODUCTO	FABRICANTE
Syntac Single Component	Vivadent
One Step	Bisco
OptiBond Solo	Kerr
Bond 1	Jeneric/ Pentron
Ternure Quick F	Den-Mat
Prime and Bond 2,1	Denstply/Caulk
One Coat Bond	Coltene/Whaledent

7.8 Adhesivos de 6ª Generación

Dos componentes, no se hace grabado ácido y se utiliza un imprimidor ácido, agua como solvente, compuestos fosforados. Resistencia de 15 a 20 MPa.

Tabla No.11 Productos Comerciales de los Adhesivos de 6ª Generación.²

PRODUCTOS	FABRICANTE
AdheSE	Ivoclar/Vivadent
Nano- Bond	Pentron
One Step Plus with Tyrian Spe	Bisco
Optibond Solo Plus with Self Etching	Kerr



7.9 Adhesivos de 7^a Generación

Estos adhesivos vienen en un solo frasco, no se mezcla, adhesivo autograbadador, esmalte no preparado puede requerir grabado con ácido fosfórico, fotocurados, agua como solvente, resistencia de unión de 18 a 28 MPa en dentina.³

TABLA No. 12 Productos Comerciales de los Adhesivos de 7^a Generación.²

PRODUCTOS	FABRICANTE
GC- BOND	GC Corp
Ibond	Heraeus Kulzer
Xeno IV	Dentsply Caulk
Xeno IV Dual Cure	Denstply Caulk
Clearfil S3 BOND	Kuraray America



8. SILORANO

Desde los trabajos de Bowen en los años 60's la estructura química de la matriz de resina orgánica permanece sin cambios. En los últimos años se han realizado mejoras importantes en las resinas compuestas, en su resistencia, color, adhesión y su comportamiento frente al desgaste. Sin embargo en la cuestión de la contracción volumétrica y su efecto sobre la integridad marginal todavía queda por resolver, dado que las resinas sufren una contracción, por lo que la obtención de una integridad marginal duradera siempre ha resultado un poco difícil.

El silorano está basado en la química de los siloranos dando como resultado una disminución considerable en la contracción, funcionando en combinación con un adhesivo auto grabable específico.⁸



FIG 9. Filtek P90 .Cortesía de 3M.³



8.1 Química del Sistema de Resina

En los últimos años se han realizado mejoras importantes para las resinas compuestas en lo que se refiere a los rellenos inorgánicos, sin embargo la estructura química de la matriz de resina orgánica permanece sin cambios. La base química común para todas las resinas restauradoras siguió siendo la polimerización radical de los metacrilatos tales como el TEGDMA, Bis-GMA o UDMA.

La matriz de la resina Filtek P90 no está basada en metacrilatos, se basa en la química del Silorano, que debido a sus monómeros de apertura de anillo da como resultado una disminución considerable de la contracción.

Los siloranos son una nueva clase de compuestos para el uso en Odontología. El nombre Silorano deriva de sus bloques de construcción química Siloxanos y Oxiranos.

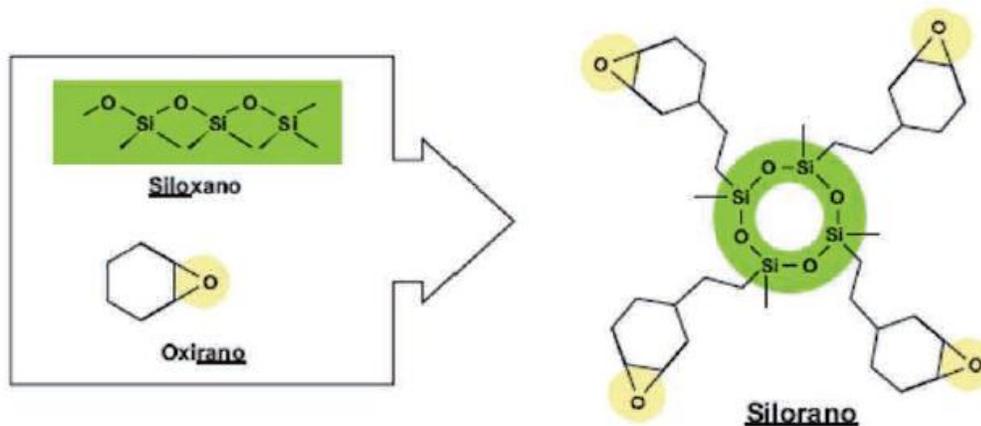


FIG 10. Origen del Silorano. Cortesía 3M.⁴



Los Siloxanos son bien conocidos por su hidrofobicidad, esta propiedad fue transferida al silorano. Los polímeros de oxirano son conocidos por su baja contracción y su excelente estabilidad.

La combinación de los dos bloques de construcción química de los Siloxanos y oxiranos proporciona la base silorano, la cual es biocompatible, hidrofóbica y de baja contracción. Lo cual representa la principal diferencia con los metacrilatos convencionales.

El iniciador y el relleno, fueron adaptados con el fin de proporcionar el mejor desempeño de la nueva tecnología.⁸



FIG 11. Porcentajes y Componentes de la Resina. Cortesía de 3M.⁴



8.2 Polimerización de Apertura de anillo

El proceso de polimerización ocurre a través de una reacción de apertura de anillo catiónica, la cual tiene como resultado 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.

El paso de apertura de anillo en la polimerización de la resina silorano, reduce la cantidad de contracción de polimerización que ocurre en el proceso de curado.

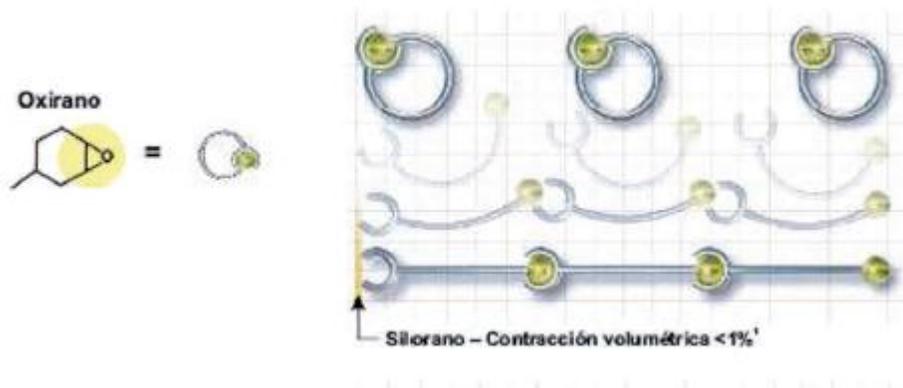


FIG 12. Unión de los anillos de Polimerización del Silorano y Metacrilato. Cortesía de 3M.⁴

Durante el proceso de polimerización, las moléculas tienen que aproximarse a sus “vecinas” con el fin de formar enlaces químicos.

Este proceso resulta de una pérdida de volumen, denominada contracción por polimerización, en comparación a los grupos de reacción lineal de los metacrilatos. La química de apertura de anillo de los siloranos se inicia con la división y apertura de los sistemas de anillo.

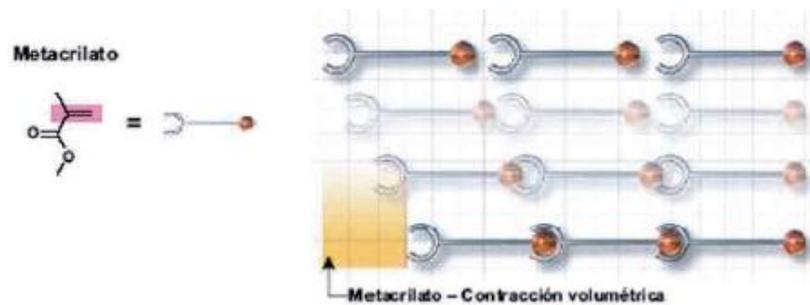
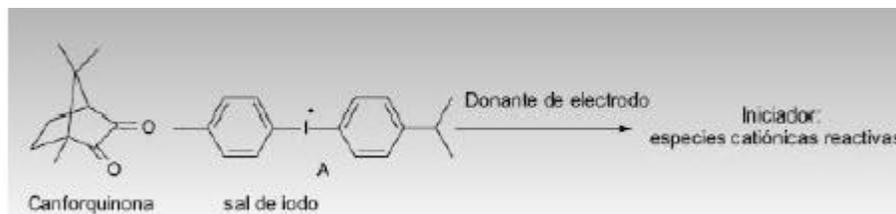


FIG 13. Unión de los anillos de polimerización del Silorano y Metacrilato. Cortesía de 3M.⁴

Este proceso gana espacio contrarrestando la pérdida de volumen que ocurre en el siguiente paso cuando los enlaces químicos son formados. Al final el proceso de polimerización de apertura de anillo, produce una contracción volumétrica reducida.⁸

8.3 Sistema Iniciador

El componente del sistema iniciador es la canforoquinona, la cual tiene el mismo espectro de luz de las lámparas de polimerización dentales convencionales, por lo cual pueden ser curadas con luz halógena y también con dispositivos LED.



El comportamiento umbral del sistema iniciador del restaurador Filtek P90 requiere 20 segundos de tiempo de curado mínimo, el cual no puede ser



compensado por intensidades muy altas, ya que las fuentes de luz de intensidad muy alta, no permiten tiempos de curado lo suficientemente largos, debido al calentamiento del diente.⁸

8.4 Tecnología de Relleno

Tiene una combinación de partículas de cuarzo fino y fluoruro de itrio radiopaco, debe ser clasificado como una resina microhíbrida, ya que, la superficie de cuarzo es modificada con una capa de Silano, siendo adaptada específicamente a la tecnología silorano, con el fin de proporcionar una interface de relleno apropiado a la resina y así lograr excelentes propiedades mecánicas a largo plazo.⁸

8.5 Sistema Adhesivo

Actualmente los adhesivos disponibles 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 Filtek P90.

Debido al siloxano, la resina silorano es más hidrofóbica que las resinas de metacrilato convencionales, de modo que resulta en una captación de agua reducida y fenómenos relacionados. Lo cual significa que este adhesivo tiene que ocupar una mayor diferencia entre el sustrato dental hidrofílico y el material silorano hidrofóbico, si se compara con los materiales de metacrilato convencionales.



El Sistema Adhesivo Filtek P90 ha sido diseñado como un adhesivo de dos pasos, optimizado para humedecerse y adherirse al Filtek P90 restaurador posterior hidrofóbico. El sistema de primer de auto-grabado para Filtek P90 es más bien hidrofílico, y garantiza una adhesión fuerte y durable.⁸

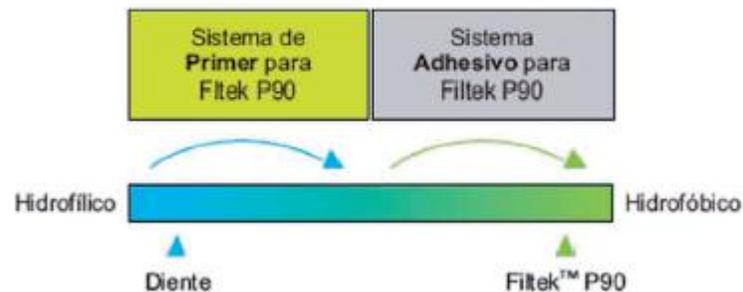


FIG 14. Primer hidrofílico y adhesivo hidrofóbico para la resina. Cortesía de 3M.⁴

8.6 Contracción y tensión por polimerización

Una de las principales preocupaciones de las resinas actuales es la contracción por polimerización, la cual puede causar una desunión en la interfase resina-diente pudiendo contribuir a la sensibilidad posoperatoria, fractura del esmalte, caries recurrente, coloración marginal, por lo consiguiente fallas en la restauración.

En el caso de Filtek P90 han sido realizadas extensas pruebas de contracción por polimerización mostrando que este presenta una contracción de 0.9% significativamente más baja que todas las resinas de metacrilato probadas las cuales muestran una contracción que va del 1.5% al 2.7% independientemente del método empleado en su aplicación, logrando una unión de alto desempeño al diente.



La tensión por polimerización aumenta como consecuencia de la contracción por polimerización cuando un punto gel es alcanzado, y la contracción adicional no puede ser compensada por el flujo adicional del material Filtek P90, sin embargo desarrolla una tensión por polimerización muy baja comparado con las resinas de metacrilato.⁸

8.7 Ventajas y Desventajas

Tabla No.13 Ventajas y Desventajas de Filtek™ P90.³

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none">- Disminución de contracción y tensión por polimerización.- Provee mejor estabilidad a los cambios térmicos.- Proporciona una adaptación marginal e integridad de la interfase diente-resina.	<ul style="list-style-type: none">- La gama de colores de Filtek P90 no es muy amplia, ya que solo cuenta con cuatro tonos.- Utiliza un sistema adhesivo especial.- Alta sensibilidad a la Luz.



8.8 Indicaciones y Contraindicaciones

Tabla No. 14 Indicaciones y Contraindicaciones de Filtek™P90.³

INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
<ul style="list-style-type: none">- Restauraciones posteriores Clase I y II.- El restaurador Filtek P90 y el sistema adhesivo Filtek P90 pueden ser utilizados con cementos de ionómero de vidrio.- El restaurador Filtek P90 y el sistema adhesivo Filtek P90 pueden ser utilizados con cementos de ionómero de vidrio modificados con resina como liners o bases intermedias.	<ul style="list-style-type: none">- Las resinas o compómeros que son adheridos a la sustancia dental, utilizando un adhesivo, no pueden ser utilizados como liners o bases bajo una obturación con Filtek P90.

8.9 Tonos

Filtek P90 es ofrecida en los tonos A2, A3, B2 y C2. Todos los tonos Son Radiopacos.⁸

8.10 Caso clínico presentado por 3M

Se presenta en el consultorio un paciente de 35 años de edad, a quién se le desplazó una amalgama de la cara oclusal del primer molar inferior derecho; todavía conserva su amalgama en la cara vestibular. Presenta sensibilidad al masticar y a los cambios de temperatura. Al observar clínicamente puede identificarse recidiva de caries, por lo que es necesario realizar una restauración.



En este caso el paciente decidió ya no volver a colocar amalgama, sino una obturación estética, decidiendo colocar una restauración de Resina Filtek™ P90. (Figura 1)



FIG 1. Vista preoperatoria. Cortesía de 3M.⁴

Se procedió a realizar el aislamiento del campo operatorio de manera convencional. Utilizando una fresa de carburo 330, se retiró la caries presente y la amalgama vestibular. Inmediatamente se colocó el indicador de caries; al no marcarse dentina desmineralizada, se continuó con el refinamiento de los ángulos cavosuperficiales, para así retirar los prismas de esmalte sueltos y biselar los márgenes con un cincel Hu- Friedy número CP 11/12.(Figura 2)



FIG 2. Biselado del margen cavosuperficial. Cortesía de 3M.⁴

Después de biselar los márgenes cavosuperficiales, se desinfecto la cavidad con Consepsis (Ultradent) con un microbrush, frotándola durante 30 segundos. Después se lavó con agua destilada y se retiró el agua sin deshidratar la dentina.

Para usar la resina Filtek P90 se tiene que emplear su adhesivo de sexta generación. Primeramente se coloca el Primer, frotándose en la cavidad por diez segundos (Figura 3), posteriormente con aire de la jeringa triple, se esparce el material en la cavidad, evitando sobre secar con el fin de no deshidratar.



FIG 3. Colocación del Primer. Cortesía de 3M.⁴

La cavidad deberá verse brillante, luego se fotopolimeriza con una lámpara de QTH por 20 segundos, y después se coloca el adhesivo frotándose también durante 10 segundos; con el aire de la jeringa triple, se esparce el material en la cavidad, y se fotopolimeriza durante 20 segundos.(Figura 4)



FIG 4. Colocación del Adhesivo. Cortesía de 3M.⁴



Se recomienda elegir el color adecuado de la resina antes de aislar el campo operatorio. En este caso se eligió el color A3. El sistema incluye un solo cuerpo, con el cual se puede lograr buena estética, simplificando la técnica. Se eligió la técnica de obturación en incrementos, tomando en cuenta el factor C. (Figura 5)



FIG 5. Jeringas de Resina Filtek™ P90. Cortesía de 3M.⁴

Se colocó el primer incremento en la cúspide mesiolingual; cada incremento fue fotopolimerizado por 10 segundos con una lámpara de polimerización variable de QTH a 200 mW/ cm²; posteriormente la cúspide distolingual, después las cúspides vestibulares y por último la cavidad vestibular la cual fue obturada en dos incrementos.(Figura 6, 7 y 8)



FIG 6. Colocación del primer incremento de resina. Cortesía de 3M.⁴



FIG 7. Colocación del primer incremento de resina. Cortesía de 3M.⁴

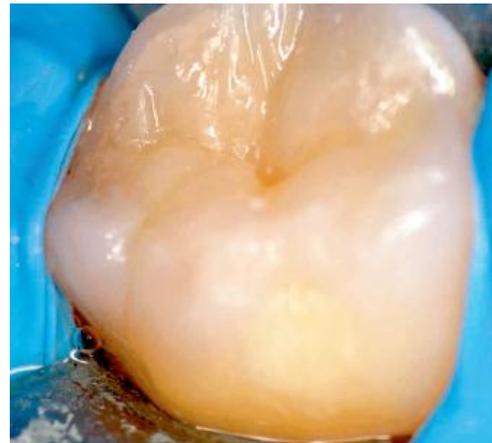


FIG 8. Colocación de los incrementos vestibulares y linguales. Cortesía de 3M. ⁴

Finalmente, se ajustó la oclusión y se pulió la restauración de manera convencional, dejando así un buen sellado de los márgenes cavosuperficiales. Se grabó con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos, posteriormente se lavó con agua destilada y se selló con Opti Guard de Kerr, frotando durante 10 segundos; con aire de la jeringa triple se distribuyó el sellador. Finalmente se lleva a cabo la polimerización por 60 segundos a 800 mW/cm². (Figura 9 y 10)



FIG 9. Grabado con ácido fosfórico de los márgenes. Cortesía de 3M.⁴



FIG 10. Colocando el sellador de los márgenes. Cortesía de 3M.⁴

Se presenta la fotografía final de la restauración ya terminada.⁸



FIG 11. Obturación terminada. Cortesía de 3M.⁴



CONCLUSIONES

Actualmente las desventajas en el manejo de las resinas en el sector posterior es la contracción que presentan al ser polimerizadas, dando como resultado dolor postoperatorio, pigmentación marginal, microfracturas del esmalte y por lo tanto filtración bacteriana entre otros problemas.

Existen en el mercado gran variedad de resinas para restaurar dientes del sector posterior, siendo el Sistema Filtek P90 el que presenta un nivel del 0.09% menor de contracción a la polimerización en comparación con las resinas convencionales. Se han realizado estudios In vitro así como pruebas clínicas en pacientes obteniendo resultados exitosos en las restauraciones utilizando este sistema.

Sin embargo una de sus principales desventajas es que no se encuentra actualmente disponible en México, la casa comercial 3M quien se encarga de su fabricación y su distribución menciona que debido a su alta sensibilidad a la luz combinada con la Altura del Valle de México requiere de mejoras en su composición para evitar la polimerización durante su almacenamiento. Por lo cual se están realizando los estudios y pruebas pertinentes con el fin de que el producto regrese al mercado mexicano.



- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barcelo Santana F. H., Palma Calero J. M., Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados. 3ª Edición. México, Editorial Trillas, 2008. Pág. 103-126, 223-232.
2. Françoise Roth., Los Composites, Editorial Masson S.A, 1994. Pág 15-18.
3. Cova N. Jose. L., Biomateriales Dentales. 2ª Edición. Venezuela, Editorial Amolca, 2010. Pág 258-259.
4. Kenneth J. Anusavice, Ciencia de los Materiales Dentales, 11ª Edición. España, Editorial Elsevier 2004. Pág 406-412.
5. Guzmán B. José. H., Biomateriales odontológicos de uso clínico, 4ª Edición. Bogotá, Editorial ECOE, 2007. Pág 234-238.
6. Bastida A. Omar. Estudio Comparativo de microfiltración de resina a base de silorano (P90) y resina a base de diacrilato (Z 350). TESIUNAM 2009. Pág. 33-36.
7. Henostroza Gilberto. H, Adhesión en Odontología Restauradora, 2ª Edición España, Ripano Editorial Médica, 2010. Pág. 47-48.
8. Filtek™ P90 Restaurador posterior de resina de Baja Contracción. Revista ADM Mayo-Junio 2010 Vol.LXVII. Número 3. Pág.137-142.
9. Dino Re. Antonio.C., Francesco. M., Angelo. P., Restauraciones Estéticas- Adhesivas Indirectas Parciales en Sectores Posteriores. 1ª Edición. Editorial Amolca. 2009 Pág 18-22.
10. Adem Kusgoz, Dds, PhD, Mustafa .U., Cemal .Y., Oguz .H., Musa. O., Mehmet. T. Silorane- Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. Vol.23 No.5. 2011



11. Nocchi C.E., Odontología Restauradora. 2ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Pág 104-110.
12. Paulo Henrique P., Natália C., Marília S., Mario Fernando . G. Compatibility between silorane adhesive and simplified methacrylate-based adhesive systems. Dental Materials Journal. 2013
13. Berastegui L. Alaia. Sistemas Adhesivos Autograbantes. Clínica Dental Donnay. Marzo 2011.

- **REFERENCIAS DE IMÁGENES**

1. Henostroza Gilberto. H, Adhesión en Odontología Restauradora, 2ª Edición España, Ripano Editorial Médica, 2010. Pág. 23
2. www.actaodontologica.com/ediciones/2008
3. http://solutions.3mchile.cl/wps/portal/3M/es_CL/3MESPE_LA/dental-professionals/productos/product-catalog/~/_Dental-Products/Composites?N=5145652+8702250+3294598736&rt=r3
4. Filtek™ P90 Restaurador posterior de resina de Baja Contracción. Revista ADM Mayo-Junio 2010 Vol.LXVII. Número 3. Pág.138-142.

- **REFERENCIA DE TABLAS**

1. Guzmán B. José. H., Biomateriales odontológicos de uso clínico, 4ª Edición. Bogotá, Editorial ECOE, 2007. Pág 234-238.
2. Cova N. Jose. L., Biomateriales Dentales. 2ª Edición. Venezuela, Editorial Amolca, 2010. Pág 258-259.
3. Filtek™ P90 Restaurador posterior de resina de Baja Contracción. Revista ADM Mayo-Junio 2010 Vol.LXVII. Número 3. Pág.137-142.



- BIBLIOGRAFÍA

1. Adem Kusgoz, Dds, PhD, Mustafa .U., Cemal .Y., Oguz .H., Musa. O., Mehmet. T. Silorane- Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. Vol.23 No.5. 2011
2. Barcelo Santana F. H., Palma Calero J. M., *Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados*. 3ª Edición. México, Editorial Trillas, 2008. Pág. 103-126, 223-232.
3. Bastida A. Omar. Estudio Comparativo de microfiltración de resina a base de silorano (P90) y resina a base de diacrilato (Z 350). TESIUNAM 2009. Pág. 33-36.
4. Berastegui L. Alaia. *Sistemas Adhesivos Autograbantes*. Clínica Dental Donnay. Marzo 2011.
5. Cova N. Jose. L., *Biomateriales Dentales*. 2ª Edición. Venezuela, Editorial Amolca, 2010. Pág 258-259.
6. Dino Re. Antonio.C., Francesco. M., Angelo. P., *Restauraciones Estéticas- Adhesivas Indirectas Parciales en Sectores Posteriores*. 1ª Edición. Editorial Amolca. 2009 Pág 18-22.
7. Espinosa R., Adaptación marginal de la resina compuesta Filtek™ P90 a las paredes internas de la cavidad; Análisis in Vitro. *Expertise™*.
8. Françoise Roth., *Los Composites*, Editorial Masson S.A, 1994. Pág 15-18.
9. Fischer J and Stawarczyk B. Adhesion of P90 System Adhesive to Enamel and Dentin. Unpublished data.
10. Filtek™ P90 Restaurador posterior de resina de Baja Contracción. *Revista ADM* Mayo-Junio 2010 Vol.LXVII. Número 3. Pág.137-142.



11. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J. Dent. Res.* 66 (11): 1636-9. 1987.
12. Guzmán B. José. H., *Biomateriales odontológicos de uso clínico*, 4^a Edición. Bogotá, Editorial ECOE, 2007. Pág 234-238.
13. Henostroza Gilberto. H, *Adhesión en Odontología Restauradora*, 2^a Edición España, Ripano Editorial Médica, 2010. Pág. 47-48.
14. Ilie N E. Jelen and Hickel R. Low Shrinkage composite for dental application. IADR 2007, New Orleans, U.S.A., Abstract # 0398. Henostroza Gilberto. H, *Adhesión en Odontología Restauradora*, 2^a Edición España, Ripano Editorial Médica, 2010. Pág. 47-48.
15. Kenneth J. Anusavice, *Ciencia de los Materiales Dentales*, 11^a Edición. España, Editorial Elsevier 2004. Pág 406-412.
16. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Van Meerbeek B. Effect of low-shrinking composite on the bonding effectiveness of two adhesives in occlusal Class-I cavities. *Dent Mater J* 2012; 31: 418-426.
17. N Ilie and R. Hickel. Silorane-based Dental Composite: Behavior and Abilities. *Dental Material Journal* (2006) 25:445-454. Nocchi C.E., *Odontología Restauradora*. 2^a Edición. Editorial Médica Panamericana. Pág 104-110.
18. Nocchi C.E., *Odontología Restauradora*. 2^a Edición. Editorial Médica Panamericana. Pág 104-110.
19. Paulo Henrique P., Natália C., Marília S., Mario Fernando . G. Compatibility between silorane adhesive and simplified methacrylate-based adhesive systems. *Dental Materials Journal*. 2013



20. Rodriguez VI y Martins Alho M, Abate PF. Nueva matriz orgánica con menor contracción de polimerización. Rev Asoc Odontol Argent. 2004;92:361-6.
21. Watts DC and Wahbi MA. Shrinkage-Stress Kinetics of Silorane versus Dimetha Resin-Composites. IADR 2005, Baltimore, U.S.A., Abstract # 2680.
22. Weinmann, W, Thalacker C and Guggenberger R. Siloranes in Dental Composites. Dental Materials (2005) 21, 68-74.
23. Wolfgang W.,Thalacker C.,Guggenberger R.,Siloranes in dental Composites, Dental Materials. Vol. 21. Pág 68-74.
24. Yamazaki, PCV, Bedran-Russo AKB, Pereira PNR and Swift EJ Jr. Microleakage Evaluation of a New Low-Shrinkage Composite Restorative Material. Operative Dentistry, 2006, 31-6, 670-676.