

4715

TOCg
0039

RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD PARA DIENTES
POSTERIORES "EMPACABLES O CONDENSABLES" EN CAVIDADES CLASE I
Y II, UNA ALTERNATIVA A LA AMALGAMA

ANGELA MARIA VELÁZQUEZ

VICTORIA EUGENIA TAMAYO

NATALIA ANDREA SOTO

ILIANA MARÍA OSPINA

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

SANTIAGO DE CALI

2001



RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD PARA DIENTES
POSTERIORES "EMPACABLES O CONDENSABLES" EN CAVIDADES CLASE I
Y II, UNA ALTERNATIVA A LA AMALGAMA

ANGELA MARIA VELÁZQUEZ

VICTORIA EUGENIA TAMAYO

NATALIA ANDREA SOTO

ILIANA MARÍA OSPINA

Monografía para optar al título
De Odontólogo.

Tutor
Dr, JAIRO ALZATE

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

SANTIAGO DE CALI

2001



NOTA DE ACEPTACIÓN

Trabajo de grado aprobado por el Director asignado por el Colegio Odontológico Colombiano, en el cumplimiento de los requisitos exigidos para otorgar el título de Odontólogo.

Director

Asesor Metodológico

Santiago de Cali, 8 de Junio de 2001

NOTA DE ACEPTACIÓN

Aprobado por el comité de Trabajo de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por el Colegio Universitario Colombiano, Facultad de Odontología, para optar el Título de Odontólogo.

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Santiago de Cali, 8 de Junio de 2001

Quiero dedicarle este trabajo a mi familia mi papá, mi mamá y mi hermano que han permanecido conmigo dándome todo su apoyo incondicional a lo largo de mi carrera y quiero hacer una dedicación especial a mi abuelo "Gabriel Velázquez Restrepo" de quien me siento inmensamente orgullosa por haberle dedicado más de la mitad de su vida a la odontología.

Angela

A mis padres quienes merecen todo este
triunfo y que con su ejemplo me impulsan
a ser cada día mejor.

Natalia

A mis padres, porque sin su amor y
colaboración no hubiera cumplido esta
gran meta, y a mi hermanita le deseo que
al igual que yo cumpla todos sus sueños.

Vicky

A Dios mis sacrificios,
A mis padres y mi hermano el triunfo que
orgullosamente obtengo.

Papá a ti te debo todo lo que soy,
Gracias por tu apoyo incondicional

Iliana

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestra gratitud a la Dra. Mariela Celis de Macia por su entusiasmo y por el estímulo y apoyo inestimables que nos brindo durante la realización de este trabajo y al Dr. Julio Alzate por su eficiencia y su brillante colaboración y por las incontables horas de trabajo que nos dedico.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	12
OBJETIVOS	13
JUSTIFICACION	15
1. MARCO TEORICO	16
1.1 POLIMEROS	16
1.2 RESINAS	17
1.2.1 Coeficiente de expansión térmica	20
1.2.2 Conductividad térmica	21
1.2.3 Densidad	22
1.2.4 Absorción acuosa	22
1.2.5 Resistencia al desgaste	22
1.2.6 Textura superficial	23
1.2.7 Radiopacidad	23
1.2.8 Solubilidad	23
1.2.9 Tensión y deformación	23
1.2.10 Resiliencia	24
1.2.11 Método de polimerización	25
1.2.12 Contracción por polimerización en las resinas restaradoras	32
1.2.13 Compensación para la contracción por polimerización	32
1.2.14 Sitio de polimerización inicial	34
1.2.15 Biocompatibilidad	35
2. RESINAS COMPUESTAS	37
2.1 DESARROLLO HISTORICO	37
2.2 COMPOSICION	40
2.3 CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS	44
2.3.1 Convencional o de macrorrelleno	44
2.3.2 Resinas compuestas de partículas pequeñas	45
2.3.3 Resinas compuestas en microrrelleno	45
2.3.4 Resinas híbridas compuestas	47
2.4 CLASIFICACION CRONOLOGICA	48
2.4.1 Primera generación	48
2.4.2 Segunda generación	48
2.4.3 Tercera generación	48
2.4.4 Cuarta generación	49
2.4.5 Quinta generación	49
2.4.6 Sexta generación	49
2.4.7 Resinas alternativas	52
2.4.7.1 Materiales de restauración inteligentes	52
2.4.7.2 Ormoceras	52
2.5 SEGÚN SU DENSIDAD	54

3. SISTEMA CONTEMPORANEO DE ADHESIÓN	55
3.1 PRINCIPIOS DE ADHESIÓN	55
3.2 FACTORES REQUERIDOS PARA UNA EXCELENTE ADHESIÓN	56
3.3 TIPOS DE GRABADO ACIDO	57
3.3.1 Grabado ácido al esmalte	57
3.3.2 Reducción de tiempo de trabajo de esmalte	59
3.3.3 Alternativas de los ácidos para grabar esmaltes	60
3.3.4 Efecto del grabado con ácido fosfórico durante 15 segundos sobre el esmalte	60
3.3.5 Capacidad de penetración del ácido fosfórico	60
3.4 GRABADO ACIDO A DENTINA	60
3.4.1 Parámetros que ayudan a la adhesión al tejido dental	60
3.4.2 Parámetros que afectan la adhesión al tejido dental	61
3.4.3 La capa de desecho dentinario: (Smear - Layer)	62
3.6 CLASIFICACION SEGÚN BRANSTROM DE PRESENCIA O NO DE SMEAR LAYER	63
3.6.1 Ventajas de una buena capa híbrida	63
3.6.2 Una deficiente capa híbrida produce	64
3.7 SISTEMAS ADHESIVOS CONTEMPORANEOS	65
4. RESINAS DE BAJA DENSIDAD (RESINAS FLUIDAS)	70
4.1 COMPOSICION	71
4.2 INDICACIONES	71
4.3 VENTAJAS	72
4.4 DESVENTAJAS	72
4.5 RESINAS FLUIDAS Y ESTRÉS DE CONTRACCION	73
4.6 CARACTERIZACION DE LAS PRIMERAS GENERACIONES DE RESINAS FLUIDAS	73
4.7 RESINAS FLUIDAS Y FLUOR FOSFATO ACIDULADO TOPICO	76
4.8 RESINAS FLUIDAS COMO SOLUCION PARA LA ADAPTACION MARGINAL	77
4.9 RECOMENDACIONES	78
5. RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD PARA DIENTES POSTERIORES ("EMPACABLES O CONDENSABLES)	80
5.1 QUIMICA	83
5.1.1 Material de relleno	85
5.1.2 Material polimérico de matriz inorgánica rígida (Primm)	85
5.1.3 Altas características	86
5.2 PROPIEDADES FÍSICAS	87
5.2.1 Módulo de elasticidad	87
5.2.2 Profundidad de la polimerización	87
5.3 INDICACIONES CLINICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS PARA USO EN POSTERIORES	90
5.3.1 Indicaciones	91
5.3.2 Contraindicaciones	91
5.3.3 Ventajas	91
5.3.4 Desventajas	96
5.4 SENSIBILIDAD POST - OPERATORIA	98
5.4.1 Razones potenciales de sensibilidad en restauraciones clase II con resina	98
6. PROTOCOLO PARA EL MANEJO DE RESINAS EMPACABLES PARA CAVIDADES CLASE I Y II	100
RECOMENDACIONES	115
BIBLIGRAFIA	116
ANEXOS	123

LISTA DE ANEXOS

Pág.

ANEXO No. 1	123
ANEXO No. 2	124
ANEXO No. 3	125
ANEXO No. 4	126
ANEXO No. 5	127
ANEXO No. 6	128
ANEXO No. 7	129
ANEXO No. 8	130
ANEXO No. 9	131

LISTA DE TABLAS

Pág.

TABLA No. 1 COEFICIENTES LINEALES DE EXPANSIÓN TERMICA (CLET)	21
TABLA No. 2 UNIDADES DE LUZ PARA FOTOCURADO LAMPARAS MÁS CONOCIDAS PARA FOTOCURADO	30
TABLA No. 3 SISTEMAS ADHESIVOS CONTEMPORANEOS	67
TABLA No.4 MARCAS COMERCIALES MAS CONOCIDAS DE RESINA DE BAJA DENSIDAD (FLOW)	79
TABLA No. 5 PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD (EMPACABLES) Y MEDIA DENSIDAD (CONVENCIONALES)	90

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el ejercicio profesional de la odontología enfrenta un dilema preocupante, ya que cada vez más los pacientes están pidiendo "restauraciones color diente", que aunque estén disponibles y formen parte del itinerario de procedimientos odontológicos, existen casos en los que no son utilizados con un adecuado protocolo.

Estamos conscientes de la preocupación de los pacientes por el contenido de mercurio de la amalgama y su poca estética, además de la tendencia internacional que existe hacia la disminución del uso de este material en países como Suecia y Alemania, sin embargo la amalgama ha sido utilizada en la profesión odontológica por más de 100 años y la mayoría de los odontólogos están más familiarizados con ella que con cualquier otro tipo de material.

En la actualidad se cuenta con resinas de excelentes propiedades para ser utilizadas en dientes posteriores, pero teniendo en cuenta la importancia de una manipulación rigurosa para obtener resultados exitosos, se debe estar al día y conocer sus propiedades, sus indicaciones y manejo adecuado del material.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Se busca con este tema motivar al estudiante de odontología, al odontólogo actual y al docente, a realizar o profundizar técnicas adecuadas para la aplicación de restauraciones estéticas, ante las exigencias cada vez mas frecuentes y la preocupación por parte de los pacientes frente a los efectos tóxicos de las restauraciones en amalgama para dientes posteriores en preparaciones clase I y Clase II compuestas, haciendo de la resina un material que cumpla con las características ideales para este objetivo, las cuales incluyen el de igualar el color del diente remanente cumplir con una buena adhesión y elevada resistencia para así conservar la forma y la función del diente.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Ofrecer un mejor conocimiento sobre el uso clínico adecuado de las resinas tanto compuestas como fluidas, partiendo desde su composición, su forma y espesor de aplicación, técnica de polimerización así como los problemas que se pueden generar de un manejo inadecuado.

Facilitar el buen pronóstico y mantener las propiedades óptimas de una resina dando una forma objetiva y clara del uso correcto de los adhesivos para resinas.

Comprender que el éxito en la odontología requiere de un conocimiento de la naturaleza anatómica y biológica del diente con sus componentes (esmalte, dentina, pulpa y cemento) para así, al usar materiales sintéticos poder mantener unas propiedades físicas, químicas y biológicas óptimas, característica importante de la Odontología Restauradora.

JUSTIFICACIÓN

A través del tiempo la odontología ha venido introduciendo grandes cambios en cuanto a materiales y técnicas utilizadas.

Estos cambios se deben en su mayor parte a las exigencias de los pacientes que cada día desean restauraciones mas estéticas y lo más parecidas al color de sus dientes.

Para nosotras esta necesidad es una de las razones principales para el desarrollo de esta monografía, pues actualmente la utilización de resinas en posteriores (clase I y II) se ha convertido en uno de los avances más importantes de la odontología en los últimos años.

1. MARCO TEORICO

Los materiales dentales en operatoria dental pueden organizarse en cuatro categorías las cuales son: Metales, Cerámicas, Polímeros y Composites, cada una de ellas con estructuras características y unas propiedades inherentes. En cualquier tratamiento de odontología restauradora es importante conocer la estructura y propiedades de los materiales empleados por esta razón incluimos una previsión de los polímeros y composites.

1.1 POLÍMEROS

Son moléculas de gran tamaño compuestas fundamentalmente por elementos no metálicos que están unidos químicamente por enlaces covalentes. Su principal diferencia con otros materiales orgánicos corrientes es su gran tamaño y, por consiguiente, su peso molecular. El proceso de formación de un polímero a partir de subunidades identificables o monómeros, recibe el nombre de polímeros. El término monómero significa "Una unidad". El termino "Polímero" significa "Muchas unidades"¹.

El termino "plástico" abarca sustancias fibrosas, elásticas, resinas o duras y rígidas, todos estos materiales tiene algunas similitudes químicamente porque están compuestas de polímeros. La forma particular y morfológica de la molécula

¹ CLIFFORD M, Sturdevant. ARTE Y CIENCIA OPERATORIA DENTAL, Tercera Edición. S, P. 208

determina en gran medida si el plástico es una fibra, producto elástico o una resina².

Los polímeros se clasifican en³:

1. Acrílicos: Polímeros lieneales - Polimetacrilato.
2. Resinas: Bisgma, Udma, Tedgma, Edgma, Hema, Macro, Micro, Híbridas Convensionales, Híbridas Universales, Fluidas, Condensables, Cerómeros.
3. Elastómeros: Polisulfuros, Poliéteres, Siliconas de Condensación, Siliconas de adición.
4. Ceras: Duras, Blandas, Medias.
5. Acetatos.

1.2 RESINAS

Las resinas son polímeros utilizados para la restauración directa en odontología, según la norma No. 27 de la ADA, se clasifican en:

- ➔ Resinas Tipo I: Resinas acrílicas o no compuestas.
- ➔ Resinas Tipo II: Resinas compuestas.

Las resinas acrílicas fueron introducidas a la profesión dental a mediados de el año de 1950. Fue Kulzer GmbH en Alemania el que generó una patente dirigida a el desarrollo de resinas moldeables. El concepto consistió en generar finos granos de polímero que podían ser suavizados por un monómero de la misma composición. Este proceso permitió la introducción de estos materiales a la profesión odontológica, y desde esto, han tenido una mayor participación en las restauraciones protésicas dentales. Inicialmente fueron usadas para la

² SKINER, CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES, Novena Edición, Interamericana Mc. Graw - Hill, P 161

³ Dr. LOPEZ CAMARGO, Efraín. 3M

construcción de bases dentales restauraciones temporales de coronas y puentes y por un tiempo limitado como materiales para la restauración de dientes anteriores⁴.

Sin embargo las resinas acrílicas presentaron algunas propiedades físicas desfavorables que podían producir fugas marginales, lesiones pulpares, caries recidivantes, cambios de color y desgaste excesivo⁵.

Las mejoras en las técnicas y los materiales permitieron reducir la gravedad o la frecuencia de la mayoría de estos problemas. Actualmente apenas se usan las restauraciones de Resina Acrílica⁶.

Los requisitos ideales de una resina dental se establecen así⁷:

- No debe ser tóxico o irritante.
- Translucidez y transparencia.
- Capacidad de poder darle color.
- Estabilidad dimensional.
- Propiedades físicas y mecánicas adecuados para su uso en boca.
- Debe ser impermeable en los fluidos orales, y no tomar mal olor o aspecto desagradable.
- Insolubilidad en el medio oral.
- No debe poseer olor o sabor.
- Baja densidad.

⁴ JADA, Vol., 128, Mayo 1997. P. 5731

⁵ RJ, Nelson, RB Wolcott, GC, Paffenbarger, Fluid Exchange At The Margins Of Dental Restorations. CLIFFORD M, P. 538

⁶ Ibid. Pág. 538

⁷ Op. Cit. SKINNER. Pág. 162

- ➔ Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente.
- ➔ En caso de fractura debe poder repararse fácilmente.
- ➔ La fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados.

Al estudiar las resinas acrílicas (polímeros de metil metacrilato) teniendo en cuenta algunas propiedades físicas deseables tales como su relativa insolubilidad y su apariencia estética, los investigadores han venido trabajando con el fin de mejorar su baja resistencia a la abrasión, baja dureza, inestabilidad en el color y muy específicamente su alto coeficiente de expansión térmica, responsable de la desadaptación de las paredes cavitarias, reforzando la matriz de resina, adicionándole materiales inorgánicos.

Las resinas compuestas o composites son combinaciones físicas (o mezclas) de metales, cerámicas y/o polímeros con esta mezcla se pretende combinar las propiedades de las partes para conseguir una propiedades intermedias o aprovechar las mejores propiedades de cada parte. La mezcla clásica que se emplea en las restauraciones odontológicas lleva partículas de cerámica combinadas con una matriz polimérica⁸.

Los composites están formados por una fase dispersa (masilla) disfrutada en el seno de una fase continua (matriz). Generalmente, la matriz es la fase que manifiesta una fluidez transitoria durante la manipulación o la aplicación de los materiales también es la fase que suele tener las propiedades menos deseables de

⁸ Op. Cit. CLIFFORD M, Pág. 208

la mezcla. Por lo tanto reduciendo al mínimo la matriz de cualquier sistema se consiguen materiales con propiedades clínicas más deseables⁹.

Para poder obtener resultados satisfactorios con los composites conviene conocer algunos datos sobre las diferentes propiedades de estos productos. Generalmente, estas propiedades obligan a utilizar una técnica específica durante el proceso de la restauración, ya sea durante la preparación de la cavidad como al aplicar el material. A continuación analizamos todos estos factores:

1.2.1 Coeficiente de expansión térmica. El coeficiente de expansión térmica es la velocidad de cambio dimensional de un material por unidad de cambio de la temperatura. Si se mide una sola dimensión, se denomina Coeficiente Lineal de Expansión Térmica (Clet)¹⁰. El Clet se presenta con la letra Griega Alfa α y se expresa en unidades de pulgada/ pulgada/ °F, Cm/Cm/°C ó PPM/°C. El Clet de los polímeros oscila entre 30 y 600 PPM/°C. El Clet de los polímeros oscila entre 30 y 600 PPM/°C. Cuanto más se aproxime el Clet del material al Clet del esmalte, menos probabilidades habrá de que se formen huecos o aberturas a nivel de la unión entre el material y el diente al cambiar la temperatura¹¹.

En la tabla No. 1 Recogemos algunos ejemplos de valores para materiales dentales.

⁹ Ibid. P. 208

¹⁰ Op. Cit CLIFFORD M P. 5361.

¹¹ Ibid. 209

TABLA No. 1 COEFICIENTES LINEALES DE EXPANSIÓN TÉRMICA (CLET)

MATERIALES Y ESTRUCTURAS DENTALES	CLET (PPM/°C)
Cementos dentales tradicionales	8 - 10
Estructura dental	9 - 11
Cerámica PFM	14
Ionómeros de vidrio híbridos	20 - 25
Amalgama dental	25
Composites posteriores con mucha masilla	28 - 35
Composites anteriores	35 - 45
Resinas PMMA de relleno directo	72 - 83

FUENTE: CLIFFORD M, Sturdevant. ARTE Y CIENCIA "OPERATORIA DENTAL", Tercera Edición, Según SL Bayne, DF Taylor, LO Zardiackas, Biomateriales Science, 6 Edición, Chapel, Hill, Nc. 1992

Los composites mejorados tienen un Clet unas tres veces mayor que el de la estructura dental, y el ionómero de vidrio híbrido tiene un Clet 1.5 ó 2 veces mayor que el de la estructura dental. Al adherir un composite a la estructura dental grabada con ácido se reducen los posibles efectos negativos de la diferencia de Clet entre el diente y el material usado¹². Una de las consecuencias de las diferencias en la expansión y la contracción térmicas es que la restauración dental puede expanderse o contraerse más que el diente durante un cambio de temperatura, así, la restauración permite la entrada y salida de líquidos, lo que se conoce como percolación¹³. (Ver anexo 1)

1.2.2 Conductividad térmica. El flujo de calor a través de un material se mide en forma de la velocidad relativa de condición de color o la cantidad de calor conducida por unidad de tiempo. El esmalte y la dentina están compuestas por cristales de hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, lo que hace que estas estructuras actúen como aislantes térmicos. Si sustituimos la estructura dental por materiales metálicos, que suelen conducir el calor, conviene aplicar

¹² Op. Cit. CLIFFORD M, P. 536

¹³ Ibid. P. 209

un aislamiento térmico adicional para proteger la pulpa dental de los rápidos cambios de temperatura que se producen en el interior de la boca. Una de las ventajas de los composites dentales es su escasa conductividad térmica¹⁴.

1.2.3 **Densidad.** La densidad es el peso (o masa) de un material por unidad de volumen. Los polímeros tienen una densidad que oscila entre 0.8 y 1.2 g/cm³, conviene tener en cuenta la densidad al considerar las propiedades de la mezcla de diferentes materiales (composites), ya que las propiedades finales de la mezcla serán proporcionales al volumen de los materiales mezclados (y no a su peso)¹⁵.

1.2.4 **Absorción acuosa.** La absorción acuosa es la cantidad de agua que absorbe un material en un tiempo determinado por unidad de superficie o de volumen. Cuando un material de restauración absorbe agua sus propiedades varían, por lo que puede disminuir su eficacia como material de restauración. Todos los materiales disponibles del color dental absorben algo de agua. Los materiales con mayor cantidad de relleno absorben menos agua¹⁶.

1.2.5 **Resistencia al desgaste.** La resistencia al desgaste consiste en la capacidad de un material para oponerse a la pérdida superficial como consecuencia del rozamiento con la estructura dental, el bolo alimenticio y elementos introducidos a la boca o de higiene oral. La resistencia al desgaste de los materiales de color dental que existen en la actualidad depende del tamaño, la forma, y el contenido de las partículas de relleno, así

¹⁴ *Ibíd.* P. 209, 536

¹⁵ *Ibíd.* P. 209, 536

¹⁶ *Ibíd.* P. 536

como de la localización de la restauración en la arcada dental y de las relaciones de contacto oclusal¹⁷.

1.2.6 **Textura Superficial.** Se define como la uniformidad de la superficie del material de restauración. Algunas restauraciones, especialmente aquellas que están muy próximas a los tejidos gingivales, deben ser muy lisas para proporcionar la máxima eficacia. La uniformidad superficial de una restauración dependerá fundamentalmente del tamaño y la cantidad de las partículas de relleno, así como de una técnica correcta de acabado y pulido¹⁸.

1.2.7 **Radiopacidad.** Un material de restauración debe incorporar suficientes componentes radiopacos para permitir interpretar con mayor facilidad la presencia de caries alrededor o debajo de una restauración en las radiografías¹⁹.

1.2.8 **Solubilidad.** La solubilidad es la pérdida de peso por unidad de superficie o volumen como consecuencia de la disolución o de integración de un material en los líquidos bucales por unidad de tiempo y a una temperatura dada.

1.2.9 **Tensión y deformación:** En el caso particular de la cavidad oral, las diferentes restauraciones estarán sometidas constantemente a una variedad de fuerzas estáticas y dinámicas, como resultado de la aplicación de dichas fuerzas por la acción de músculos asociados al aparato o sistema estomatognático²⁰.

¹⁷ *Ibíd.* P. 536

¹⁸ *Ibíd.* P. 536

¹⁹ *Ibíd.* P. 536

²⁰ GUZMAN, Humberto José, BIOMATERIALES ODONTOLÓGICO DE USO CLÍNICO, Ecue Ediciones P. 32

Cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo sólido, resulta una fuerza de reacción en el cuerpo que es igual en magnitud pero en dirección opuesta a la fuerza externa. Esta última se llama carga en el cuerpo. La fuerza interna dividida entre la superficie sobre la cual actúa en el cuerpo es la tensión resultante²¹. Cuando la tensión esta presente también hay deformación.

Tipos de fuerza o tensión y su correspondiente deformación:

- **Tensión por Tracción.** Se efectúa en los extremos del cuerpo y tiende a estirarlo, va acompañada de deformación por tracción²².
- **Tensión por Compresión.** Es aquella que se aplica sobre la superficie de un cuerpo en forma vertical y tiende a comprimirlo. Va acompañada de deformación por compresión²³.
- **Tensión Tangencial.** Se efectúa en la superficie del cuerpo y en forma tangencial, tiende a deslizar o torcer el cuerpo²⁴.
- **Limite elástico.** Se define como la máxima fuerza que puede soportar un cuerpo sin sufrir deformación permanente²⁵.
- **Limite proporcional.** Es la mayor carga que puede soportar un cuerpo sin sufrir deformación permanente y en cuyo caso se mantiene la proporcionalidad entre fuerza y deformación²⁶. (Ver anexo 2)

1.2.10 **Resiliencia.** Energía que puede absorber un material ante un impacto súbito, mientras la tensión no sea mayor que el limite proporcional²⁷.

²¹ Op. Cit. SKINNER, P. 29

²² Op. Cit. GUZMAN, P. 36

²³ Ibid. P. 35

²⁴ Ibid. P. 35

²⁵ Ibid. P. 35

²⁶ Ibid. P. 35

²⁷ Op. Cit. SKINNER, P. 35

1.2.11 **Método de Polimerización.** El método de polimerización de un composite puede influir en la técnica de inserción, en la dirección de la contracción de polimerización, en la técnica de acabado, en la estabilidad del color y en el grado de porosidad interna del material. Existen dos métodos de polimerización: Autopolimeriza y fotopolimerización con luz visible. En el caso de los materiales autopolimerizables es necesario mezclar los componentes, por lo tanto hay más probabilidades de que quede atrapado aire en la mezcla, lo que incrementa la porosidad interna. Por otra parte, la reacción química limita el tiempo permitido para aplicar el material, lo que puede incrementar el tiempo necesario para el acabado. También se puede observar que los materiales autopolimerizables tiene menos estabilidad cromática debido a la posible separación de los integrantes que inician la polimerización con el paso del tiempo. La contracción de polimerización se dirige hacia las paredes cavitarias más calientes, sobre las que primero el material. Esto permite mantener la adaptación y la polimerizables hay que utilizar lámparas muy caras.

Estas lámparas pueden provocar además daños en la retina si no se toman las precauciones necesarias. Sin embargo, los materiales fotopolimerizables permiten más tiempo de trabajo durante la inserción del material y por consiguiente, necesitan menos tiempo para el acabado. También tienen mayor estabilidad cromática y menos porosidad interna, su principal inconveniente es que la contracción de polimerización se dirige hacia esta parte es la primera que se polimeriza. Esto genera tensiones que tienden a alterar la adaptación, produciendo

microfiltraciones. Este fenómeno puede compensarse en parte utilizando una técnica de introducción (y polimerización) progresiva^{2b}.

GRADO DE CONVERSION.

El número promedio del peso molecular indica la resistencia de resina; el valor de este número disminuye con la presencia de pocas moléculas con bajo grado de polimerización lo que debilita a la resina de manera considerable. Las cadenas laterales libres en la molécula del monómero, por lo general producen una resina más débil, con temperatura de ablandamiento más baja en comparación con las propiedades de un polímero cuya estructura de cadena es rectilínea. Pero si las cadenas son de unión cruzada aumenta la resistencia.

Las resinas fotoactivas reaccionan solo al recibir una intensidad de luz suficiente. Esto trae como resultado una profundidad limitada de polimerización y la conversión de monómero en polímero depende de varios factores como la intensidad de la luz y la duración de exposición.

Para asegurar la polimerización máxima se debe utilizar una luz visible de intensidad alta entre 400 - 500 nanómetros. Con una intensidad máxima de unos 470nm. La intensidad de la luz que incide sobre el composite depende de la propia fuente de luz polimerizadora y de su distancia al composite.

El tiempo de exposición no tiene que ser menor de 40 a 60 segundos y el grosor de la resina no mayor de 2.0 a 2.5mm parece probado que con esta medida mejoran ligeramente algunas propiedades superficiales como la resistencia al desgaste.

^{2b} *Ibid.* P. 536

El grado total de conversión total de conversión de las resinas es favorable si se utiliza la adecuado luz de curado. Se obtiene grados de conversión de 50 a 70%.

POLIMERIZACIÓN POR ENERGÍA RADIANTE. (Fotoactivación): El sistema de polimerización con luz ultravioleta ha sido reemplazado en forma efectiva y segura, con la aparición de unidades de fotocurado de emisión de la luz de espectro visible, sin componentes ultravioleta. Las unidades poseen una lámpara halógena con producción de un haz de luz de color azul con longitud de onda promedio de 468nm. La resina viene incorporada con un agente químico sensible a dicha luz (diquetonas o conforquinona) activadas por la luz (400 - 500nm).

Ventajas del sistema de fotocurado

- ➔ Radiación inocua, pues no posee efecto ionizante sobre las células.
- ➔ Presentación del material de resina en forma de una sola pasta por lo tanto no requiere de espatulado, como en las fórmulas de polimerización química. De acuerdo con leinfelder al espatular los dos componentes de la fórmula química se incorpora aire, lo cual debilita la resistencia del material, lo torna más opaco y más apto para la sorción de agua.
- ➔ Se logra más alto grado de polimerización en las resinas de fotocurado.
- ➔ Ventajas de manipulación ya que el odontólogo dispone del tiempo necesario.
- ➔ Las resinas de fotocurado permiten la aplicación por incremento, la combinación de colores y la aplicación de tintes.
- ➔ Se asegura en el sistema de fotocurado, la perfecta polimerización en los márgenes delgados, cosa que no sucede en las fórmulas de polimerización química. La contracción de polimerización es mínimo y controlada.
- ➔ Posibilidad de terminado y pulimiento final en la misma sesión clínica.

- Con la luz visible emitida por las lámparas actuales es posible lograr la polimerización a través del esmalte dentario.

Etapas en la polimerización

- **Iniciación.** El periodo de inducción o iniciación es el tiempo durante el cual las moléculas del iniciador adquieren energía o se activan y la transfieren a las moléculas del monómero.
- **Propagación.** O conformación de la cadena.
- **Terminación.** La propagación continua hasta el momento en que ya no se encuentren radicales libres.
- **Transferencia de cadena.** Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena, aumentando el peso molecular.
- **Inhibición de la polimerización.** El proceso de polimerización no termina, particularmente por la presencia casi siempre del monómero libre remanente y por la activación de otras cadenas. Con frecuencia las impurezas del monómero inhiben estas reacciones. La presencia de inhibidores influye notablemente en la longitud del periodo inicial así como en el grado de polimerización.

La hidroquinona se adiciona al monómero en cantidades bajas para evitar su polimerización durante el almacenaje. El oxígeno también actúa como inhibidor de la reacción y de la velocidad de polimerización al reaccionar con radicales libres.

COPOLIMERIZACIÓN. Además de las reacciones de polimerización por adición, la macromolécula se forma por polimerización de un tipo único de unidad estructural para mejorar las propiedades físicas, se usan dos o más monómeros de química diferente como materiales iniciadores. Así, el polímero que se forma contiene

unidades de todos los monómeros presentes en un principio. Este se denomina copolimero.

CADENA CRUZADA. La adición de agentes químicos promotores de unión entre las diferentes cadenas en forma tridimensional, producen los denominados polímeros de cadena cruzada con mejores propiedades que los de unión lineal.

Plastificantes. Se agregan la resina con el fin de reducir sus temperaturas de ablandamiento o fusión.

En la tabla No. 2 se registran algunas lamparas más conocidas utilizada en la técnica de fotocurado de resinas compuestas, cada una de estas unidades de luz visible para fotocurado poseen características individuales de acuerdo con el fabricante como son:

- ➔ Peso y tamaño (portátiles o de mesa).
- ➔ Inclusión de un medidor de tiempo en segundo, automático (cronometro).
- ➔ Características de luz de fotocurado sola o luces diferentes adicionales para transiluminación, detección de placa, luz blanca para selección de color etc.
- ➔ Fibra óptica flexible y larga o un tubo rígido para la conducción de la luz.
- ➔ Longitud de onda entre 459 y 496 nanómetro.
- ➔ Profundidad de penetración promedio 2,5mm.

TABLA No. 2 UNIDADES DE LUZ PARA FOTOCURADO
LAMPARAS MÁS CONOCIDAS PARA FOTOCURADO

UNIDAD DE FOTOCURADO	FABRICANTE
OPTILUX 500	Keer
OPTILUX 401 - 403	Kerr
OPTILUX 180 - 150	Kerr
SPECTRUM	Caulk - Dentsply
XL - 3000	3M
COLTOLUX - 4	Coltene
VIVALUX II	Ivoclar
PRONTE	Dentsply
DEGULUX	DeGussa
ELIPAR II	Espe
TRANSLUX LL	Kulzar
SUNLITE 1225	Fen Dental

ESTRÉS DE CONTRACCIÓN²⁹

Los composites se contraen al fraguar. Es lo que se conoce como contracción de polimerización. Esto no puede evitarse y obliga a utilizar importantes soluciones clínicas para contrarrestar los posibles problemas derivadas de la retracción del material al fraguar dentro de las paredes de la preparación cavitaria. Los factores que causan estrés de contracción son, en orden de importancia:

1. GEOMETRIA DE LA CAVIDAD.

- Factor de configuración.
- Tamaño de la cavidad.

2. Técnica aplicada

- En capas.
- Influencia de la luz (influencia de intensidad).

3. Material restaurador

- Rigidez (módulo de elasticidad).

²⁹ Dr. GOMEZ, German, Congreso de Estética, Ivoclar Vivadent.

→ Cambio dimensional (contracción).

Dentro del material restaurador, un buen composite nos debe brindar características como:

- Excelente estética.
- Adaptación buena y fácil.
- Adhesión elástica.
- Bajo módulo de elasticidad.
- Poco estrés de contracción.

El estrés de contracción está asociado a dos factores importantes: El módulo de elasticidad del material y el factor C.

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material que tenga un módulo de elasticidad elevado será más rígido, por el contrario, uno que tenga un módulo de elasticidad bajo será más flexible. La mayoría de las resinas tienen un módulo de elasticidad alto.

El Factor C es un número sin dimensión que nos indica la contracción al utilizar una técnica adhesiva. Cobra mucha importancia ya que si la fuerza de adhesión es menor a la fuerza de contracción del composite, se crean fisuras marginales y, al contrario, si la fuerza de adhesión es mayor se da la deformación. Lo que buscamos es un equilibrio. Su fórmula es:

$$\text{Factor C} = \frac{\text{Superficies con Adhesión}}{\text{Superficies libres.}}$$

- A mayor superficies libres, menor estrés de contracción y a mayor número de superficies adheridas, mayor estrés de contracción.
- Siempre se debe buscar que al restaurar una cavidad, el factor C sea lo más pequeño posible, ya que a mayor factor c, mayor contracción.

1.2.12 Contracción por polimerización en las resinas restauradoras. El ordenamiento de monómeros dentro de las cadenas polímeras durante la polimerización inevitablemente conduce hacia una contracción del volumen. Aunque la carga de alto relleno de una matriz de una resina restauradora reduce la contracción por polimerización, las resinas compuestas actuales todavía contraen 2.9 a 7.1 vol % durante la polimerización libre³⁰. Se han reportado fuerzas de contracción dentro de la resina de hasta 7Mpa³¹.

En situaciones clínicas, la contracción del curado está limitada por el desarrollo del enlace del material restaurador a las paredes cavitarias³². Esta restricción induce fuerzas de contracción de polimerización, la cual impide el desarrollo de la unión resina-diente mediante tracción del material de resina compuesta polimerizando lejos de las paredes cavitarias.

1.2.13 Compensación para la contracción por polimerización.

Flujo. Durante el proceso completo de polimerización, la deformación plástica, o flujo, de la resina compuesta ocurre y puede ser parcialmente compensada por la fuerza de encogimiento inducida. Esta deformación plástica irreversible toma lugar durante las primeras etapas del proceso de polimerización, cuando la fuerza de contracción excede el límite elástico de la resina restauradora. A medida que la polimerización avanza, la contracción y el flujo disminuyen debido a que la rigidez

³⁰ BERTOLOTTI, RL. CONDITIONING OF THE DENTIN SUBSTRATE. *Oper Dent* 1992. Suppl 5:131.

³¹ GB. BLACK. A WORK ON OPERATIVE DENTISTRY IN TWO VOLUMES, Ed. Chicago: Medico Dental Publishing 1917.

³² BOWEN, DENTAL FILLING MATERIAL COMPRISING VINYL-SILANE, TREATED FUSION SILICA AND A BINDER CONSISTING OF DENT REACTION PRODUCT OF BISPHENOL AND GLYCIDYL ACRYLATE US PATEN 3066,112, 1962

aumenta. Las resinas compuestas de autocurado proporcionan el desarrollo de unión adhesiva a la dentina con más tiempo de sobrevivencia. Solo una fracción de la rigidez final es alcanzada por las resinas compuestas autocurables 10 minutos después de la mezcla³³.

La adaptación margina aparentemente superior de la resinas compuestas autocurables puede también se explicada mediante la presencia de burbuja de aire, lo cual contribuye a la cantidad de superficie libre y eventualmente aumenta la capacidad de flujo de la resina compuesta³⁴.

Expansión Higroscópica. En circunstancias clínicas, el efecto de la contracción por polimerización es algo moderado por la absorción de fluido, lo cual causa que la resina compuesta aumente de volumen y pueda compensar la fuerza elástica residual.

Las resinas compuestas de microrrelleno han demostrado que absorben cerca de dos y media veces más agua que los materiales macrorrellenos, debido al mayor volumen de resina en la matriz³⁵. Sin embargo, la expansión higroscópica tomo lugar durante los días y semanas inmediatamente siguientes a la colocación de la restauración de resina compuesta, después de que enlace a la dentina halla fallado. Cuando esto a ocurrido, la expansión higroscópica puede forzar a una restauración de resina compuesta Clase 5 a expandirse más allá del margen de la preparación³⁶.

³³ RE, Bainer PRINCIPLES OF ADHESION, Oper Dent 1992, Suppl 5:1.

³⁴ RL, Bowen, ADHESIVE DONDING OF VARIUS MATERIALS TO HARD TOOTH TISSUES II. BONDING TO DENTIN PROMETED BY A SURFACE - ACTIVE COMONOMER J. Dent Res 1982;44:895.

³⁵ RL, Bowen, EN, Coob, JE Rapson, ADHESIVE BONDING OF VARIOUS MATERIALS TO HARD TOOTH TISSUES: IMPROVEMENT IN BOND STRENGTH TO DENTIN J Dent Res 1982: 61: 1070.

³⁶ RL, Bowen K, Nemoto, JE, Rapson, ADHESIVE BONDING OF VARIOUS MATERIALS TO HARD TOOTH TISSUES: FORCES DEVELOPING IN COMPOSITE MATERIALS DURING HERDENING. J Am Dent Assoc 1983;106:475.

Elasticidad. Si el enlace resina-diente permanece intacto, la rigidez final o inflexibilidad de una resina compuesta puede jugar un rol compensador en el movimiento debido a la fuerza de contracción por polimerización remanente. La rigidez es cuantificada por el módulo de elasticidad de Young, el cual representa la resistencia de un material a la deformación elástica³⁷.

Las resinas compuestas con un alto contenido de relleno tienen un mayor contenido de relleno tienen un mayor módulo de elasticidad de Young, el cual reducirá la contracción volumétrica (debido al mayor contenido de relleno relativo al bajo contenido de resina), pero tiene una fuerza de contracción remanente más alta, lo cual puede afectar la interfase dentina-resina.

Las resinas adhesivas viscosas producen una capa de enlace de resina bastante gruesa entre la cavidad dentaria rígida y la resina compuesta contraía.

Sellado Cervical. El sellado de las brechas marginales cervical efectuada con una resina sin relleno de baja viscosidad, después de que la resina restauradora ha sido curada, es otra técnica para superar los efectos negativos de la contracción por polimerización y obtener restauraciones cervicales selladas.

1.2.14 Sitio de polimerización inicial. La iniciación de polimerización en la interfase resina - diente, dirigiendo la contracción del material de resina hacia la pared cavitaria en lugar de lejos de esta, es ventajoso³⁸. La contracción ocurre hacia la fuente de luz en las resinas compuestas fotopolimerizables, por el

³⁷ M. Braem, AN IN VITRO INVESTIGATION INTO THE PHYSICAL DURABILITY OF DENTAL COMPOSITES (THESIS), Leuven, Belgium, 1985.

³⁸ M. Braem, P. Lambrechts, P. Vanherle, G. Davison, CL, STIFFNESS INCREASE DURING THE SETTING OF DENTAL COMPOSITE RESINS, J Dent Res 1987;66:1713.

contrario en las resinas compuestas autocurables, la polimerización inicial ocurre en el centro del volumen del material³⁹. Para ambos sistemas, las fuerzas tradicionales operan a través de la interfase resina compuesta-dentina, sacando al material de las paredes cavitarias

Para la polimerización de la resina compuesta fotopolimerizable, el material de resina sin adherir en la superficie libre de la restauración primero polimeriza cuando ésta es expuesta a la fuente de luz; además, su capacidad de relajación de flujo esta considerablemente disminuida. Los efectos negativos causados por la fotopolimerización pueden ser superados ampliamente por las capas incrementales del material de resina compuesta para aumentar el área existente de resina libre relativa al área de resina adherida⁴⁰. Técnica de aplicación disciplinada evita la polimerización insuficiente del material más profundo que puede ocurrir con la obturación en volumen debido a la profundidad limitada de penetración de luz. Esta técnica también da como resultado una menor contracción de polimerización debido a que la capacidad de relajación de flujo es mayor y puede ser usada para dirigir la contracción de polimerización hacia las paredes de la cavidad. Para las restauraciones Clase 2 de resina compuesta, la adaptación crítica del margen en el borde gingivo-proximal de la restauración puede ser mejorada significativamente utilizando una técnica de fotopolimerización en tres puntos con cuñas reflectantes de la luz laterales⁴¹.

1.2.15 Biocompatibilidad. Para los aspectos fisicoquímicos de la dentina y de los materiales restauradores de resina compuesta debe ser considerado el

³⁹ MJA, Braem, S, Gladys, P, Lambrecht, CL, Davison, G, Vanherle, FLEXURAL FATIGUE LIMIT OF SEVERAL RESTORATIVE MATERIALS (ABSTRACT 47), J Dent Res 1995;74:17

⁴⁰ M, Braem, P, Lambrecht, G Vanherle, STRESS - INDUCED CERVICAL LESIONS. J, Prosthet Dent 1992;67:718.

asunto biológico de la compatibilidad pulpar. La diseminación de moléculas de monómeros residual hasta la cámara pulpar vía túbulos dentinarios se han reportado que involucra un grado significativo de citotoxicidad, aún en bajas concentraciones.

Sin embargo, los estudios de biocompatibilidad in vivo ha demostrado que las resinas compuestas, ya sean completa o parcialmente curada, causan poca irritación pulpar si las cavidades son selladas para evitar el ingreso de las bacterias desde medio oral.

Cuando ocurre la pérdida de la adhesión, los esfuerzos térmicos y mecánicos sobre la restauración ejercen una acción de bombeo sobre el fluido en la brecha, comprimiendo irritantes o toxinas bacterianas dentro de los túbulos.

Aunque la evaluación biológica de los sistemas de adhesivos dentinarios ha recibido una considerable cantidad de atención, los resultados y conclusiones de estas pruebas de biocompatibilidad varían ampliamente y no cubren todos los sistemas. Por lo tanto, las conclusiones acerca de la influencia de irritantes químicos en la sensibilidad postoperatoria podría todavía ser considerada prematura⁴¹.

Tradicionalmente se ha evitado el uso de ácidos en dentina vital debido al temor de la irritación pulpar, confusión sobre la función protectora de la capa de desecho, y la ausencia de eficacia de los agentes adhesivos.

⁴¹ M, Brännström, LA, Linden, A Astrom, THE HYDRODYNAMICS OF THE DENTINAL TUBULE AND OF SENSITIVITY. Caries Res 1967;1:310

⁴² IM, Brook, GT, Craig, DJ, Lamb, INITIAL IN - VITRO EVALUATION OF GLASS - IONOMER CEMENTS FOR USE AS ALVEOLAR BONE SUBSTITUTES. Clin Mater 1991;7:295

2. RESINAS COMPUESTAS

2.1 DESARROLLO HISTORICO

Al estudiar las resinas acrílicas (polímeros de metil metacrilato) teniendo en cuenta algunas propiedades físicas deseables tales como su relativa insolubilidad y su apariencia estética, los investigadores han venido trabajando con el fin de mejorar su baja resistencia a la abrasión, baja dureza, inestabilidad en el color y muy específicamente su alto coeficiente de expansión térmica, responsable de la desadaptación de las paredes cavitarias, reforzando la matriz de resina, adicionándole materiales inorgánicos.

Los primeros intentos con materiales obturadores estéticos, antecesores de las resinas acrílicas y los composites, se basaban en cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio solubles en ácido, que formaban una matriz de gel de sílice con partículas de vidrio residuales. Estos materiales presentaron problemas de solubilidad que condujeron al desarrollo de sistemas acrílicos sin relleno a base de polimetacrilato de metilo (PMMA). El metacrilato de metilo (MMA) se contraía excesivamente al polimerizarse con lo que se producían filtraciones marginales. Además, el PMMA no era lo bastante fuerte para soportar las cargas oclusales. Debido a ello, se añadieron a la composición partículas de relleno cerámico, fundamentalmente silícicos⁴³.

⁴³ CLIFFORD M, P. 253 - 254.

Las resinas compuestas son el resultado de las investigaciones realizadas por el Dr. Rafael L. Bowen del National Institute Of Standards and Technology, publicado en 1963 y planteada un año antes⁴⁴.

Bowen exploró la posibilidad de usar una resina epoxica (diglicidil - éter - de bisfenol A) mezclada con partículas de sílice. Los resultados fueron prometedores, pero la presencia de humedad inhibía el proceso de polimerización de la resina epoxica. Rendido ante este problema, Bowen unió grupos de metilmetacrilato con grupos finales de la resina epoxica, así convirtió la resina epoxica en un dimetacrilato. El experimento fue propero y resulto una nueva resina o molécula llamada bisfenol a glicidil metacrilato o Bis - Gma también denominada resina de Bowen.

La resina de Bowen tuvo importantes avances como la reducción de contracción durante la polimerización y la capacidad de formar enlaces cruzados (hace más fuerte los polímeros lineales) durante la polimerización. Sin embargo la alta viscosidad del BIS - GMA hizo más difícil el incorporar relleno de monómero a la mezcla químicamente curada. Para resolver este problema diferentes monómeros como los de baja viscosidad (Tegma, Trielenglicol metacrilato) fueon añadidos y diluidos con el BIS - GMA e incorporaron mas relleno.

Este material a traído significantes innovaciones a la odontología en combinación con la técnica de grabado ácido, hace una nueva opción de tratamiento⁴⁵.

Ningún material en la odontología se ha estudiado de manera tan intensa o ha llevado una evolución tan rápida como la resina compuesta, hasta ahora no existe

⁴⁴ GUZMAN, P. 281

⁴⁵ JADA, Vol. 130, Feb, 1999. BIS - GMA, Based Resin In Dentistry: Are They Safe.

una que satisfaga todos los criterios clínicos, existe una familia de resinas compuestas que permite reconstruir la forma dentaria perdida, dependiendo de las necesidades se usará la combinación de estos materiales para obtener mejores resultados⁴⁶.

Desde el punto de vista funcional el reto consiste en crear una resina que tenga un desgaste similar al del esmalte. Los primeros materiales tenían una resistencia pobre al desgaste frente a la oclusión funcional, además su coeficiente de expansión térmica era tan grande que la microfiliación y la caries recurrente eran comunes como el resultado de la filtración de saliva y de microorganismos en torno a estas restauraciones. Los primeros sistemas de adhesión que empleaba al esmalte como medio único de retención micromecánica contribuían al problema, al haber ruptura en la adhesión al esmalte la caries recurrente era inevitable.

Desde el punto de vista estético las resinas compuestas fueron y seguirán siendo un avance, al proporcionar al paciente una restauración estética del color del diente. Los fabricantes han desarrollado resinas compuestas con gran variedad de colores caracterizadores y opacadores que permiten al odontólogo realizar restauraciones altamente estéticas. Los estudios clínicos reportan una excelente semejanza de color con la estructura dentaria; un estudio demostró que las restauraciones en resina en un 98% todavía mantenían una excelente similitud con el color durante más de 2 años⁴⁷

⁴⁶ M, Buonocore, A report composition capable of bonding to human dentin surfaces, J dent res 35: 846, 851, 1956

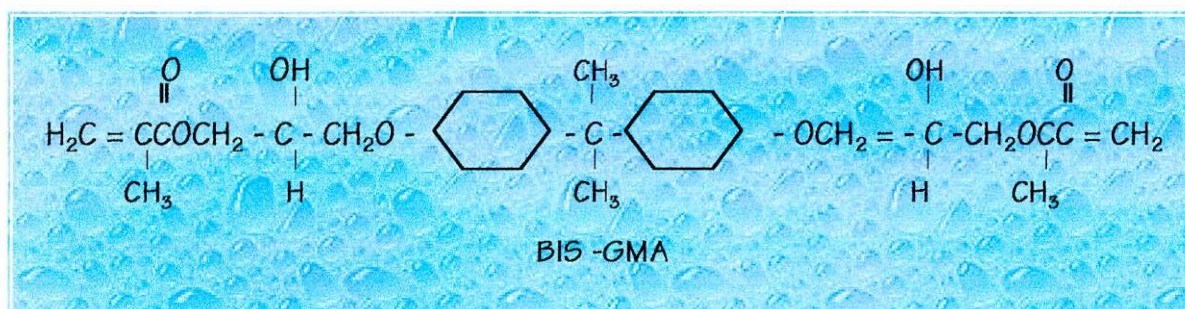
⁴⁷ RB, Mazer, KF, Leinfelder, CM, Russel. Degradation of microfilled posterior composite. Dent mater 1992;8:185-189

2.2 COMPOSICION

Las fórmulas de resinas compuestas poseen 3 componentes principales:

- La matriz orgánica de resinas
- El refuerzo inorgánico o el relleno
- El puente de unión entre las fracciones orgánicas - inorgánica o agente de unión.
- Y otros componentes como: Iniciadores, activadores e inhibidores de polimerización.

1. **MATRIZ ORGÁNICA.** La matriz es la fase continua en la cual los otros ingredientes son agregados. La molécula de Bowen para su resina compuesta es esencialmente un híbrido de resinas acrílicas y epóxicas en donde los grupos epóxicos terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como BIS-GMA (bisfenol - A - glicidil metacrilato).



Esta molécula de acuerdo con Braden posee características notables⁴⁸:

- El núcleo de bisfenol A. Este núcleo químico se encuentra presente en muchos plásticos de alta resistencia tales como los policarbonatos y polisulfonas, polímeros termoplásticos, así como en termoestables como las epóxicas.
- Grupos terminales metacrílicos. Pueden ser polimerizables por los métodos anotados de peróxido de benzoilo con iniciador y los grupos activadores.

→ **Grupos hidroxílicos.** Inducen la unión por el hidrógeno, constituyéndose en un material de alta viscosidad.

Comercialmente los composites más disponibles están compuestos por moléculas de BIS - GMA (Bisfenol - A - Glicidil metacrilato) o por UDMA (Dimetacrilato de uretano) o por UDMA o BISGMA modificados⁴⁹. Debido a que esos monómeros son extremadamente viscosos el uso de estas resinas junto con una molécula de TEGMA (Trietileglicol metacrilato) el cual es un monómero de baja viscosidad mejora las características de estas resinas⁵⁰.

Se han propuesto una serie de composites experimentales el cual contiene un novedoso monómero altamente funcional. El metacrilato derivado de un copolimero de estireno - alil - alcohol o MSAA a sido propuesto en asociación con el bisfenol - a- glicil metacrilato o BISGMA. La molécula consiste en una cadena central de carbonos con un promedio de seis grupos de metacrilato y en sus extremos anillos aromáticos. Esta mezcla ha sido producida para mejorar la resistencia compresiva de los grupos de metacrilato. La alta movilidad de los extremos pueden proveer un enlace flexible por el cual el estrés de polimerización interno puede disminuir con el crecimiento del polímero⁵¹.

Ventajas en el uso de este tipo de monómeros

- Contracción de polimerización menor.
- No es volátil.

⁴⁸ J. Burgess, B, Norling, J, Summit, RESIN IONOMER RESTORATIVE MATERIALS: THE NEW GENERATION, J Esthet Dent 1994;6:207.

⁴⁹ Op. Cit JADA, Vol 131

⁵⁰ Op. Cit JADA, Vol 131

⁵¹ Op. Cit Vol. 31

- La reacción exotérmica de polimerización es baja.
- El tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración, en los túbulos dentinales, siendo así menos irritable.
- Este copolímero es mucho más resistente y de mejores propiedades físicas que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza termocurable.

2. REFUERZO INORGÁNICO. El relleno es la porción del composite que principalmente afecta sus propiedades. El relleno inorgánico mejora la translucidez, reduce el coeficiente de expansión térmica, reduce la contracción por polimerización y hace al material más duro, denso y más resistente al desgaste. Para incorporar una cantidad máxima de relleno, en una matriz de resina, se necesita la distribución de los tamaños de las partículas. Es evidente que si se utiliza una medida única de glóbulos o perlas, existe espacio y se obtiene una distribución continua con un llenado máximo. Las partículas inorgánicas por lo general, están entre 30 - 70% de volumen o 50 - 85% por peso compuesto⁵². La cantidad de relleno afecta las propiedades físicas y como regla general el alto contenido interviene en la resistencia o fuerza final de la restauración⁵³.

Los primeros composites dentales utilizaron exclusivamente relleno de silicato porque hacía más fuerte el material restaurador pero dificultó, la polimerización, la terminación y el pulido⁵⁴. Dentro de los materiales usados como refuerzos podemos mencionar: Cuarzo fundido, vidrio de aluminio, silicato, vidrio de boro - silicato,

⁵² Op. Cit. SKINNER P, GUZMAN P 284

⁵³ JADA, Vol 131, June 2000, THE SPECTRUM OF COMPOSITES: NEW TECHNIQUES AND MATERIAL.

⁵⁴ Op. Cit, JADA Vol 31.

silicatos de litio, silicato de aluminio, fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de zinc, zirconio, trifluoruro de herbio⁵⁵.

FORMA DE LA PARTÍCULA. En general se usan diferentes tamaños de partículas, aun cuando algunos sistemas comerciales utilizan partículas muy finas como las de micropartícula y otros tamaños grandes, o híbridas en cuanto a tamaño de partículas. En el caso de que se requiera radio-opacidad se adiciona vidrio de Bario, estroncio, lantano y circonio. La mayor parte de los vidrios y cuarzo que se utilizan como relleno hacen posible obtener un material translúcido. El cuarzo tiene la ventaja de ser de química inerte pero muy duro. Así, es más difícil pulirlo y que sufra abrasión por los dientes y restauraciones antagonistas. (Ver anexo 3)

3. AGENTES DE UNIÓN. Su aplicación adecuada mejora las propiedades físicas y mecánicas; además, proporciona estabilidad hidrolítica al evitar que penetre agua en la interfase de resina – relleno. Esta unión debe ser fuerte, de lo contrario se producirá el desprendimiento de las partículas de vidrio. Aunque se utilizan titanatos y circonatos como agentes de unión, el más frecuente es el silano orgánico (metacriloxi – propil – trimetoxi – silano).

4. INICIADOR. Peróxido de Benzoilo (autocurado)

5. ACTIVADOR. Amina terciara aromática (Autopolimerización), diquetonas o camforoquinonas activadas por luz visible (fotopolimerización).

⁵⁵ Op. Cit. GUZMAN P 284. Vol. 3 No. 3 Tech - Specs CONTEMPORARY ESTHETICS AND RESTORATIVE PRACTICE MARCH 1999

2.3 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Existen muchos sistemas de clasificación para estos materiales.

1. Forma de polimerización:

→ Resina de autopolimerización

→ Resina de fotopolimerización

2. Según el tamaño de la partícula

- | | |
|---------------------|--------------------------|
| → Convencional | 8 – 12 μm |
| → Partícula pequeña | 1 – 15 μm |
| → Microrelleno | 0.04 – 0.4 μm |
| → Híbrida | 1.0 μm |

2.3.1 Convencional o de macrorrelleno. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el cuarzo, su promedio de tamaño de partícula es de 8 – 12 μm , y las hay hasta de 50 a 100 μm . En las fórmulas nuevas, se ha disminuido sensiblemente el tamaño de la partícula, actualmente se tiene un rango de 1 – 5 μm . El relleno por lo general es de 70 a 80% por peso o de 60 a 70% de volumen, en la microfotografía de la figura se observa el relleno de cuarzo, hay una distribución amplia en el tamaño de las partículas. (Ver Anexo 4).

En general, este tipo de resina son más resistentes a la abrasión, no obstante, presentan rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz suave que rodea a las partículas duras de resina⁵⁶. Los materiales compuestos que utilizan cuarzo como relleno son radiolúcidos y su radiopacidad es menor que la de la dentina.

⁵⁶ Op. Cit. SKINNER, P. 227

Como se muestra en el esquema, al pulir la preparación, se produce una superficie rugosa, así como también la origina el cepillado dental y el desgaste masticatorio con el tiempo, además, estas restauraciones tiene tendencia a la pigmentación, debido en parte a la susceptibilidad de la superficie rugosa al retener pigmentos (Ver anexo 5).

2.3.2 Resinas compuestas de partículas pequeñas. Este tipo de resinas surgen, con el fin de aproximarse a las superficie lisa que se obtiene con los compuestos de microrrelleno y mejorar las propiedades físicas y mecánicas de las convencionales. Los rellenos inorgánicos son de tamaño más pequeño que las resinas convencionales en un promedio de 1 a 5 μm , pero su distribución es muy abierta como se observa en la figura (Ver anexo 6)⁵⁷; por lo general contienen más compuestas de tipo inorgánico 180% de peso y 70% de volumen que los compuestos convencionales. Esta características es particularmente importante para uso en restauraciones de dientes posteriores. Quizá las mejores propiedades físicas o mecánicas se identifican con esta categoría de compuestos.

2.3.3 Resinas compuestas con microrrelleno. Fueron creadas con el fin de resolver los problemas de rugosidad superficial asociada a las resinas compuestas convencionales. Es una clase de material en la que se utiliza partículas coloides de sílice como relleno inorgánico de tamaño de 0.02 a 0.04 μm y de 200 a 300 veces más pequeñas que el promedio de partículas de cuarzo de los compuestos convensionales.

⁵⁷ SC, Bayne JE., Flemming, S Faison, SEM - EDS ANALYSIS OF MACRO AND MICRO RESIN TAGS OF LAMINATES (ABSTRAC 1128) J Dent Res 1982;61:304

El concepto de microrrelleno en un compuesto significa que se ha reforzado la resina por medio de un relleno que proporciona una superficie lisa. Inicialmente estas micropartículas tuvieron un tamaño promedio de $0.04\mu\text{m}$, pero en la actualidad se utilizan tamaños ligeramente mayores 0.05 a $0.1\mu\text{m}$, de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano⁵⁸.

Las resinas de microrrelleno pueden ser pulidas hasta más alto brillo y la superficie más lisa de todas las resinas compuestas⁵⁹.

Puesto que el uso de estas micropartículas coloidales al ser adicionadas en forma directa a la mezcla líquida de monómeros, los torna extremadamente viscosos y difíciles de manipular se han ideado formas diferentes de realizarlo sin comprometer las propiedades físicas⁶⁰.

Las micropartículas pueden ser⁶¹:

- ➔ Complejos de macropartículas unidos a plásticos pre - polimerizados en donde la sílice coloidal se incorpora en una matriz de resina que polimeriza por termocurado. Seguidamente se procede a pulverizar el tamaño de partícula de 1 a $200\mu\text{m}$.
- ➔ La micropartícula se ha adicionado dentro de una matriz de resina previamente polimerizada y pulverizada posteriormente.
- ➔ Complejos de micropartículas aglomeradas, donde las micropartículas de sílice coloidal se aglomeran en conglomerados de un tamaño entre 1 y $25\mu\text{m}$, no intervienen matrices orgánicas de polímeros.

⁵⁸ Op. Cit. GUZMAN, P. 290

⁵⁹ Op. Cit. SKINNER, P. 188

⁶⁰ Op. Cit. GUZMAN, P. 290

⁶¹ *Ibid.* P. 290

En la mayor parte de las aplicaciones, la disminución de propiedades físicas no es un problema. Sin embargo, en cuanto a situaciones de resistencia de carga como en restauraciones Clase II y IV el potencial de fractura es mayor. No obstante, las resinas de microrrelleno, se convierten en la mejor resina para restauraciones estéticas dientes anteriores, en particular en condiciones no sujetas a carga⁶².

2.3.4 Resinas híbridas compuestas. Estos materiales surgieron en un esfuerzo por obtener superficies más lisas que las que proporcionan los de partículas pequeñas, pero sin perder las propiedades de estos últimos. Algunos operadores comparan los compuestos híbridos con las resinas de microrrelleno para su aplicación en restauraciones de dientes anteriores, por su superficie lisa y estética competitiva⁶³.

Como su nombre lo indica, hay dos clases de partículas de relleno en este tipo de materiales, que constan de sílice coloidal y partículas de vidrio que contienen metales pesados, el contenido total es de cerca de 75 a 80% de peso.

La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la textura superficial y la capacidad de pulimiento⁶⁴.

⁶² Op. Cit. SKINER, P. 231

⁶³ *Ibíd.* P. 233

⁶⁴ Op. Cit. GUZMAN. P. 291

2.4 CLASIFICACIÓN CRONOLOGICA⁶⁵.

2.4.1 Primera generación. Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por BIS - GMA (fórmula de Bowen) y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Este refuerzo de tamaño de partícula grande, macropartícula de 8 - 10 micrones (μm).

En la actualidad no se cuenta con productos comerciales de esta generación.

2.4.2 Segunda generación. Fase orgánica o de polímeros, se aumenta al 50 y 60% el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional, es la generación de las resinas de micropartícula.

Exponentes de esta generación son:

- ➔ ISOPAST (Vivadent)
- ➔ SILAR (3M)
- ➔ SILUX (3M)
- ➔ HELIO - PROGRESS (Vivadent)

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

⁶⁵ *Ibíd.* P. 288 - 289 - 294

Exponentes de esta generación:

- ➔ MIRADAPT (Johnson & Johnson)
- ➔ PRISMA - FIL (L.D. Caulk)
- ➔ VALUX (3M Co)
- ➔ ESTILUX (Kulzer)

2.4.4 Cuarta generación. Corresponde al grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrio cerámicas y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores.

Exponentes de esta generación:

- ➔ HERCULITE (Kerr)
- ➔ P30 (3M)
- ➔ HELIOMOLAR (Vivadent)
- ➔ P50 (3M)
- ➔ ESTILUX POSTERIOR (Kulzer)
- ➔ FUL FIL (Caulk)

2.4.5 Quinta generación. Resinas compuesta para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

2.4.6 Sexta generación. Es una nueva generación con formulación de polímeros reforzados con características mejoradas en términos de propiedades físico- mecánicas y excelente estética.

En forma genérica se les denomina resinas compuestas híbridas, por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) 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 partículas que oscilan entre 0.6 y 1 micrómetro, incorporándole sílice coloidal con tamaño de 0.04 micrómetros.

Dentro de las características especiales están⁶⁶:

- Gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dentaria.
- Estabilidad de color duradera.
- Selección adecuada del color mediante las guías de colores vita o Chromascop.
- 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.
- Fórmulas de uso universal tanto para el sector anterior como para restauraciones en posteriores.
- Diferentes grados de opacidad y translucidez, en diferentes matices (colores), lo cual asegura máxima estética.
- Características de fluorescencia y opalescencia.

⁶⁶ Op. Cit. GUZMAN, P. 294



Exponentes de esta generación:

- AELITE - FIL (Bisco)
- AMELOGEN (Ultradent)
- BRILLANT (Coltene)
- CHARISMA (Kulzer)
- CONQUEST (Jeneric)
- DEGUFILL (Degussa)
- HERCULITE XRV (Kerr)
- PRISMA TPH (Caulk)
- TETRIC (Vivadent)
- Z100 (3M)
- PRODIGY (Kerr)
- VITALESCENCE (Ultradent)

Otras formulaciones en esta categoría:

- Renamel Hybrid (Cosmedent)
- Clearfil AP - X (Kuraray - J. Morita)
- TPH - SPECTRUM (Dentsply - Caulk)
- Conquest - Crystal (Jeneric - Pentron)
- Lite - Fil II (Shofu)
- Marathon (Dent - Mat)
- Pertac - Hybrid (Espe)
- Visio - Fil (Espe)
- Vitalescence (Ultradent)
- Arabesk - Top (Voco)

2.4.7 Resinas alternativas.

- Resinas fluidas
- Resinas smart o inteligentes
- Resinas condensables o empacables
- Resinas compuestas con poliácidos modificados (compómeros)
- Polividrios (Cerómeros indirectos)
- Otras: Ormocerías

2.4.7.1 Materiales de restauración inteligentes. La causa más frecuente de la sustitución de restauraciones es la caries secundaria, esta al igual que la caries inicial, esta influida por diversos factores, el riesgo de formación de caries secundaria se reduce adoptando medidas que dificulten el efecto de los ácidos resultantes, en caso de bajo pH intraoral y por su capacidad buffer (amortiguadora) de los ácidos.

Estas resinas contienen un relleno de vidrio alcalino recientemente patentado que libera tres tipos diferentes de iones depende del valor pH con pH bajo la liberación del principio activo es bastante más alta que si el valor pH es neutro. Las propiedades físicas de este tipo de resinas responden a las de los actuales composites de partícula pequeña.

COMPOSICION La matriz orgánica o de monómero consiste en una mezcla de diversos dimetacrilatos. Los materiales inorgánicos de relleno se componen de relleno de vidrio alcalino, vidrio de fluorosilicato de bario - aluminio, trifluoruro de boro y dióxido de silicio altamente disperso. Además contiene catalizadores y estabilizantes.

Los iones liberados tienen el siguiente efecto:

→ Iones de flúor:

- Evitan la desmineralización
- Promueven la remineralización
- Inhiben el crecimiento bacteriano

→ Iones de Calcio:

- Evitan la desmineralización
- Promueven la remineralización

→ Iones de Hidróxilo:

- Neutralización o amortiguan los ácidos productores por las bacterias cariogénicas
- Inhiben el crecimiento bacteriano.

2.4.7.2 Ormoceras. Las ormoceras (definite) corresponden a un nuevo tipo de resina en la cual se introduce una nueva matriz, que sustituye a la matriz de resina convencional (BIS.GMA). Esta matriz recibe el nombre de ormocera (cerámica modificada orgánicamente) una de las principales ventajas de este nuevo producto es su mayor biocompatibilidad debido a que al polimerizar una resina quedan monómeros residuales libres que en este nuevo material el grupo orgánico responsable de la polimerización se enlaza con la red de polisiloxano de modo que no pueden quedar elementos libres.

VENTAJAS SOBRE OTROS PRODUCTOS

- Mayor biocompatibilidad
- Menor contracción de polimerización

- ➔ Superior resistencia a la abrasión

Adicionalmente este nuevo producto trae un nuevo adhesivo que simplifica las técnicas clínicas, es el Etch & Prime 3.0, este sistema contiene una sustancia química llamada pirofosfato, la cual hace posible acondicionar al esmalte y la dentina utilizando un mismo líquido, sin necesidad de grabar con ácido fosfórico.

2.5 SEGÚN SU DENSIDAD

- ➔ Resina de alta densidad (empacables o condensables).
- ➔ Resina de media densidad (contemporáneas)
- ➔ Resina de baja densidad (fluidas)

3. SISTEMA CONTEMPORANEO DE ADHESIÓN

Uno de los requisitos ideales para cualquier material de restauración en odontología es el de poseer características adhesivas, puesto que al presentarse una unión íntima optima entre el tejido dentario y el material restaurador, se va a conformar un solo cuerpo que con la utilización de maravillosos agentes adhesivos multifuncionales con capacidad de unión a substratos dentarios, metálicos, poliméricos y cerámicos, permiten la practica de una odontología depurada, conservadora y de la más alta calidad⁶⁷.

3.1 PRINCIPIOS DE ADHESIÓN.

Recordamos la definición de adhesión como la unión íntima que se sucede entre dos superficies de diferente naturaleza química gracias a fuerzas interfaciales. Fuerzas interfaciales que son de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas, y las segundas mecánicas, Las mecánicas que pueden ser de efecto geométrico, o de efecto reológico no podrían considerarse adhesivas sino más bien de traba mecánica. Mientras que las primeras de Valencia Primaria (enlaces iónico, covalente y metálico) o secundaria (fuerzas de Van der Waals, de London y Puentes de hidrógeno) se deben considerar adhesivas, con gran importancia dentro de la practica de nuestra profesión el proveniente de enlaces covalentes, ya que este

⁶⁷ VARGAS BELTRAN, Omar SISTEMAS CONTEMPORANEOS DE ADHESIÓN EN ODONTOLOGIA (WWW.ENCOLOMBIA.COM)

enlace es particular de la química del carbono, la cual es característica en los polímeros⁶⁸.

3.2 FACTORES REQUERIDOS PARA UNA EXCELENTE ADHESIÓN.

- a. ENERGIA SUPERFICIAL. Todo cuerpo esta formado por átomos, los cuales internamente tiene atracción igual entre si. Las distancias interatómicas son iguales y la energía es mínima. En la superficie la energía es mayor porque la mayor parte de los átomos no son atraídos por igual en todas direcciones⁶⁹.

Dentro de la práctica odontológica para lograr una excelente adhesión requerimos una superficie adherente con energía superficial alta y un adhesivo de bajísima tensión superficial.

- b. Composición homogénea de la superficie adherente los cuerpos con estructura molecular homogénea en lo posible del menor número de elementos, permiten una mejor reacción adhesiva⁷⁰.
- c. LAS SUPERFICIES LISAS Y TERSAS. Que permitan la aproximación de otra superficie, son más aptas a la adhesión. Esta distancia interfacial no debe ser mayor de 2 Angstroms $A = 1 \times 10^{-8} \text{cm}$.
- d. La superficie adherente debe estar libre de impurezas y de humedad, puesto que la superficie adherente en nuestro caso es el tejido dentario.

⁶⁸ *Ibíd.*

⁶⁹ *Op. Cit.* SKINNER.

- e. **CAPACIDAD HUMECTANTE DEL ADHESIVO:** Para producir adhesión, el líquido tiene que fluir con facilidad sobre toda la superficie y adherirse al sólido.

La capacidad de un adhesivo para mojar la superficie depende de varios factores; como ya se dijo, la limpieza de la superficie tiene particular importancia. Una película de agua de apenas una molécula de espesor en la superficie del sólido produce la energía superficial del adherente e impide el humedecimiento con el adhesivo. De igual manera, una película de óxido de una superficie metálica inhibe el contacto de un adhesivo⁷⁰.

- f. **ANGULO DE CONTACTO BAJO CERCANO A CERO DEL ADHESIVO.** El grado en el que un adhesivo humedecerá la superficie de un adherente se determina por la medición del ángulo de contacto entre ambos. El ángulo de contacto es el que se forma por el adhesivo por el adherente y su interfase; si las moléculas del adhesivo atraen a las del adherente con igual o mayor intensidad que entre ellas mismas, el líquido adhesivo se difunde por completo sobre la superficie del sólido y no se forma ningún ángulo. En otras palabras, las fuerzas de adhesión son mayores que las fuerzas cohesivas que unen a las moléculas entre sí⁷².

- g. **MINIMA CONTRACCION DE POLIMERIZACIÓN DEL ADHESIVO.**

3.3 TIPOS DE GRABADO ACIDO

- 3.3.1 **Grabado ácido al esmalte.** El fundamento para la adhesión en odontología restaurativa y adhesiva se inician en 1955, cuando Buonocore propuso el uso

⁷⁰ Op. Cit. GUZMAN

⁷¹ Op.Cit. SKINNER.

⁷² *Ibíd.*

de ácidos para alterar la superficie del esmalte a fin de hacerlo más receptivo para la adhesión. El propuso que las resinas acrílicas podrían ser unidas al esmalte humano, al ser acondicionados con ácidos fosfóricos al 85% por 30 segundos. Posteriores investigaciones sugieren la formación de Tags de resina como el mecanismo primario de unión de la resina al esmalte grabado con ácido fosfórico. (Los tags de resina son proyecciones de resina líquida BISGMA y/o UDMA, polimerizada dentro de las varillas del esmalte o en los túbulos dentinales o en la dentina intertubular).

El ácido remueve alrededor de 10 micrones de la superficie del esmalte y crea unas porosidades con un nivel de profundidad entre 5 y 10 micrones. Cuando una resina de baja viscosidad es aplicada, esta fluye dentro de las microporosidades previamente formadas y polimeriza para formar una unión micromecánica con el esmalte. El grabado incrementa la humectabilidad y el área de superficie del sustrato del esmalte, además la copolimerización establecida entre el doble carbono del adhesivo con la matriz de resina, produce fuertes uniones químicas.

Se han utilizado diferentes concentraciones de ácido. Silverstone reportó que concentraciones entre el 30 y 40% proveen una superficie de esmalte que puede ser mas retentiva. También la distribución del calcio y el incremento en la profundidad del grabado con concentraciones de ácido de un 40%. Soluciones más fuertes disuelven menos calcio y ocasionan un grado menos profundo. Como resultado de estos estudios, la mayoría de los grabadores de esmalte vienen en concentraciones entre 30 y 40% (frecuentemente 37%)⁷³.

⁷³ J SWIT, Edwar, BONDINTO ENAMEL AND DENTIN: A BREIF HISTORY AND STATE OF THE ART 1995.

Gwinnet, Silverstone y otros describieron 3 patrones de grabado: (Ver anexo 7)

- ➔ TIPO I: Adhesión del núcleo del prisma.
- ➔ TIPO II: Disolución de la periferia del prisma, que es la ideal.
- ➔ TIPO III: No hay estructura prismáticas evidentes⁷⁴.

El más común es el Tipo I, en el cual se afecta preferencialmente el centro del prisma del esmalte, removiéndolo, la periferia de dicho prisma permanece intacta.

En el esmalte debemos tener en cuenta:

- ➔ Superficie limpia y seca.
- ➔ Decorticado superficial.
- ➔ Conocimiento de la disposición de las varillas.
- ➔ No pulir con copas para evitar sobrecalentamiento.
- ➔ Un usar piedra pómez.

3.3.2 Reducción del tiempo de trabajo de esmalte. Tradicionalmente se ha recomendado una aplicación por 60 segundos de ácido fosfórico sobre el esmalte, en concentraciones del 30 al 40%. Estudios posteriores con microscopio electrónico, indicaron que el tiempo más corto de aplicación (15 segundos) proveen esencialmente la misma superficie rugosa que con un tiempo de aplicación de 60 segundos. Estudios de laboratorio mostraron que la ruptura de las fuerzas de unión así como la microfiltración marginal son similares para 15 y 60 segundos⁷⁵.

⁷⁴ ANDES, DIPLOMADO DE ODONTOLOGÍA ESTÉTICA

⁷⁵ Op. Cit J. SWIFT

3.3.3 Alternativas de los ácidos para grabar esmaltes. Los nuevos sistemas adhesivos cuentan con sistemas grabadores simultáneamente para dentina y esmalte, con ácidos más débiles que los tradicionales (ácido fosfórico a 37%). Estudios mostraron que empleando ácidos tales como Ac. Fosfórico al 10%, Ac. Maleico al 10% y Ac. Nítrico al 2.25% graban tan efectivamente como el ácido fosfórico al 37%⁷⁶.

3.3.4 Efecto del grabado con ácido fosfórico durante 15 segundos sobre el esmalte.

- Pérdida del esmalte superficial de 10 micras.
- Microporo de 20 a 50 micras de profundidad.
- Microporo de 5 a 10 micras de ancho.
- Pérdida selectiva de fosfatos de calcio y de enamelinas⁷⁷.

3.3.5 Capacidad de penetración del ácido fosfórico.

- Alto : Más de 100µm
- Medio : Entre 50 y 100µm
- Baja : De 25 a 50µm⁷⁸

3.4 GRABADO ACIDO A DENTINA

3.4.1 Parámetros que ayudan a la adhesión al tejido dental. La durabilidad y potencia de los agentes de unión puede verse influida por diversos factores como son:

⁷⁶ Op. Cit J. SWIFT

⁷⁷ ANDES, DIPLOMADO DE ESTETICA DENTAL

⁷⁸ Op. Cit. ANDES

- ➔ Propiedades físico - químicas de la superficie a adherir y el adhesivo.
- ➔ Las propiedades estructurales de la superficie a adherir (heterogénea).
- ➔ La formación de superficies contaminadas durante la preparación de la cavidad.
- ➔ El desarrollo de tensiones externas y procesos de contracción del agente de unión y otros mecanismos de compensación.
- ➔ La transmisión y distribución de carga de cada proceso a unir.
- ➔ El medio de la cavidad oral sujeto a humedad, tensiones físicas, cambios de pH y temperatura, componentes dietéticos y hábitos masticatorios.
- ➔ Aspectos estructurales y composición del esmalte y la dentina, ya que la adhesión a estas dos estructuras es totalmente diferente por su diferentes composición. En contenido orgánico de esmalte es de 95 a 98% por su peso y 86% por volumen. El componente primario es la hidroxiapatita, el resto consiste en agua (4% peso y 12% volumen) y el material orgánico (es de 102% de peso y 2% de volumen)⁷⁹.

3.4.2 Parámetros que afectan la adhesión al tejido dental. Entre los factores que contribuyen al fracaso en la unión al tejido dentinal tenemos:

- ➔ El contenido mineral en la dentina puede incrementarse con la edad, caries o exposiciones a la cavidad oral (erosión cervical o lesiones abrasivas). El incremento en la anchura de la dentina peritubular y la obstrucción de los tubulos dentinales por depósitos crisaralinos. Dentina que ha sufrido cambios estructurales como es el caso de la dentina esclerótica la cual se hace resistente a los acondicionadores. Los registros clínicos de adhesión a dentina son menos satisfactorios a lesiones cervicales escleróticas que en dentina normal.

⁷⁹ Op. Cit. ANDES

- ➔ Las propiedades estructurales del adherente que es heterógeno, la formación de contaminantes durante la preparación, la formación de fuerzas que afectan después el proceso de adhesión y sus mecanismos de compensación, transmisión y distribución de fuerzas aplicadas.
- ➔ Además el ambiente oral, fuerzas cambios de temperatura, componentes de dieta y hábitos alimenticios, afectan considerablemente a la adhesión e interacción entre materiales y los tejidos dentales.

3.4.3 La capa de desecho dentinario: (Smear - Layer): Antes la adhesión a la dentina también se dificultaba debido a la formación de una capa de contaminantes o desechos, que se origina al tallar sobre la superficie dentinal mientras esta es cortada. La capa de contaminantes (0.8 y 5 micrones) ocluyen los orificios de los tubulos dentinales. Este espesor varia con el sustrato específico y el tipo de instrumento usado en la preparación⁸⁰.

3.5 COMPOSICIÓN CAPA DE CONTAMINANTES DENTINALES (SMEAR - LAYER)

- ➔ Iones de Ca, P., Zn., etc.
- ➔ Colágeno
- ➔ Procesos odontoblastos.
- ➔ Fluido tubular.
- ➔ Bacterias y saliva.
- ➔ Morfología irregular.

⁸⁰ Op. Cit. J SWIFT

Luego, al realizar estudios se propuso que esta delgada capa protegía la permeabilidad de la dentina en un 86%. Aunque el detritus ocluye los túbulos dentinarios con la formación de proyecciones de capa de desecho dentro de los túbulos, la capa de desecho es porosa y penetrada por canales submicrónicos, lo cual permite que una pequeña cantidad de fluido dentinario pase a través⁸¹.

3.6 CLASIFICACION SEGÚN BRANSTROM DE PRESENCIA O NO DE SMEAR LAYER

- ➔ 0 = Superficie completa y homogénea de smear layer. No existen tubulos visibles.
- ➔ 1 = Superficie de smear layer adelgazada, algunos abiertos.
- ➔ 2 = Smear layer parcialmente removido. Muchos orificios abiertos.
- ➔ 3 = Smear layer removida. Muchos tubulos completamente abiertos.
- ➔ 4 = Smear layer completamente removidos, se incrementa el número de tubulos abiertos⁸².

HIBRIDACIÓN. La hibridación, o la formación de una capa híbrida, ocurre después de una desmineralización inicial de la superficie dentinaria con un acondicionador ácido, exponiendo la red de fibrillas colágenas con microporosidades interfibrilares que subsecuentemente se vuelven interdifusas con monómeros de baja viscosidad.

Esta zona, en donde la resina del sistema adhesivo se traba micromecánicamente con el colágeno dentinario, es entonces la llamada capa híbrida.

3.6.1 Ventajas de una buena capa híbrida.

- ➔ Alta resistencia tensional adhesiva.

⁸¹ S SCHUWARTS, Richard, FUNDAMENTOS EN ODONTOLOGIA OPERATORIA UN LOGRO CONTEMPORÁNEO, Dos actualidades médico odontológicas, Latinoamérica.

- Sella adecuado de tubulos dentinales.
- Previene la invasión bacteriana.
- Aíslan la cámara pulpar del medio externo.
- Reducen la presión de los procesos odontoblasticos.

3.6.2 Una deficiente capa híbrida produce

- Sensibilidad postoperatoria.
- Dentina débil y frágil.
- Invasión microbiana.
- Reducción considerable de la fuerza adhesiva.
- Fallas cohesivas con la resina compuesta.

Los sistemas contemporáneos de adhesión en odontología, son la resultante de continuados esfuerzos de investigadores en universidades y laboratorios de multinacionales, buscando cada vez más, una mayor biocompatibilidad y adicionalmente reducir significativamente la sensibilidad en la técnica asociada con los actuales sistemas adhesivos y con los agentes de unión a dentina. El que estos materiales se suministren en varios frascos que adicionalmente deben aplicarse con una secuencia rigurosa y definida, podría considerarse como una desventaja en la manipulación de los mismos⁸³.

Es apenas obvio que en los diferentes sistemas adhesivos disponibles en el mercado mundial, las sustancias o componentes empleados pueden variar significativamente, estableciendo claras diferencias entre unos y otros. Las patentes propiedad, a menudo establecen rígidos parámetros de referencia que

⁸² Op. Cit. ANDES

⁸³ Dr. VARGAS BELRAN, Omar, SISTEMAS CONTEMPORANEOS DE ADHESIÓN EN ODONTOLOGIA.

llevan a diferencias e innovaciones en la composición de estos sistemas adhesivos, buscando una altísima eficiencia con el material restaurativo del mismo productor. Razón por la cual, sin conocer con exactitud los componentes de los sistemas de adhesión, así como los de los materiales restaurativos es poco responsable y ortodoxo, en cuanto el fenómeno adhesivo se establece; el pretender mezclar materiales de diferentes casas comerciales.

3.7 SISTEMAS ADHESIVOS CONTEMPORANEOS

COMPOSICION. Los nuevos sistemas adhesivos de Monofrascos, con características especiales de unión a diferentes substratos, entre ellos tanto esmalte como dentina, poseen los siguientes elementos por lo que mal pueden ser clasificados como monocomponentes.

- ➔ **Vehículo:** Medio de transporte de los diferentes químicos de composición. Los tipos de vehículo generalmente usados en los diferentes productos en el mercado mundial pueden ser agua, etanol o acetona.
- ➔ **Moléculas bifuncionales:** Utilizadas también en los denominados Primers o Imprimadores en el caso de los adhesivos de multifrascos. Esta molécula bifuncional posee un extremo altamente hidrofílico, capaz de humectar la dentina y en especial la malla colágena de la misma, preparándola para la unión con el resto de materiales restauradores. El otro extremo es de tipo hidrofóbico apto para la unión con el adhesivo o material de restauración respectivo. Estas moléculas bifuncionales, promotoras de adhesión se basan químicamente en tres grupos:
 - ➔ **HEMA:** 2 hidroxi-etil-metacrilato.
 - ➔ **BPDM:** bitenil-dimetacrilato.
 - ➔ **4META:** 4metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido.

- ➔ Grupo de moléculas poliméricas adhesivas: Generalmente hidrofóbicas, utilizadas tradicionalmente en el caso de los adhesivos de multifrascos en el Bonding Agent o Agentes de Unión, en su gran mayoría con base en la llamada molécula de Bowen o BIS-GMA bisfenol-glicidil-metacrilato. Como también UDMA para el caso de algunos materiales europeos.
- ➔ Grupos químicos para la polimerización: Que pueden ser diquetonas, canforoquinonas e iniciadores químicos que permiten la reacción química indispensable para la conversión del biomaterial.

Carga Inorgánica: Algunos sistemas adhesivos incorporan vidrios en su composición con el fin de disminuir la indeseable contracción de polimerización, aumentar la resistencia tensional y otorgar así mismo un efecto anticariogénico mediante la liberación de pequeñas cantidades de iones de flúor.

EFECTO DEL RELLENO DE SILICE EN LOS ADHESIVOS

- ➔ Refuerzo del Tag al Polimerizar
- ➔ Menor contracción de polimerización.
- ➔ Proporciona consistencia de gel.
- ➔ Mejora la integridad marginal.
- ➔ Controla la difusión de los metacrilatos.

Para demostrar que cada sistema adhesivo es único y característico de su respectivo material de restauración, con modalidades especiales de manipulación de acuerdo a las instrucciones que obligatoriamente deben estar incluidas por cada producto. Nos permitimos transcribir los diferentes componentes químicos de algunos de los más importantes adhesivos para su uso odontológicos, disponibles en el mercado, tanto del tipo de multifrasco, como del monofrasco.

TABLA No. 3

NOMBRE	FABRICANTE	COMPONENTES
SCOTCHBOND 2	3M DENTAL	Imprimador: Acido maleico - HEMA H ₂ O - Copolímero de Acido polialquenoico. Adhesivo: BIS GMA - HEMA . Camforoquinona.
SYNTAC	VIVADENT	Imprimador: TEG.MAD - H ₂ O - Acido Maleico - Acetona Adhesivo: PEG.DMA - Glutaraldehído - H ₂ O - Diquenona.
OPTIBOND FL	KERR	Imprimador: HEMA - GPDM - PAM - Etanol - H ₂ O - Camforoquinona. Adhesivo: BIS - GMA - HEMA - GPDM - 48% Carga de vidrio de bario aluminio boro silicato - Camforoquinona.
PERMAQUICK	ULTRADENT	Imprimador: HEMA - Balsamo Canada - Etanol - Acido metacrilato - Fosfato Monom - Camforoquinona. Adhesivos: BIS.MGA - TEG.DMA - Monomeros - Aminas Terciarias - Camforoquinonas - 40% de carga de vidrio.
PRIMER & BOND NT	DENTSPLY	Sistema adhesivo tipo Monofrasco BIS.GMA - UDMA - PENTA - Hidrofluoruro de Cetilamina - Acetona - SiO ₂ nano filler - Canforoquinonas.
PQ - 1	ULTRADENT	Sistema adhesivo tipo Monofrasco BIS.GMA - TEG.DMA - HEMA - Etanol - Acido Metacrilato - 40% de Carga de vidrio.
SINGLE BOND	3 M DENTAL	Sistema adhesivo tipo monofrasco BIS.GMA - HEMA - Copolimero de Acido poliacrilico Itaconico - DMA - Etanol - H ₂ O - Camforoquinona.
EXCITE	VIVADENT	Sistema adhesivo tipo monofrasco BIS.GMA - HEMA - MMPAA - Acrilato de Acido fosfónico - Etanol - Diquetona - Carga de vidrio de silice.
ONE COAT BOND	COLTENE	Sistema adhesivo tipo monofrasco. UDMA - HEMA - HPMA - H ₂ O - Diquetona - Acido poliacrílico - carga de vidrio de SiO ₂ .
OPTIBOND SOLO	KERR	Sistema adhesivo tipo Monofrasco BIS.GMA - HEMA - GPDM - Camforoquinona - Etanol - Carga de vidrio de Bario Aluminio Boro Silicato

- BIS.GMA Bisfenol - Glicil - Metacrilato
- HEMA 2 Hidroxi - Etil - Metacrilato
- TEG.DMA Tri - Etilen - Glicol - Dimetacrilato
- PEG.DMA Polietilen - Glicol - Dimetacrilato
- GPDM Glicerol - Propano - Dimetacrilato
- DMA Dimetacrilatos
- MMPAA Poliacidos - dimetacrilato - Modificado
- UDMA Dimetacrilato de Uretano
- HPMA Hidroxi - Propil - Metacrilato
- BPDM Bifenil - Dimetacrilato
- 4 - META - 4 Metacril - Oxi - Etil - Trimelitato - Anhíbrido
- PENTA Ester - Fosfonato - Penta - Acrilaton ⁸⁴

⁸⁴ Op. Cit. VARGAS BELTRAN, WWW.ENCOLOMBIA.COM

Según el Informe del Clinical Research Associates Newsletter C.R.A. Vol. 10, ejemplar 7 de julio/96, los puntos clínicos pertinentes a la adhesión independientemente del producto utilizado son:

- a. Odontólogos y Auxiliares necesitan comprender el propósito de cada componente del sistema para llevar a cabo los pasos del protocolo con precisión.
- b. Controlar todos los componentes para evitar la expiración, contaminación, y el espesor de los líquidos según se utilicen las botellas o contenedores de los adhesivos.
- c. Se debe mandatoriamente eliminar mecánicamente la placa bacteriana y restos antes de adherir.
- d. Evitar deshidratar las preparaciones dentales. La totalidad de los productos probados dieron mejores resultados sobre dentina levemente húmeda.
- e. No abrir el imprimador hasta justo antes de usarlo, para evitar la evaporación de importantes componentes químicos altamente volátiles.
- f. Aplicar el imprimador en múltiples capas y observar la brillantez de la superficie antes de seguir, Es mejor demasiado imprimador que poco.
- g. La solución adhesiva debe cubrir la totalidad de las superficies que se van adherir. No usar demasiado aire o la inhibición de oxígeno no permitirá una polimerización adecuada. Aplicar dos capas si se tienen dudas.
- h. Contaminantes (saliva, sangre, placa bacteriana, restos alimenticios, aceite) en cualquier momento requieren que se vuelva a realizar todo el proceso entero.
- i. Permitir cuanto más tiempo posible (varios minutos) para que el fenómeno adhesivo madure antes de acabar y de quitar el aislamiento⁸⁵.

⁸⁵ Op. Cit. J SWIFT

NUEVOS DESCUBRIMIENTOS

Desensibilización. Estudios Científicos plantean el uso de adhesivos dentinales para disminuir la sensibilidad presente en dentina expuesta cuando se ha preparado para coronas. Este sistema se explica probablemente por la formación de una capa híbrida y la oclusión de los tubulos por acción de los tags de resina.

También otros estudios clínicos han demostrado que el Gluma Primer puede ser usada para desensibilizar dientes que han sido preparados para coronas o en casos de lesiones erosivas cervicales hipersensibles. El Gluma Primer contiene el 5% de glutaraldehído el cual es un fijador biológico. El glutaraldehído puede ocluir los tubulos dentinales y reducir la permeabilidad por coagulación de las proteínas plasmáticas dentro del tubulo.

4. RESINAS DE BAJA DENSIDAD (RESINAS FLUIDA)

Debido a los inconvenientes de los materiales condensables (resinas condensables), tales como la escasa fluidez que hacen que sean extremadamente perezosos a la hora de introducirse en grietas, fisuras o irregularidades de la cavidad, puede conducir a una mala adaptación a las paredes y el fondo de la preparación, quedando atrapadas burbujas de aire entre el composite y el diente, resulta especialmente crítica la grieta que se forma entre el diente y la matriz en los márgenes de las cavidades clase II, ya que un mal sellado en esa zona puede dar lugar a filtraciones marginales.

Atendiendo estas dificultades se crearon los materiales de relleno fluidos, capaces de penetrar sin dificultad casi en cualquier sitio⁸⁶

La primera generación de resinas fluidas fue introducida en 1996, justo después de las resinas condensables, estas fueron creadas guardando el mismo tamaño de partículas de los composites híbridos tradicionales, pero reduciendo el contenido de relleno, permitiendo así reducir la viscosidad de la mezcla⁸⁷. (Peso 60% - 70% Volumen 46% - 65%) comparado con los composites híbridos (Peso 70% - 80%, Volumen 60% - 75%)⁸⁸.

⁸⁶ C BAYENE, Stephen, MS, F.A.D.M, Jeffrey, PH.D, Thompson, J. SWIFT Jr. Edward, STAMATIADIS, Perry, WILKERSON, Michelle, JADA, Col. 129, Mayo 1998. A CHARACTERIZATION OF FIRST - GENERATION FLOWABLE

⁸⁷ VIVADENT, Tetric - Flow

⁸⁸ SHU FEN, Chuang DDS, JIA - KUANG, Lui, DDS, CHEN - CHI CHAO DDS, Feng - Din Liao DDS, MS and Yea - Huey Melody Chen DDS, MS. EFFECTS OF FLOWABLE COMPOSITE LINING AND OPERATOR EXPERIENCE ON MICRO LEAKAGE AND INTERNAL VOIDS IN CLASS II COMPOSITE RESTAURATIONS Journal Of Prosthetic Dentistry - Vol. 85, Febrero 2001.

4.1 COMPOSICIÓN

La matriz del monómero se compone de bis-GMA, dimetracrilato de uretano y dimetacrilato trietilengol Tagma.

Las partículas de relleno inorgánico se componen de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorsilicato Ba-Al , dióxido de silicio, altamente disperso y óxido mixtos esferoidales⁸⁹.

El contenido total de relleno inorgánico , el peso y el volumen varían según la casa comercial, al igual que el tamaño de las partículas, todos estos son modificados reológicamente para permitir su característica de fluidez.

4.2 INDICACIONES

1. Restauraciones clase III y pequeños defectos estructurales.
2. Restauración de preventiva en resina.
3. Restauración de abfracciones cervicales.
4. Restauración de preparaciones en túnel (tunelización)
5. Reparación de defectos en una interfase o grieta después de realizada una restauración.
6. Selle de defectos marginales.
7. Uso como liner cavitario en combinación con restauraciones en resina compuesta en posteriores.
8. Sellante de fosetas y fisuras.
9. Fijación adhesiva de restauraciones en cerámica y composite

⁸⁹ Op. Cit. Tetric - Flow

4.3 VENTAJAS

1. Excelente acceso. En cavidades donde no alcanzan a llegar instrumentos manuales para la colocación de resinas , esta resina (fluida) por su menor viscosidad facilita su colocación, se coloca con jeringas muy pequeñas. Por ejemplo en tunelizaciones.
2. Especialmente bueno para preparaciones por abrasión de aire, las cuales tienden a ser profundas y estrechas.
3. Alta flexibilidad, la cual puede resultar útil en las abfracciones cervicales.
4. Liberación de flúor.
5. Resistencia a la microfiltración tanto en esmalte como en dentina , similar a la de los composites híbridos.
6. Resistencia compresiva en áreas de contacto libre.
7. Flexibilidad.
8. Alta humectación.
9. Adaptación buena y fácil.
10. Adhesión elástica.
11. Fácil y buen pulido.

4.4 DESVENTAJAS

1. Imposibles de modelar.
2. Su escaso porcentaje de relleno inorgánico hace que presenten una elevada contracción de polimerización.
3. Escasa resistencia al desgaste
4. Baja resistencia a la acción traumática de la oclusión⁹⁰.

⁹⁰ *Ibíd. Jada*, Vol 129, Mayo 1998

5. Pigmentación con algunos enjuagues y reveladores.
6. Solo son fotocurables.
7. Solo se debe fotopolimerizar en capas de 0.5mm

4.5 RESINAS FLUIDAS Y ESTRÉS DE CONTRACCION

Al utilizar las resinas fluidas, debemos aplicarlas por capas (no mayores de 0.5mm), y fotopolimerizar por capas, para que el factor C sea menor. El uso de la resina fluida como líder y la aplicación por capas del composite restaurador, disminuye el estrés de contracción mientras restablece la adhesión a dentina⁹¹.

4.6 CARACTERISTICAS DE LAS PRIMERAS GENERACIONES DE RESINAS FLUIDAS

Las resinas compuestas dentales convencionales están densamente cargadas con partículas de relleno reforzadas para mejor fuerza y mayor resistencia al desgaste. Generalmente todas las propiedades mecánicas mejoran con la carga de relleno. La resistencia al desgaste se incrementa cuando pequeñas partículas de relleno altamente empacadas protegen la matriz polimerizada en el composite del bolo alimenticio. A pesar de los numerosos refinamientos hechos en composites tradicionales durante la década pasada hay dos características manualmente clínicas deseables desde hace mucho tiempo a las cuales se ha tenido acceso solo hasta ahora.

- ➔ No pegachento de manera que puedan haber materiales que puedan ser empacados o condensados como la amalgama.

⁹¹ ARTICULOS. "Flowable Resin Composites As "Filled Adhesives": Literature Review and Clinical Recommendations" y "Polymerization Shrinkage and Elasticity of Flowable Composites and Filled Adhesives".

→ Inyectabilidad fluida.

Varios composites condensables como Salitaire (Heraeus-Kulzer) y A.L.E.R.T (Jeneric-Pentron), han sido recientemente introducidas al mercado.

Los primeros reportes (sobre una o dos propiedades) están apenas saliendo a flote para algunas pocas resinas fluidas o composites.

El éxito de los composites fluidos iniciales fueron más el resultado del marketing que cualquier otra propiedad aparte de la fluidez. Después del éxito comercial de los primeros productos, algunas compañías siguieron el ejemplo y comercializaron sus propios composites fluidos, ya que los materiales fueron desarrollados en respuesta de las peticiones para una mejor manipulación más que para un criterio clínico de presentación.

Mientras tanto en la práctica estos materiales han sido considerados en casi todos los procedimientos adhesivos restaurativos.

Debido a la carencia sustancial de investigación estos materiales no deben ser usados en situaciones que envuelvan alto estrés o asociados con desgaste.

Los estudios clínicos son muy importantes para el estudio de los materiales. Las propiedades físicas y mecánicas han sido correlacionadas directamente con la vida clínica de las restauraciones en aplicaciones clínicas específicas. Sin embargo, las propiedades mecánicas del composite pueden ayudar a determinar si las propiedades de nuevos materiales son iguales o quizá superiores de aquellos materiales ya existentes antes de asumir el costo.

Recientemente han sugerido que una propiedad mecánica clave para la predicción clínica de su uso puede ser su dureza. Esta propiedad puede ser correlacionada con el desgaste y la resistencia a la fractura.

Los composites fluidos tienen mayor cantidad de resinas que los composites tradicionales lo cual les proporciona mayor dureza y resistencia a la fractura debido a su bajo módulo elástico.

Los composites fluidos se adaptan como los composites híbridos a una cavidad de preparaciones marginales, pero no todos los materiales deben de ser usados en el amplio rango de aplicaciones clínicas que tienen estas resinas. Es decir que se debe seleccionar bien la situación para usar determinado material.

Las resina fluidas requieren que la profundidad de curado sea al menos de 0.5mm, basados en estas propiedades todos los composites fluidos deben ser aceptados como materiales de relleno que tengan aplicaciones bajas de estrés. Lo anterior para recomendar que los composites fluidos no deben ser usados todavía para restauraciones definitivas en molares y premolares en clase I, II, IV, VI.

Por la relativa fluidez de estos materiales se pueden usar en situaciones de difícil acceso o que requieren una buena penetración, el éxito en estos casos no puede requerir una resistencia al desgaste excepcional.

Las restauraciones con aire abrasivo, las lesiones de clase V, las reparaciones de porcelana, los defectos de esmalte a nivel incisal pueden ser tartadas con

composites fluidos. Pero con cuidado ya que los materiales fluidos pueden desgastarse.

Su aplicación mas popular es como liners en áreas de difícil acceso o de fluidez especialmente en clases proximales en las cajuelas de las clase II y en las pequeñas clase III y V.

4.7 RESINAS FLUIDAS Y FLUOR FOSFATO ACIDULADO TOPICO

Se sabe que el fluoruro desempeña un papel fundamental en el control y prevención de la caries dental. Se pensaba que su efecto era incorporándose a los cristales del esmalte haciéndolo más resistente al ataque en las superficies dentarias. Se descubrió que el fluoruro no podía actuar en el proceso de remineralización de lesiones cariosas, a no ser que estuviera en el momento de la desmineralización.

Materiales dentales como inómeros de vidrio, porcelana, resina compuesta y sellantes sufren cambios superficiales ante las topicaciones con flúor fosfato acidulado, por presentar material de relleno semejante al vidrio, al cual reacciona con el ácido fluorhídrico y fosfórico presente en el flúor fosfato acidulado.

Las resinas fluidas que están siendo indicadas para sellantes de oasas y fisuras y micro cavidades, van de la mano con las topicaciones de fluoruro , siendo en la actualidad los mejores métodos preventivos⁹².

⁹² Dr. MENDOZA AGUILAR, José Universidad Peruana Cayetano Heredia

4.8 RESINAS FLUIDAS COMO SOLUCION PARA LA ADAPTACION MARGINAL

En un estudio del Dr. Manuel Sarmiento Limas de Colombia, se evidenció una mejor adaptación de las resinas compuestas con base en una resina fluida como liner, adicional al sistema adhesivo. Su propósito era comparar la adaptación marginal de las resinas fluidas como base de obturaciones con resina compuesta frente a resinas compuestas de alto módulo elástico que solo utilizan su adhesivo convencional.

Se concluyó que las resinas fluidas aseguran una delgada capa tipo "liner" que conjuntamente con el sistema adhesivo favorece los procesos operatorios, optimizando resultados en un futuro⁹³.

Ferdianakis⁹⁴ reportó la reducción de la microfiltración y (internal voids) con el uso de resinas fluidas en restauraciones Clase I. Payne⁹⁵ reveló la reducción de la microfiltración con el uso de resinas fluidas en restauraciones Clase II comparado con ionomero de vidrio inyectable.

La baja viscosidad de las resinas fluidas usadas como liner, proveen una adaptación marginal a la pared gingival y reducen la porosidad⁹⁶

⁹³ RESINAS FLUIDAS, Solución para la adaptación marginal.

⁹⁴ K. Ferdianaks. Microleakage Reduction From Newer Esthetic Restorative Materials in Permanent Molars. J. Clin Pediatr. Dent. 1998; 23: 221 - 9

⁹⁵ JH N., Payne. The Marginal Seal Of Class II Restorations: Flowable Composite Resin Compared To Injectable Glass Ionomer. J. Clin Pediatr. Dent. 1999; 23: 123 - 30

⁹⁶ Op. Cit. K. Ferdianaks. 1998; 23: 221 - 9

4.9 RECOMENDACIONES

- Las resinas fluidas son aceptables como materiales de relleno en restauraciones con bajo estrés masticatorio.
- No se recomienda que las resinas fluidas sean utilizadas como materiales de restauración definitiva en clase I y II, por su poca resistencia al desgaste.
- Son excelente para ser usadas en situaciones donde halla dificultad de acceso o donde se requiera buena penetración.
- Las reparaciones de ángulos incisales con este tipo de resina no son recomendables ya que se considera una de las áreas de mayor estrés masticatorio.
- Fotopolimerizar capas no mayores a 0.5mm.
- Debe aplicase en capas diagonales para reducir al mínimo la contracción de polimerización.
- La capa fina uniforme de una resina de baja densidad es importante ya que esta absorberá fuerzas y previene la separación durante la contracción de polimerización del composite.
- No se aconseja el uso de aire para extender la película de resina, pues reduce la resistencia de la misma, solo debe usarse para la evaporación del solvente.
- Los vicelados o chamfer en los márgenes del esmalte no son aconsejables a nivel del margen cavo superficial en cavidades clase I y II, puesto que se pueden generar fracturas del composite debido a su poco espesor en esta área; aunque si se recomienda el viselado en cajuelas proximales de cavidades clase II seguida de un grabado ácido del esmalte para lograr una retención a largo plazo de las restauraciones adhesivas.

4.10 CARACTERISTICAS

TABLA No. 4 MARCAS COMERCIALES MÁS CONOCIDAS DE RESINAS DE BAJA DENSIDAD (FLOW)

ARABESK - FLOW	Fabricante	VOCO
FLOW - IT	Fabricante	JENERIC - PENTRON
AELITE FLOW	Fabricante	BISCO
CRISTAL - ESSENCE	Fabricante	CONFI - DENTAL
REVOLUTION	Fabricante	KERR - SYBRON
FLO - RESTORE	Fabricante	DENT - MAT
TRUE - LOOK	Fabricante	DEN PAC
DURAFILL FLOW	Fabricante	HERAEUS - KULZER
ULTRA - SEAL XT	Fabricante	ULTRADENT
PLUS		
VERSA FLO	Fabricante	CENTRIX
TETRIC - FLOW	Fabricante	VIVADENT

5. RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD PARA DIENTES POSTERIORES (EMPACABLES O CONDENSABLES)

El mercado para materiales restauradores continua avanzando en un proceso evolutivo que es alimentado por una combinación de factores que incluyen:

- ➔ El deseo de nuevos materiales por parte de los odontólogos.
- ➔ La incapacidad de los materiales dentales para proporcionar consistentes restauraciones estéticas.
- ➔ Los esfuerzos de los fabricantes dentales para optimizar las propiedades de las resinas compuestas más deseadas por los odontólogos.
- ➔ La creciente compresión por parte de los odontólogos acerca de las características de comportamiento de los materiales.
- ➔ Los cambios en el ambiente industrial, incluyendo cambios en las indemnizaciones y en las exigencias por parte de pacientes⁹⁷.

Los requerimientos estéticos de los pacientes han incrementado dramáticamente durante la última década, y las resinas compuestas han sido usados con más frecuencia en la región posterior de la boca, más y más pacientes están preguntando por restauraciones no metálicas por razones estéticas y por lo concerniente a la supuesta toxicidad del mercurio⁹⁸.

⁹⁷ 3M, WWW.3MCOLOMBIA.COM. Fhek™ P60 Sistema Restaurador Posterior.

⁹⁸ JADA, Vol. 32, Twenty - Four - Month Clinical Evaluation Of Different Posterior Composite Resin Material. Febrero 2001.

Se han logrado significativos avances desde que se mejoraran las debilidades de los primeros materiales introducidos.

Los adhesivos utilizados para unir la resina a la superficie dentaria también han ido mejorando. El grabado del esmalte y el uso de resinas para unir el material restaurador a esta estructura dentaria⁹⁹ cambió la odontología. Cuando se descubrió que también era seguro grabar y adherir la dentina¹⁰⁰ se obtuvo un método con el uso de agentes descensibilizantes para bloquear el túbulo y rehumedecer la superficie dentinaria llevando a cabo una función de la misma importancia que la de unir el material restaurador al esmalte, ya que se creaba un sello de los tejidos resistente a los ácidos y permitía prevenir el flujo de los fluidos de los túbulos dentinarios¹⁰¹, así se evita gran parte de la sensibilidad asociada con las restauraciones dentales.

La quinta y sexta generación de adhesivos dentarios disponibles hoy en día no solamente exceden la resistencia de adhesión a la dentina y al esmalte sino que se unen con tanta fuerza que podemos decir que las restauraciones por adhesión ayudan a la coalescencia misma de la estructura dentaria, algo que no podemos decir de las restauraciones metálicas.

Las resinas compuestas han sido más fuertes, más resistentes al desgaste y más estables en cuanto al color, tanto las resinas como el adhesivo se polimerizaban según se necesitara con lámparas de alta intensidad.

⁹⁹ Op. Cit BUONOCORE, M. 35: 846 - 851, 1956.

¹⁰⁰ J. Kanca III: Improving Bond Strenght Through And Etching Of Dentin And Bonding To Wet Surfaces; J Am Dent Assoc 123: 35 - 42, 1992.

¹⁰¹ M LIND PO, Bramstrom, Pulpal Response To Early Dental, Carres J Dent Res 44: 1045 - 1050, 1956.

En los ochenta, las resinas compuestas fueron desarrollados para un tipo específico de restauración.

En los años ochenta, las resinas compuestas fueron desarrollados para un tipo específico de restauración, los materiales fueron diseñados para un uso anterior y posterior. La principal distinción entre estos materiales fue el gran requerimiento estético para el uso anterior v/s el requerimiento de una gran resistencia para el uso posterior. No existía disponible un material que ofreciera ambas características. La brecha entre los dos tipos de materiales era muy amplia.

De acuerdo con Vanherle, Lambrechts y Bren, los requerimientos de un material plástico ideal para ser usado en restauraciones para posteriores son¹⁰²:

- Propiedades de biocompatibilidad
- Poseer resistencia a la abrasión y desgaste, en forma comparativa al demostrado por las amalgamas de plata.
- Mantener la forma y función
- Poseer características de sencillez en el proceso de manipulación, condensación y acabado
- Logro de buena adaptación marginal , sellado y conservación de márgenes.
- Ser radiopaco, es decir, permitir el control radiográfico
- Capacidad estética
- Coeficiente de expansión térmica adecuado y compatible al tejido dental
- Baja contracción de Polimerización

¹⁰² Op. Cit. Kanca J. 123: 35 - 42, 1992.

5.1 QUIMICA

Esta nueva clase de material restaurador ha sido designado para suplir las propiedades clínicas positivas de la amalgama ("Empacable" para lograr contactos proximales, fácil uso y un alto módulo de elasticidad)¹⁰³.

El examen de la composición de algunas resinas estableció la creencia de que modificar el sistema, podría resultar en propiedades mejores. Este sistema de resinas se compone de Bis - Gma (Bisfenol a Diglicidilo Éter Metacrilato) y TEDGMA (Triletileno Glicol Dimetacrilato).

La alta concentración de un componente con bajo peso molecular, TEDGMA dio por resultado un sistema que ofrecía las siguientes ventajas:

- ➔ El alto número de uniones dobles resultante por unidad de peso sobre estructura vertebral flexible, ofreció la oportunidad de tener una alta conversión de enlaces dobles durante la polimerización.
- ➔ La poca viscosidad permite una carga mayor de material de relleno que solo con el BIS - GMA.
- ➔ El alto grado de enlaces cruzados y moléculas compactas crea una matriz de resina muy dura.

No obstante, la gran concentración de TEDGMA también permite algunas oportunidades para mejorar.

- ➔ El peso molecular relativamente bajo del TEDGMA contribuye al envejecimiento de una resina compuesta sin polimerizar.

¹⁰³ CONTEMPORARY ESTHETICS Y RESTORATIVE PRACTICE, Vol. 3, No. 3 March 1999,

- El bajo peso molecular y el gran número resultante de los enlaces dobles por unidad de peso crean un alto grado de enlaces cruzados que producen una resina compuesta dura y muy rígida con un nivel relativamente alto de contracción.
- El TEDGMA es alto hidrofílico. Las fluctuaciones en el contenido de humedad de la pasta pueden contribuir al engrosamiento y ablandamiento de la pasta sin polimerizar. Estas fluctuaciones dependen del contenido de humedad del aire circundante bajo condiciones extremas.

El nuevo sistema de resinas compuestas para dientes posteriores (resinas empacables) consiste en 3 componentes principales.

La mayor parte del TEDGMA ha sido reemplazado por una mezcla de UDMA (Uretano Dimetracrilato) y BIS - GMA₍₆₎ (Bisfenol A Polietilen Glicol Dieter Dimetracrilato). Otros tipos de resinas están compuestas por una matriz constituida de Policarbonatodimetacrilato (PCDMA), igualmente encontrada en la matriz de un cerómero indirecto.

Ambas resinas tienen un alto peso molecular y, por lo tanto, poseen menos enlaces dobles por unidad de peso. Los materiales con gran peso molecular también producen un impacto sobre la viscosidad medible. El alto peso molecular de la resina da por resultado una menor contracción, un envejecimiento reducido y una matriz de resina ligeramente más blanda.

La composición final de la resina fue determinada en base a las propiedades físicas, que incluyen la resistencia a la tensión diametral y compresiva, la contracción, la resistencia al desgaste y las preferencias de manipulación.

5.1.1 **Material de relleno.** Los composites condensables tienen como beneficio su baja contracción de polimerización en comparación con los composites convencionales. Esto es debido al contenido de relleno (>80% de su peso).

Ha habido cambios significativos en el proceso para maximar la consistencia del material de relleno. La distribución del tamaño de las partículas es de 0,01µm a 3.5µm con un tamaño promedio de partículas de 0.6µm.

El cambio de tamaño de las partículas ha mejorado la resistencia de estas nuevas resinas, las cuales contienen relleno inorgánico de cuarzo, sílice coloidal, silicato de bario, vidrio de estroncio, y fibras de vidrio en forma tubular. Este relleno reduce la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica y la absorción acuosa¹⁰⁴.

5.1.2 **Material polimerico de matriz inorganica rigida (primm).** Recientemente un nuevo concepto ha sido desarrollado que provee la fabricación básica de una resina compuesta empacable o condensable , como es el caso de las resinas convencionales este innovado sistema (PRIMM, MED, USA) también consiste en una resina y componentes cerámicas, sin embargo, la base de relleno o fase inórganica consiste en una red o andamio continuo de fibras de cerámica.

Compuesta de alumina (Al_2O_3) y dióxido de silicon, la fibra individual esta superficialmente unida a sitios selectos, el cual genera una continua red de pequeñas cámaras o cavidades.

¹⁰⁴ JADA, Vol. 131 June 2000 The Spectrum Of Composites: New Techniques and Materials.

El diámetro de la fibra cerámica individual es de 2.0µm o menos, mientras que la cámara interfacial tridimensionalmente mide aproximadamente 25µm. Después de sialinizar, los fabricantes infiltran los pequeños espacios de la red de fibras con una optima resina de BISMAG o UDMA. Dependiendo del uso final del material cualquier resina puede ser infiltrada dentro de la red, incluyendo resinas acrílicas. El uso de PRIMM en combinación con resinas de BISGMA o UDMA ha tenido un profundo efecto en las propiedades asociadas con los factores clínicos de resinas compuestas para dientes posteriores otra propiedad importante influenciada por el uso de PRIMM como agente de relleno es un efecto en el modulo de flexión ya que esta propiedad incrementa la resistencia.

5.1.3 *Altas características.* La consistencia de las resinas con PRIMM es muy similar a la de la masa triturada de amalgama. La aplicación clínica de esta resina compuesta a la preparación cavitaria puede ser de igual manera a la de la amalgama, si el componente de fibras cerámicas es alto, la mayor cantidad de matriz de resina podría estar localizada dentro de los espacios de la red.

Solo las regiones interfaciales entre los espacios individuales y las paredes de la preparación contienen la resina BISGMA, si se condensa correctamente la cantidad de material de resina. Las flechas muestran la dirección en el cual la resina tiende a contraerse durante el proceso de polimerización, puesto que la superficie de las fibras cerámicas están sialinizadas, la polimerización de la resina no se dirige fuera de la superficie. Algunos defectos que ocurren como resultado de la conacción de polimerización puede estar localizada en los espacios circundantes a las fibras cerámicas.

5.2 PROPIEDADES FISICAS

5.2.1 **Modulo de elasticidad.** Debido al relativo bajo módulo de elasticidad de estos composites (18^{G} MPA) en comparación con la amalgama (20 MPA), el estrés de la masticación normal puede causar un momentáneo desplazamiento de la restauración. Específicamente el componente proximal de restauraciones Clase II tiende a hacer fuerza en dirección a la pared axial y solo retorna a posición cuando la fuerza es retirada. Debido a que el modulo de elasticidad es similar al de la amalgama los esfuerzos por obtener una máxima adhesión en el piso gingival permiten filtración y caries secundaria. El uso de una resina restauradora de alta densidad y baja contracción de fotopolimerización en combinación con una capa de resina de baja densidad puede proporcionar suficiente compensación de la deformación para mediar con la pequeña contracción de fotopolimerización de la capa de resina de baja densidad.

5.2.2 **Profundidad de la polimerización.** Como en cualquier procedimiento, existe un gran deseo por parte de los odontólogos por disminuir la cantidad de tiempo requerido para aplicar una restauración de resina compuesta. Las tediosas técnicas de polimerización a menudo constituyen una desventaja citada durante las discusiones sobre las resinas compuestas para posteriores. La intensidad de la luz, el tiempo de polimerización y el material de la resina compuesta (e.g., resina, material de relleno, opacidad y color) tienen un impacto sobre la profundidad de la polimerización.

Existen dos caminos lógicos que pueden examinar los fabricantes de resinas compuestas para intentar reducir el tiempo de polimerización. El primero es

aumentar la profundidad del incremento. El segundo es acortar el tiempo que se requiere para polimerizar el incremento.

Para algunos materiales dentales, existen estándares que los fabricantes deben cumplir para vender estos materiales mundialmente. Estos estándares documentan una lista de protocolos de prueba y resultados requeridos para ser considerados como un material viable. El estándar general que se aplica a las resinas compuestas es la ISO 4049.

Primeras generaciones de resinas de alta densidad recomienda incrementos no mayores de 5mm, marcas comerciales como Alert™, Surefil, Ariston PHc entre otras. Pero datos extraídos de estudios realizados indican que la penetración de la luz en base de incrementos gruesos es inadecuada para polimerizar correctamente una resina compuesta y apoyan la necesidad de una aplicación de 2 a 2.25mm con el mismo tiempo de polimerización que una capa de 5mm. Marcas comerciales que apoyan esta teoría están: Filtek P60, Prodigy, Synergy, Soltair entre otras.

CONTRACCION DE POLIMERIZACION

Uno de los mayores problemas con las resinas compuestas convencionales es la gran contracción de polimerización. En muchos casos la cantidad de contracción de polimerización por volumen es aproximadamente de 3% a 3.5%, para resinas compuestas convencionales. En el caso de las resinas de alta densidad, debido a su alto contenido de relleno, existe una reducción de la contracción de polimerización por volumen a el 2% o menos.

DESGASTE

Este es un problema clínico frecuente. La primera generación de compuestos se desgastaron de manera uniforme, con una proporción de $150\mu\text{m}$ por año, ya que estas resinas contienen grandes cantidades de matriz de resina expuesta entre las partículas de relleno, reducen la cantidad de matriz de resina expuesta y mejoran de manera importante la resistencia al desgaste, hasta menos de $20\mu\text{m}$ por año, lo que se aproxima a la resistencia de desgaste de la amalgama que en general es de $10\mu\text{m}$ por año.

COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA

El coeficiente de expansión térmica es menor que el de las resinas convencionales ($19 - 26\text{PPM}/^{\circ}\text{C}$), pero mayor que el de la estructura dental ($9 - 11\text{PPM}/^{\circ}\text{C}$).

RESISTENCIA COMPRESIVA

Esta propiedad es particularmente importante debido a las fuerzas masticatorias, las resinas de alta densidad poseen una resistencia compresiva entre $315 - 400\text{MPa}$ en comparación con el de la amalgama 318MPa y la dentina 297MPa .

TABLA No. 5 PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE RESINAS COMPUESTAS DE ALTA DENSIDAD (EMPACABLES) Y MEDIA DENSIDAD (CONVENCIONALES)

	RESINA COMPUESTA DE ALTA DENSIDAD	RESINA COMPUESTA CONVENCIONAL
Porcentaje de relleno por peso (%)	> 80	60 - 80
Profundidad de curado (mm)	-2.0 - 2.5	2.0 - 2.5
Desgaste (μm x año)	-2.0 - 3.0	5.0
Contracción de polimerización (%)	2.0	4.0
Coefficiente lineal de expansión térmica (Clet) (PPM/°C)	19 - 26	28 - 45
Modulo elastico (GPA)	15 - 20	7 - 12
Resistencia compresiva (MPA)	315 - 400	300 - 350
Resistencia a la tensión (MPA)	60 - 100	60 - 70
Resistencia a la flexión (MPA)	120 - 150	100 - 140
Absorción acuosa (mg/cm^2)	0.5	0.7

FUENTE: 3M FILTER™, P60, DOCUMENTACION CIENTIFICA, M, CLIFORD, STORDENVANT ARTE Y CIENCIA OPERATORIA DENTAL, Tercera edición, PHILLIPS, LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINNER, Novena Edición, Interamericana, Ariston PHC, Documentación científica, Marzo 1998. CONTEMPORARY ESTHETICS AND RESTORATIVE PRACTICE MARCH 1999, Vol. 3 No. 3 ARISTON PHC DOCUMENTATION CIENTIFICA 1998.

5.3 INDICACIONES CLINICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS PARA USO EN POSTERIORES

Las indicaciones clínicas de los polímeros de resina compuesta para posteriores son en el momento actual muy precisas y definidas. Bajo ninguna circunstancia deben utilizarse como sustituto generalizado de las amalgamas de plata y en ningún caso la elaboración de cuadrantes completos, pues teniendo en cuenta que la resistencia a la abrasión y desgaste no han logrado hasta el presente valores confiables, se presentarán problemas de inclusión en corto tiempo.

5.3.1 Indicaciones

Lesiones por caries incipientes, en forma individual.

- Restauraciones a nivel de premolares, preferencialmente.
- Restauraciones para la clase I y clase II, conservativas, con un mínimo de extensión y cavidades muy reducidas en sentido vestibulo-lingual
- Indicadas en dientes temporales.
- Restauración de bordes incisales
- En cavidades clase II supragingivales
- En pacientes con alergia o sensibilidad a los metales.

5.3.2 Contraindicaciones

- Bruxismo.
- Caries rampante.
- Oclusión desfavorable.
- Restauraciones múltiples y extensas.
- Mala higiene oral
- Mordida abierta anterior
- Cajuelas subgingivales
- Dificultad en mantener un campo completamente seco.
- Pacientes con alergia o sensibilidad a los componentes de la resina.

5.3.3 Ventajas

CONSERVACIÓN DE LA ESTRUCTURA DENTARIA. Aunque para algunos todavía es recomendado que la preparación para las restauraciones de resina compuesta en

el sector posterior sea detallada después de la preparación tradicional para amalgama¹⁰⁵, muchos investigadores en la actualidad tienen una propuesta mas conservadora¹⁰⁶, para tomar ventaja de las propiedades positivas de la resina compuesta y para minimizar las negativas, se ha desarrollado la preparación adhesiva. Este diseño limita la remoción de la estructura dentaria hasta la cantidad necesaria para eliminar toda la caries y el esmalte muy debilitado.

La preparación adhesiva para las restauraciones de clase II de resina compuesta en el sector posterior difieren del diseño tradicional de la amalgama de G.V.Black en diferentes maneras.

1. La preparación tiende a ser menos profunda ya que la retención es proporcionada por la adhesión a la estructura dental y no por la retención mecánica .

No existe la necesidad de penetrar el esmalte si la caries no lo hace. Esto conserva estructura dentaria y expande el área de esmalte disponible para la adhesión.

2. La preparación tiende a ser mas angosta , por lo cual hay un menor contacto oclusal de la restauración y reduce el desgaste¹⁰⁷ una restauración menos extensa ayuda ha disminuir los efectos adversos de la contracción por polimerización de la resina, resultando en una integridad marginal mejorada y menos deflexión cúspidea¹⁰⁸.

¹⁰⁵ KF, Leinfelder, Using Composite resin as a posterior restorative material. J. Am Dent Assoc 1991; 122 : 65 - 70.

¹⁰⁶ RW. Bryant, Direc posterior composite resin restorations: A Review. 1. Factors influencing case selecrtion. Aust Dent J 1992; 37: 81 - 87.

¹⁰⁷ DM, Barnes, LW, Blank, VP, Thompson, AM, Holston, JCP, Gingell A 5 - and 8 year clinical evaluation of a posterior composite resin Quintessence Int 1991; 22: 143 - 151.

¹⁰⁸ AA. Suliman, DB, Boyer, RS, Lakes, Cups Movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. Dent Mater 1993; 96 - 100.

3. La preparación tiene ángulos redondeados, lo cual conserva la estructura dentaria, disminuye la concentración de fuerza asociadas a los ángulos definidos¹⁰⁹, y mejora la adaptación de la resina durante la colocación¹¹⁰.
4. No existe extensión por prevención, las fosas y las fisuras oclusales solamente se incluyen si la caries lo amerita, de lo contrario pueden ser tratadas con sellantes para prevenir la caries¹¹¹.

ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTAL. El éxito clínico de las restauraciones con resina compuesta adhesiva está bien documentada¹¹². La unión entre la resina y la estructura dentaria lograda por los nuevos adhesivos ofrece el potencial de sellar los márgenes de la restauración¹¹³ y refuerza la estructura dentaria remanente contra la fractura¹¹⁴. Aunque no todos los estudios han demostrado que éstos tengan una resistencia incrementada a la fractura, y la longevidad de la unión es acortada mediante las fuerzas oclusales incrementadas¹¹⁵, se ha indicado que ocurre menor flexión cúspidea con las restauraciones de resina compuesta adhesiva bajo cargas oclusales menos dañinas, proporcionando protección contra la propagación de fracturas, las cuales resultan en falla por fatiga.

¹⁰⁹ EG, Wilson, M, Mandradjeff, T, Brindock, Controversies in posterior composite resin restorations. Dent Clin North Am 1990; 34:27 - 44.

¹¹⁰ G, Douviteas. Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 1991; 65: 475 - 479. PH Jacobsen. The restoration of class II cavities by polymeric materials J Dent 1984; 12:47 - 52

¹¹¹ Ibid.

¹¹² Al, Abdalla, CL, Davison, Comparación of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent 1993; 21: 158 - 162. GA, Grim, Microleakage of three resin placement techniques. Am J. Dent 1991; 4:69 - 72. EK, Hansen, E, Asmussen. Marginal Adaptation of posterior resins Effect of dentin - bonding agent and hygroscopic expansion. Dent Mater 1989; 5: 122 - 126. G, Penning van JP, Microleakage of extended and nonextended class I composite resin and sealant restorations. J Prosthet Dent 1990; 64:131 - 134.

¹¹³ FUSAYAMA A, Kohno, A Marginal Closure of composite restorations with the gingival wall in cementum / dentin. J. Prosthet Dent 1986; 61: 293 - 296.

¹¹⁴ Z, Kaeloff, D, Galan, PT, Williams, Cuspal deflection studies using an electronic probe (abstract 2264) J. Dent res 1993; 72: 386.

¹¹⁵ B. Fiesore, JL, Nicholls, RA, Yuodelis, Load Fatigue of teeth restored by a denting bonding agent and a posterior composite resin. J. Prosthe Dent 1991; 65: 80 - 85.

BAJA CONDUCTIVIDAD TERMICA. Debido a que las resinas compuestas no transmiten con facilidad los cambios de temperatura, existe un efecto aislante que ayuda a reducir la sensibilidad postoperatoria a la temperatura¹¹⁶.

ELIMINACIÓN DE LAS CORRIENTES GALVÁNICAS. La resina compuesta no contiene metal por esto no conducirá o iniciará corrientes galvánicas¹¹⁷.

RADIOPACIDAD. Los materiales restauradores radiopacos tienen la característica de permitir al odontólogo evaluar los contornos y la adaptación marginal de la restauración así como también para distinguir entre la restauración, la caries, y la estructura dentaria remanente¹¹⁸. Muchas resinas modernas tienen una radiopacidad en exceso comparada con la del esmalte¹¹⁹ y mayor que la de un espesor igual de aluminio¹²⁰.

¹¹⁶ J.L. Ferracane *Materials in Dentistry. Principles and Applications*. Philadelphia; Lippincott 1995: 88 - 102.

¹¹⁷ Op. Cit. EG. Wilson, M. Mandradijeff, T. Brindock.

¹¹⁸ I. Eepelid, AB, Tveit, RL, Erickson, SC, Kock, EA, Glaespoole, Radiopacity of restorations and detection of secondary caries, *Dent Mater* 1991; 7: 114 - 117.

¹¹⁹ J. Toyooka, M Taira, K, Wakasa, M, Yamaki, M Fujita, Wada T Radiopacity of 12 visible - light - cured dental composite resin J. Oral Rehabil 1993; 20:615 - 622.

¹²⁰ HBM, Akerboom, CM Kreulen, WE, Van Amerongen, Mol A Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements J Prosthet Dent 1993; 70: 351-355.

AUMENTO DE LA RESISTENCIA AL DESGASTE.

ALTERNATIVA DE LA AMALGAMA. La amalgama, a pesar de ser un material restaurador con un largo seguimiento de éxito clínico, ha llegado a ser cada vez mas controversial debido a su contenido de mercurio. Existe una inquietud en aumento para encontrar alternativas libres de mercurio, la resina compuesta será vista cada vez mas como un material alterno para las restauraciones en el sector posterior.

➔ LAS RESTAURACIONES PARA POSTERIORES TIENEN LAS SIGUIENTES VENTAJAS SOBRE LAS AMALGAMAS: Las resinas se adhieren tanto al esmalte como a la dentina gracias a los mas nuevos adhesivos. Esta unión micro mecánica y química provee un excelente sellado marginal y crea un bloqueo de diente y restauración que es mas resistente a las fracturas que el diente preparado. La amalgama, por el contrario, solamente rellena una cavidad preparada y para impedir la micro filtración hay que confiar en la descomposición marginal. La amalgama puede ser, de hecho a veces lo es, una cuña que actúa contra la estructura remanente, causando fracturas de cúspide que se origina en la base de la obturación.

Las resinas por el contrario permiten hacer una preparación mucho mas conservadora para la restauración. Las técnicas de adhesión requieren solamente remoción de caries, mientras que las amalgamas requieren extensión por prevención y por retención.

Esto indica una pérdida innecesaria de estructura dental sana.

Las resinas tienen color diente, por lo que son estéticamente deseables. Su apariencia más natural, involucra a los pacientes en su cuidado.

Dadas las ventajas expuestas y la familiaridad del procedimiento de colocación, es fácil ver por que se han hecho tan populares.

5.3.4 Desventajas

CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN. A pesar de que han mejorado las formulaciones de las resinas compuestas a través de los años, los sistemas modernos todavía están basados en las variaciones de la molécula BIS - GMA la cual existe hace 30 años¹²¹.

Uno de los mayores problemas de este material es la contracción por polimerización que ocurre durante la reacción de polimerización, muchos de los problemas de la resina para el sector posterior están asociados a esto, durante la polimerización la resina puede ser empujada fuera de los márgenes cavitarios menos retentivos (generalmente el margen gingival), resultando en la forma de una brecha¹²², las fuerzas traccionales desarrolladas en los márgenes de esmalte pueden terminar en degeneración marginal a partir de la masticación¹²³.

¹²¹ RL, Bowen, WA, Marjenhoff, Dental composites / glass ionomers; The materials, Adv Dent Res 1992; 6: 44 - 49

¹²² KREJCI, F Lutz, F Barbakow, Quiality and durability of marginal adaptacion in bonden composite restorations. Dent Mater 1991; 7: 107 - 113

¹²³ RB, Mazer, KF Leinfelder, CM Russell. Degradation of microfilled posterior composte, Dent Mater 1992; 8: 185 - 189.

Las fuerzas de contracción sobre las cúspides pueden manifestarse en deformación cúspidea, fracturas y grietas en esmalte¹²⁴.

La resina autocurada polimeriza hacia el centro de la masa de la resina compuesta mientras que la de fotocurado polimeriza hacia la fuente de luz. Aunque nuevos estudios afirman que las resinas de fotopolimerización se contraen hacia el centro de la masa al igual que las de autopolimerización¹²⁵.

Un número de técnicas han sido sugeridas para disminuir este problema de la contracción por polimerización entre ellas la más usada es la técnica de polimerización por pequeños incrementos en forma oblicua polimerizando primero una pared y luego la otra¹²⁶.

Caries secundaria. La caries secundaria es una de las principales causas de la falla de las restauraciones de resina compuesta en el sector posterior¹²⁷. Se cree que la brecha formada en el margen gingival durante la contracción por la polimerización permite la filtración de bacterias causantes de la caries secundaria. Debido a que la degradación marginal aumenta con el tiempo, el riesgo de caries secundaria también se incrementa con el tiempo¹²⁸, esto nos indica que las resinas en posteriores deben tener un control clínico periódico.

¹²⁴ MA, Marzouk, JA Ross, Cervical Enamel Crazings associated with ocluso - proximal composite restorations in posterior teeth. Am J Dent 1989; 2: 333 - 337

¹²⁵ Op. Cit. Principales Adn Applications, Dent Mater 1991; 7: 107 - 113.

¹²⁶ Ibid. Dent Mater, 1991; 7: 107 - 113.

¹²⁷ DM, Barnes, AM Holston, HE Strassler, PJ Shires, Evaluation of clinical performance of twelve posterior composite resin polymerization shrinkage. J Dent Res 1989; 68: 1234 - 1237. Op. Cit. Dent 1989; 17 S 10 - S17. Op. Cit V Qvist, Qvist, J. Mjör. 1990, 48:305 - 311.

¹²⁸ Op Cit, J Esthet Dent 1990; 2:36-43, Op. Cit Dent, 1993; 6:85-87, Op. Cit, Dent 1993, 6:85-87 Op. Cit, Dent Assoc 1994, 125; 687 - 701. Op. Cit Quintessence Int 1991; 22: 143-151

5.4 SENSIBILIDAD POST - OPERATORIA

El uso de resinas como material restaurador en dientes posteriores continua creciendo cada vez más. Sin embargo las resinas para restaurar clase II continúan siendo mejoradas para satisfacer las necesidades clínicas entre las cuales está la de prevenir la sensibilidad post - operatoria (calor, frío, percusión), sin embargo esta ocurre en un pequeño porcentaje de pacientes.

5.4.1 Razones potenciales de sensibilidad en restauraciones clase II con resina.

Existen muchas Existen muchas teorías sobre la sensibilidad postoperatoria pero las más acertadas se relacionan con la contracción por polimerización, como ya se discutió anteriormente, por la contracción en la polimerización se forma una brecha y esta permite la entrada de microorganismos y bacterias que van por los túbulos dentinarios y causan inflamación pulpar y sensibilidad¹²⁹, cuando la sensibilidad es producida en el momento de la masticación se dice que hay problemas en la adhesión entre el material y la dentina, la flexión de la resina compuesta debajo de una carga oclusal puede causar presión hidráulica en el fluido tubular y ser transmitido hasta los procesos odontoblasticos, mientras que si la molestia es al frío el problema es en la adhesión del material con el esmalte¹³⁰.

Las fuerzas de contracción en la polimerización también pueden resultar en una deformación cúspidea, con la resultante fractura y grieta de la estructura dentaria remanente, lo cual puede originar que un diente este sensible¹³¹. Como ya lo dijimos la técnica es fundamental para evitar este problema ya que es muy sensible.

¹²⁹ Op. Cit. MG, Buonocore,

¹³⁰ Op. Cit. M, Bounocore, W Wileman, F, Brudevold.

¹³¹ Op. Cit. RL, Bowen, MS, Tung, RL, Blosser.

Sin embargo los científicos argumentan que posiblemente una razón para la sensibilidad posoperatoria es la necesidad de mantener húmedo el diente durante la preparación. La colocación de resina fluida disminuye la sensibilidad posoperatoria. La colocación de ionomero de vidrio (liner) en capa de 0.5 a 10mm en paredes pulpaes y axiales en clase II reduce la sensibilidad.

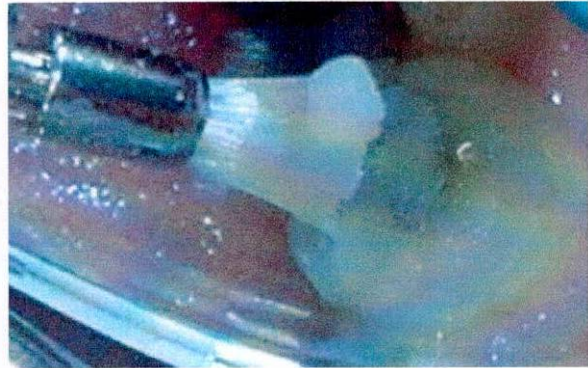
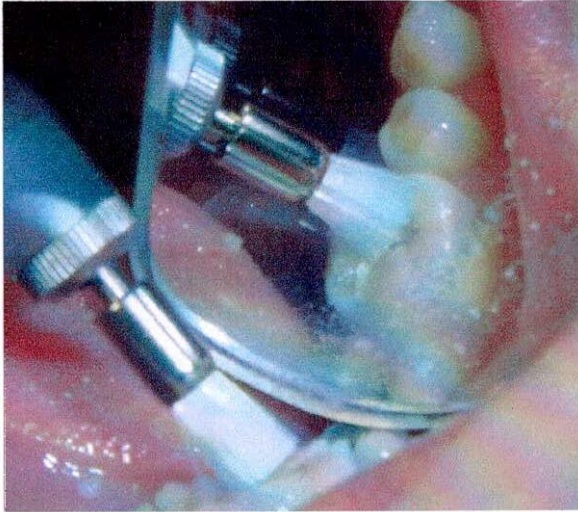
6. PROTOCOLO PARA EL MANEJO DE RESINAS EMPACABLES PARA CAVIDADES CLASE I Y II

1. EVALUACIÓN PREOPERATORIA

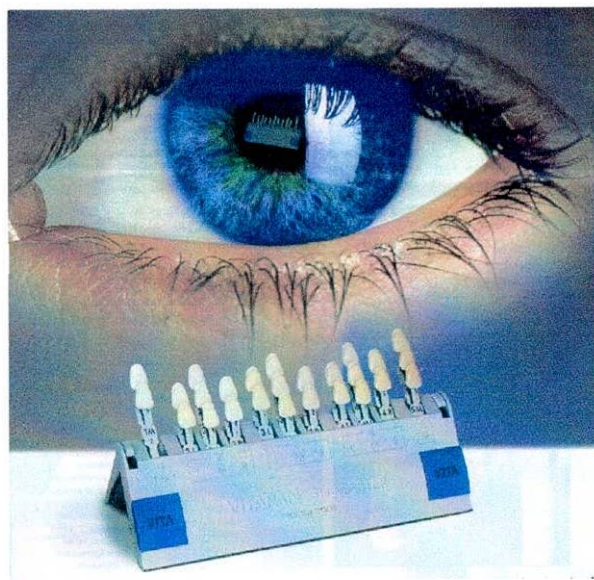
- a. Análisis radiográfico para observar el estado del diente, pruebas de vitalidad.
- b. Evaluación de los hábitos de higiene oral del paciente.
- c. La estética del paciente debe ser aprobada contra la resistencia y debilidad de la resina como un material restaurador en el sector posterior.
- d. La Oclusión del paciente debe evaluarse para el excesivo desgaste y para determinar si la mayoría de las fuerzas oclusales pueden ser soportadas por la estructura dentaria más bien que por un material restaurador.



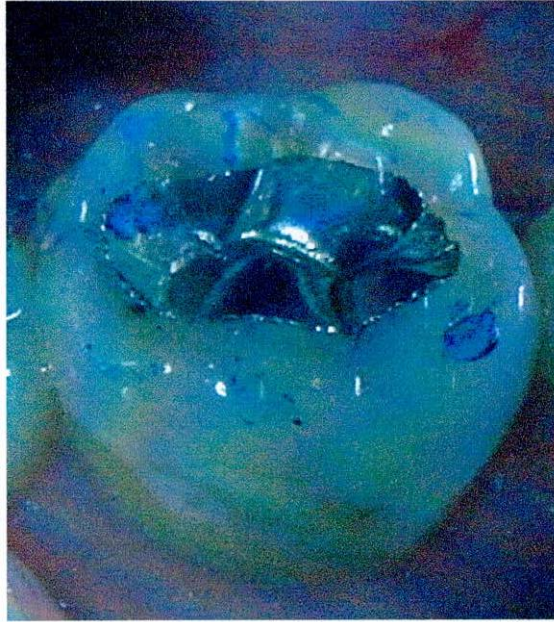
2. PROFILAXIS . Se realiza con bicarbonato de sodio para remover las manchas superficiales y placa bacteriana.



3. SELECCIÓN DE COLOR. Antes de aislar el diente, seleccionar el color bajo tres formas, elegir el más acertado.



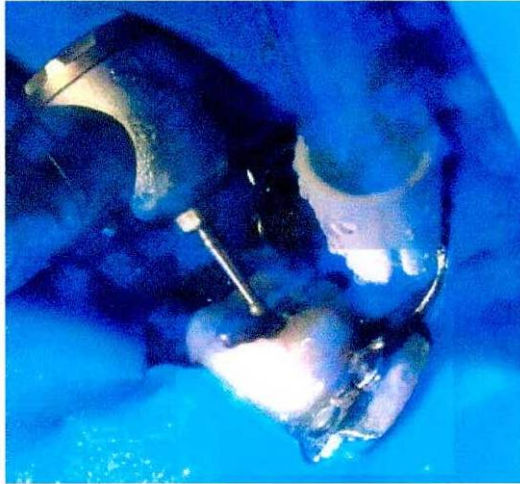
4. REGISTRO DE CONTACTOS OCLUSALES. Para no alterar la oclusión del paciente después de realizar la restauración, en lo posible el contacto antagonista debe caer en tejido sano o en la restauración y no en medio de estas dos.



5. ANESTESIA. De acuerdo al grado de sensibilidad del paciente o profundidad de la futura cavidad.



6. AISLAMIENTO ABSOLUTO DEL CAMPO OPEATORIO. La colocación de la tela de caucho es obligatoria, la falla para mantener un campo seco resulta en un fracaso clínico, como faltan adhesivos además da un 90% de éxito en la técnica adhesivas. La tela de caucho impide la contaminación húmeda y protege a los tejidos gingivales.



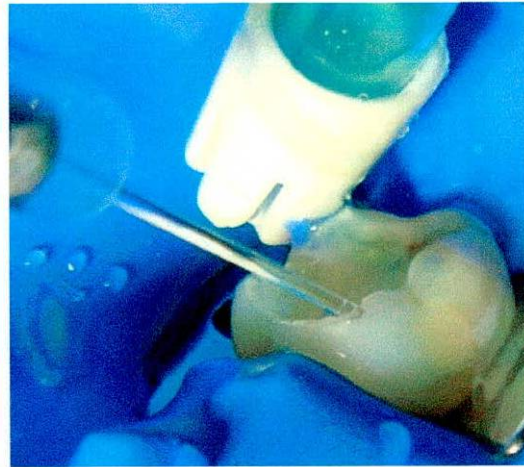
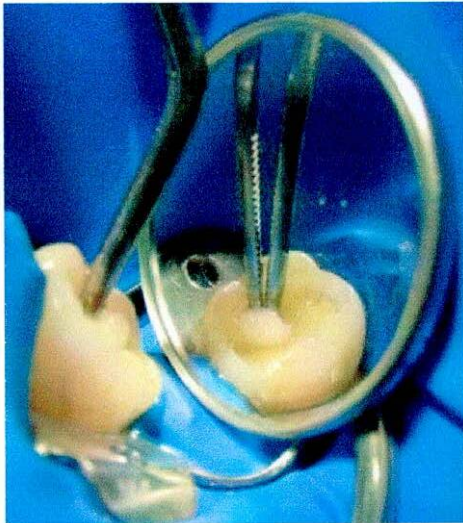
7. PRECUNAMIENTO EN CAVIDADES CLASE II. Que nos libera en algo los contactos interproximales para instalar posteriormente portamatrices y bandas metálicas, lo que al mismo tiempo nos indica el limite permisivo en la confección de las cajuelas interproximales, así mismo estamos protegiendo el diente vecino de un posible contacto en las fresas.



8. REMOCIÓN ESTRUCTA DEL TEJIDO CARIADO. Con el uso de fresas redondas de diamante y fresas de corte frontal para clases II evitando desgastar el diente vecino; detectores de caries aplicándolo en intervalos de 10 segundos lavando y repitiendo la aplicación asegurándose de eliminar completamente la dentina infectada que aparecerá pigmentada por el detector examinando a la vez consistencia. Después de retirar todo el tejido cariado se revisa como ha aumentado la cavidad, si hay socavados deben utilizarse sustitutos de dentina que proveen suficiente soporte a todo el esmalte socavado, en clase I no se bisela el margen cavo superficial oclusal; en clase II se debe tratar al máximo de lograr concordancia del margen cavo superficial con la dirección de las prismas en el momento de preparar la cavidad de biselado en fresas en forma de llama delgada de diamante para asegurar una mejor técnica adhesiva logrando mejor grabado ácido, aumenta las posibilidades de mejor sellado marginal en la parte oclusal no se bisela por que esto puede crear tonos de la restauración supremamente delgados que podrían fracturarse por fuerzas oclusales creando así nichos o socavados que facilitan el desarrollo de caries recurrente. Además la dirección de los primeros en esta zona son generalmente convergentes a oclusal permitiendo un mejor ángulo de ataque por el ácido desmineralizante para un adecuado patrón de grabado.

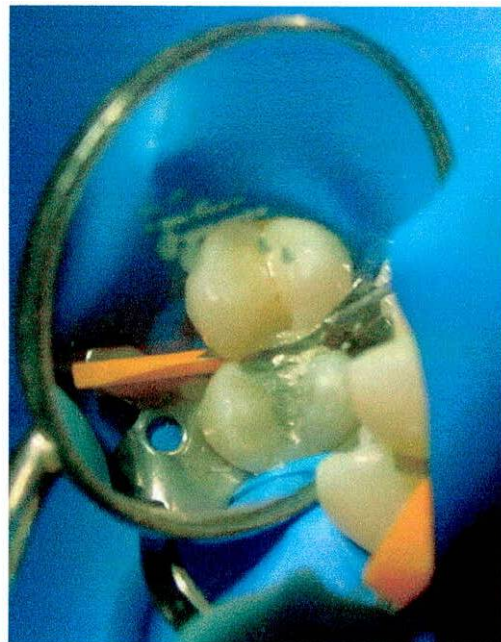
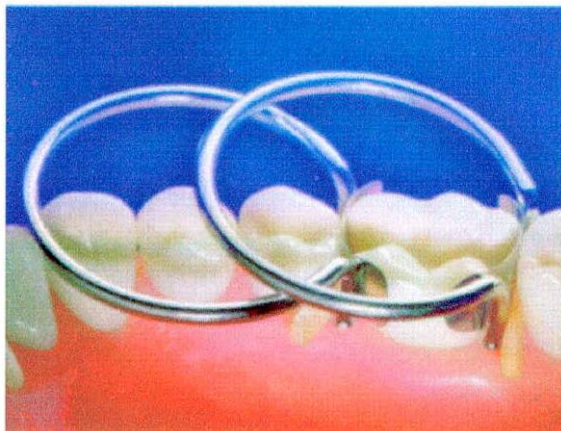


9. LAVADO Y DESINFECCIÓN DE LA CAVIDAD. Con Clorhexidina al 0.2% para eliminarlas bacterias, toxinas. Existen limpiadores cavitarios tales como el Tubuloci (Denta Tgerapeutics) y el Perioxido de hidrogeno, pero se encontró que solamente tienen un ligero efecto.



10. ACONDICIONAMIENTO DE LAS MATRICES Y CUÑAS RESPECTIVAS PARA EL CASO DE LAS CAVIDADES CLASE II. La colocación de una cuña interproximal al inicio del procedimiento se recomienda para abrir el contacto con el diente adyacente y para compensar el espesor de la matriz. Además la cuña puede proteger a la tela de caucho y los tejidos gingivales de la laceración, reducir filtración dentro del campo operatorio y evitar que fluyan excesos de resina por la cajuela interproximal.

Otro aparato que es útil para desarrollar un contacto interproximal adecuado es el aro birine, después de se colocada la banda, el aro bitine se sitúa mediante un portagrapas entre los dientes adyacentes a la preparación de la cajuela. El aro engranado ejerce una fuerza separadora continua que ayuda en el desarrollo del contacto interproximal adecuado.

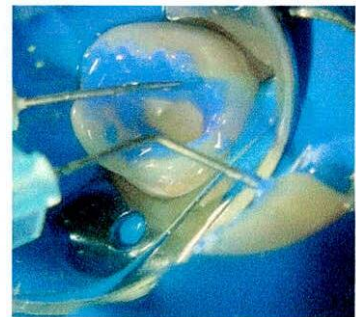
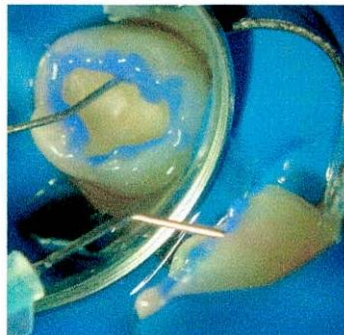


11. PROTECCIÓN DENTINO - PULPAR. Antes de la protección pulpar se debe lavar bien la cavidad, secar y no resecar la dentina para así disminuir al máximo sensibilidad posoperatoria. Si la preparación es conservadora en tamaño no se requiere protector pulpar, en preparaciones moderadamente profundas se recomienda polialquenoato de vidrio tipo liner y en preparaciones ya más profundas hidróxido de calcio pasta a pasta puntual y polialquenoato de vidrio tipo liner¹³².

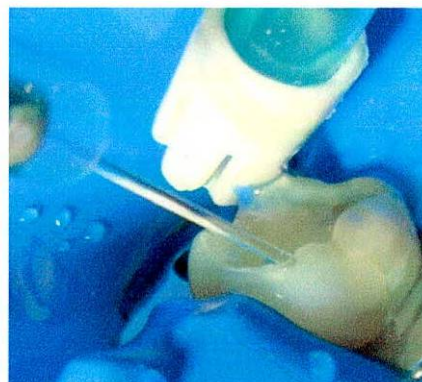


¹³² UNTERBRINK, Gary DDS, Post - Operative Sensitivity. Dental Products Report Europe. September 2000

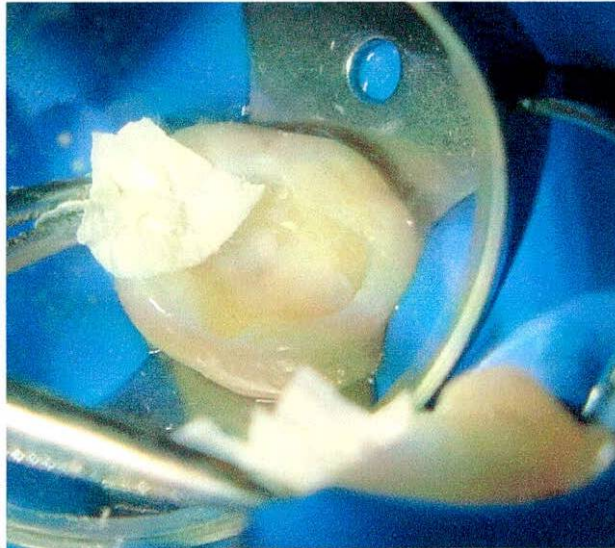
12. GRABADO ACIDO. No debemos grabar los dientes por un periodo mayor de 10 a 15 segundos con ácido fosfórico de 35 - 37% 15 segundos en esmalte y durante 5 - 10 segundos en dentina no profunda, lateral ó 5 segundos si vamos a utilizar imprimadores ácidos autograbadores o adhesivos con pH ácidos.



13. LAVADO. Debe hacerse el doble de tiempo del grabado ácido, entonces se realiza por 30 segundos con chorro de agua suave sin presión primero en dentina y luego en esmalte para evitar empujar el ácido a dentina y no producir debilitamiento del patrón de grabado ácido en esmalte.



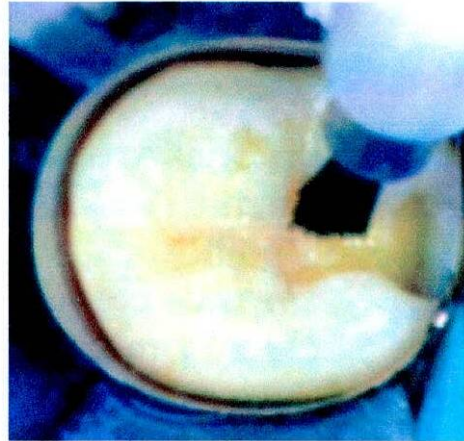
14. SECADO. Sin resecar con aire máximo de 3 a 5 segundos o más recomendable con esponjas absorbentes o papel absorbente.



15. APLICACIÓN DEL SISTEMA ADHESIVO. Aplicación de sistema adhesivo de 1 a 2 capas dependiendo del tipo de adhesivo si es con relleno una sola capa y si no dos capas pincelando y frotando durante 20 segundos, cuidando de no encharcar la cavidad. Los excesos de adhesivos producen capas gruesas que posteriormente no resisten las cajuelas o se desintegran dejando filtraciones a largo plazo. Se debe utilizar siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Los dos problemas más frecuentes en la aplicación del adhesivo son el exceso grabado ácido y la aplicación inadecuada, estos dos problemas dan como resultado una formación deficiente de la capa híbrida por falta de una integración resina - diente, lo cual puede producir sensibilidad posoperatoria. La evaporación del solvente del imprimador o adhesivos de un frasco se obtiene pasando una corriente tenue de aire sobre la preparación de 2 a 3 segundos evitando resecar el diente,

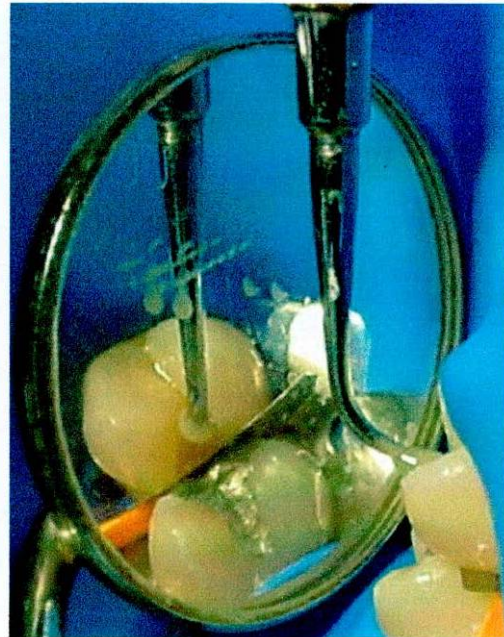
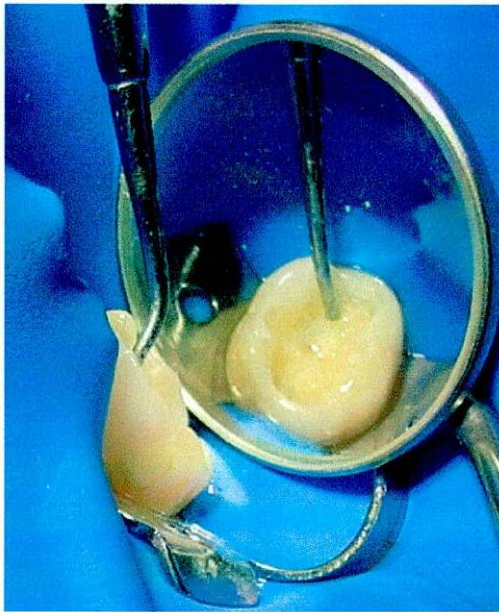
una vez aplicado el imprimador o el adhesivo de 1 frasco, la dentina debe tener un aspecto brillante.



16. FOTOPOLIMERIZACIÓN. Por 20 segundos o según recomendación de cada fabricante. Primero a baja intensidad y luego con la intensidad adecuada, esto para obtener una fotopolimerización gradual del sistema adhesivo y disminuir la contracción de polimerización del adhesivo.



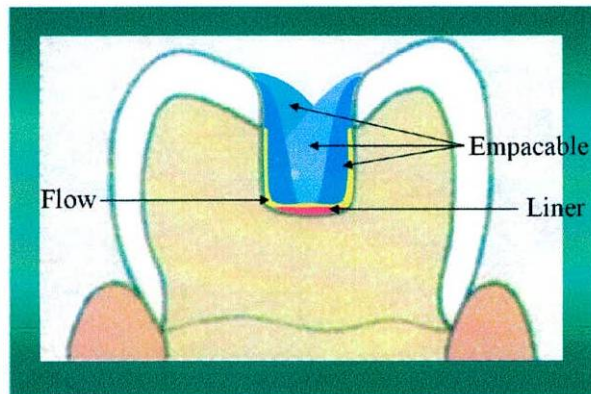
17. APLICACIÓN DE RESINA FLUIDA. No mayor a 0.5mm a manera de forro intracavitario cuidando de no invadir el margen cavo superficial oclusal, en cavidades clase II la resina fluida se recomienda que llegue al margen cavosuperficial de ala cajuela y lograr así mejor sellando.



18. APLICACIÓN DE RESINA EMPACABLE. Aplicación en pequeños incrementos oblicuos de resina empacables no mayores a 2mm de grosor para que el momento de la fotopolimerización podamos disminuir al máximo la contracción, así logrando la unión más íntima posible del material a las paredes de la cavidad, cada capa se fotopolimeriza por 40 segundos. En caso de cavidades clase II primero se reconstruye el reborde marginal así se asegura el selle de la cajuela proximal, para esto primero tenemos que haber colocado la capa de fluida que nos cubra la pared gingival¹³³. No más de 0.5mm incluyendo el margen cavo superficial de la cajuela; para que nos ayude en el selle, además se recomienda utilizar resinas más translúcidas para maximizar la

¹³³ RW, Bryant, Direct Posterior composite resin restorations: A Review 2, Clinical Technique, Aust Dent J, 1992; 37:161-171.

polimerización. Para esta etapa debemos tener en cuenta las características histológicas del diente, que la dentina tiene un color mas amarillo y opaco mientras que el esmalte maneja un color más blanco y translucido, por esto hoy en día encontramos con resinas no solo con gran variedad de colores sino con características similares a los tejidos dentales (dentina - esmalte) para obtener altos resultados estéticos.



19. RETIRAR EL AISLAMIENTO. Para realizar el control de oclusión y terminado.
20. CONTROL DE OCLUSIÓN. Con papel de articular fino accufilm o accusoft entre 10 - 16 μm , para así obtener un adecuado registro de contactos interoclusale.

Los registros o contactos oclusales altos deben retirarse con fresas para pulidode composites ejemplo: diamante fino o 30 filos cuidando conservar al máximo de la morfología lograda, posteriormente se pasan puntas siliconadas con oxido de aluminio, ejempplo Estems Jiffy® (ultradent) o cepillos pulidores con carbono de silicona, puntas siliconadas (Endhance Densply) o sistemas como premier, sistemas compol set (Kulzer), con pastas para brillado tipo pastas diamantadas (Diamond Polish - Ultradent), Luminence (Premier).

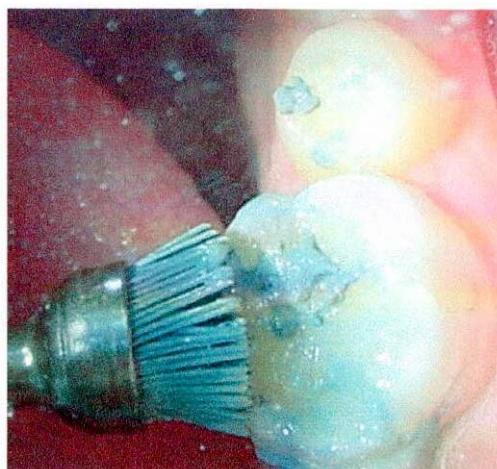
Terminando el pulido y brillado se verifica que no queden irregularidades, espacios o desadaltaciones en interproximal de clase II se debe pulir en tiras de Mylar cuidando

de no dañar el contacto interproximal luego se verifica con seda dental que no se desgarre.

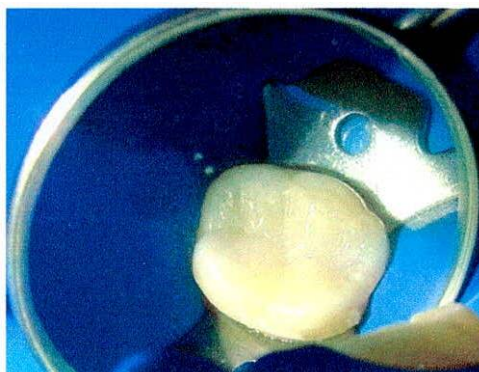
Por último se toma radiografías posoperatoria para verificar que no queden desapataciones a sobre opturación en clase II.



21. **PULIDO, TEXTORIZADO Y BRILLADO.** El proceso de acabado y pulido para las restauraciones posteriores de resina es similar al de las otras resinas. El exceso del material puede ser removido desde la superficie oclusal con una fresa de acabado multi, hojas o fresas de diamante finas. Una hoja de bisturí No. 12 o 12B es útil para remover excesos de los márgenes gingival y proximal. El material de resina puede entonces ser acabado y degradado al diente con puntas de pulir, cepillos siliconados en oxido de aluminio o cepillos diamantados con pastas para brillo Ejemplo, pasta diamantada o prisma gloss, copas y discos, las tiras de acabado impregnadas con oxido de aluminio pueden ser usadas para acabar las superficies proximales.



22. ACABADO FINAL



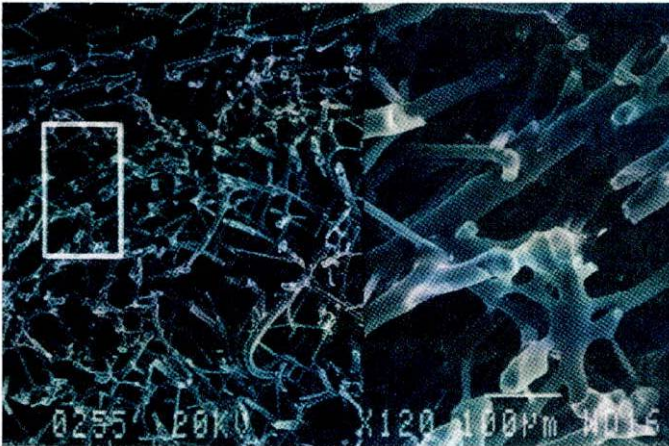
23. PRUEBA DE OCLUSION



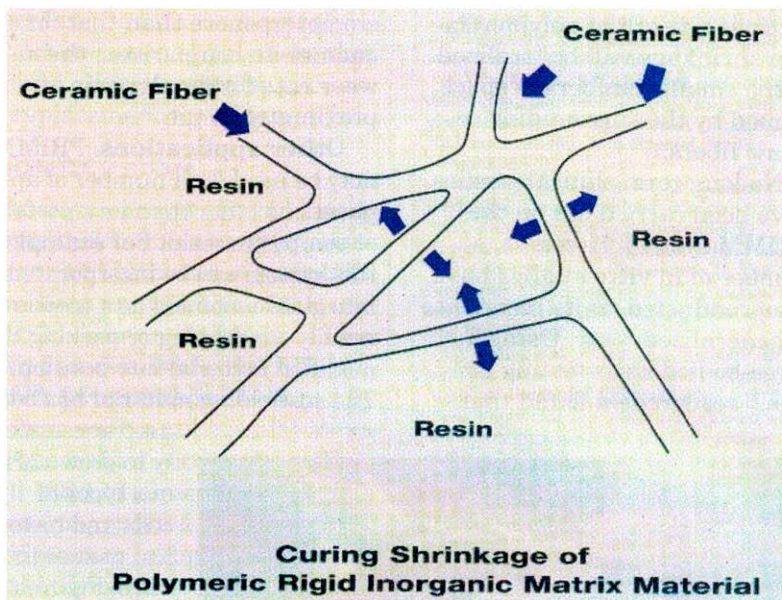
RESINAS EMPACABLES PARA POSTERIORES DISPONIBLES EN EL MERCADO:

CASA COMERCIAL	NOMBRE COMERCIAL
3M De Colombia	P60
Kerr	PRODIGY CONDENSABLE
Dentsply	SUR FIELD
Coltene	SINERGY COMPAC
Kulzer	SOLITAIRE
Jeneric Pentron	ALLERT
Bisco	PYRAMID
Vivadent	ARISTON PHc

ANEXO No. 9



Scanning electron micrograph (x1,000) of the polymeric rigid inorganic matrix material (PRINMM, M.E.D. USA) scaffolding before infusion of the resin component.



Schematic illustration demonstrating the direction of shrinkage during the polymerization process.

RECOMENDACIONES

- ➔ Siempre elaborar una historia clínica completa al paciente, para obtener un diagnóstico acertado que oriente a un correcto plan de tratamiento.
- ➔ Tener en cuenta que antes de empezar a restaurar un paciente, debe haberse superado la fase higiénica.
- ➔ Conocer completamente los diferentes materiales dentales para poder manipularlos correctamente, siguiendo las recomendaciones de cada fabricante.
- ➔ Conocer perfectamente la morfología, histología y fisiología de los diferentes tejidos orales.
- ➔ Tener siempre en cuenta la protección del órgano dentino - pulpar.
- ➔ Tener en cuenta que para un correcto uso de las resinas, debemos tener un campo operatorio completamente seco, utilizando aislamiento absoluto.
- ➔ Pulir en la misma cita para eliminar la capa inhibida.

BIBLIOGRAFIA

1. M, Buonocore, A REPORT ON A RESIN COMPOSITION CAPABLE OF BONDING TO HUMAN DENTIN SURFACES, *J. Dent Res* 35: 846 - 851, 1956.
2. J. Kanca III: IMPROVING BOND STRENGTH THROUGH AND ETCHING OF DENTIN AND BONDING TO WET SURFACES, *J am dent Assoc.* 123: 35 - 42, 1992.
3. M. Branmstrom, Lind Po: PULPAL RESPONSE TO EARLY DENTAL CARIES, *J. Dent Res* 44: 1045 - 1050, 1965
4. MR, Bouschilcher, MA, Vargas, DB Boyer, EFFECT OF COMPOSITE TYPE, LIGHT INTENSITY CONFIGURATION FACTOR AND LASER POLYMERIZATION CONTRACCTION FORCES, *Am J Dent* 10: 88 - 96, 1997.
5. RW, Bryant, DIRECT POSTERIOR COMPOSITE RESIN RESTORATIONS: A REVIEW 2. CLINICAL TECHNIQUE, *Aust Dent J* 1992; 37: 161 - 171.
6. EG, Wilson, M, Mandrajeif, T, Brindock CONTROVERSIES IN POSTERIOR COMPOSITE RESIN RESTORARIONS. *DENT CLIN NORTH Am* 1990; 34:27-44.
7. KF, Leinfelder, USING COMPOSITE RESIN AS A POSTERIOR RESTORATIVE MATERIAL, *J Am Dent Assoc* 1991, 122: 65-70.
8. RW, Bryant DIRECT POSTERIOR COMPOSITE RESIN RESTORATIONS: A REVIEW 1. FACTORS INFLUENCING CASE SELECTION, *Aust Dent J* 1992; 37:81-87.
9. JB Summitt, BONA A, Della, JO Burgess, THE STRENGTH OF CLASS II COMPOSITE RESTORARIONS AS AFFECTED BY PREPARATION DISING. *Quintessence Int* 1994; 25:251-257.

10. DM, Barnes LW Blank, VP Thompson, AM Holston, JCP, A 5 AND 8 YEAR CLINICAL EVALUATION OF A POSTERIOR COMPOSITE RESIN, *Quintessence Int* 1991; 22:134-151.
11. HJ Wilson, RESIN BASED RESTORATIVES, *Br. Dent J* 1988; 164:326-330.
NHF, Wilson, MA, Wilson DF, Wastell, GA Smith, PERFORMANCE OF OCCLUSION IN BUTT - JOINT AND BEVEL - EDGE PREPARATIONS: FIVE YEAR RESULTS. *Dent Mater* 1991;7:92-98.
12. AA, Suliman, DB Boyer, RS Lakes, CUSP MOVEMENT IN PREMOLARS RESULTING FROM COMPOSITE POLYMERIZATION SHRINKAGE, *Dent Mater* 1993; 9:6-10.
13. G, Douvitsas, EFFECT OF CAVITY DESIGN ON GAP FORMATION IN CLASS II COMPOSITE RESIN RESTORATIONS, *J Prosthet Dent* 1991;65:475-479.
14. PH, Jacobsen THE RESTORATION OF CLASS II CAVITIES BY POLYMERIC MATERIALS. *J Dent* 1984;12:47-52.
15. AI, ABDALLA CL, Davidson, COMPARISON OF THE MARGINAL INTEGRITY OF IN VIVO AND IN VITRO CLASS II COMPOSITE RESTORATIONS. *J. Dent* 1993;21:158-162.
16. GA, Crim, MICROLEAKAGE OF THREE RESIN PLACEMENT TECHNIQUES. *Am J Dent* 1991;4:69-72.
17. EK, Hansen, E, Amussen MARGINAL ADAPTATION OF POSTERIOR RESINS; EFFECT OF DENTIN - BONDING AGENT AND HYGROSCOPIC EXPANSION. *Dent Mater* 1989;5:122-126.
18. C, Penning JP, Van Amerongen, MICROLEAKAGE OF EXTENDED AND NONEXTENDED CLASS I COMPOSITE RESIN AND SEALANT RESTORATIONS, *J Prosthet Dent* 1990;64:131-134.

19. A, Fusayama, A, Kohno, MARGINAL CLOSURE OF COMPOSITE RESTORATIONS WITH THE GINGIVAL WALL IN CEMENTUM/DENTIN. *J Prosthet Dent* 1989;61:293-296.
20. Z, Kasloff, D Galan, PT Williams, CUSPAL DEFLECTION STUDIES USING AN ELECTRONIC PROBE (ABSTRAC 2264), *J Dent Res* 1993;72:386.
21. B, Fissore, JI Nicholls, RA Yuodelis, LOAD FATIGUE OF TEETH RESTORED BY A DENTIN BONDING AGENT AND A POSTERIOR COMPOSITE RESIN, *J Prosthet Dent* 1991;65:80-85.
22. JL, Ferracane, MATERIALS IN DENTISTRY, PRINCIPLES AND APPLICATIONS, Philadelphia: Lippincott 1995:88-102.
23. I, Espelid, AB, Tveit, RL Erickson, SC Keck, EA Glasspoole, RADIOPACITY OF RESTORATIONS AND DETECTION OF SECONDARY CARIES. *Dent Mater* 1991;7:114-117.
24. J Toyooka J, M Taira, K Wakasa, M Yamaki, M Fujita, T Wada, RADIOPACITY OF 12 VISIBLE - LIGHT - CURED DENTAL COMPOSITE RESINS, *J Oral Rehabil* 1993;20:615-622.
25. HBM Akerboom, CM Kreulen, WE Van Amerongen, A Mol, RADIOPACITY OF POSTERIOR COMPOSITE RESINS, COMPOSITE RESIN LUTING CEMENTS, AND GLASS IONOMER LINING CEMENTS. *J Prosthet Dent* 1993;70:351-355.
26. AS Dawson, RJ Smales, RESTORATION LONGEVITY IN AN AUSTRALIAN DEFENSE FORCE POPULATION, *Aus Dent J* 1992;37:196-200.
27. LH Klausner TG Green, GT Charbeneau, PLACEMENT AND REPLACEMENT OF AMALGAM RESTORATIONS: A CHALLENGE FOR THE PROFESSION. *Oper Dent* 1987;12:107-111
28. W Robbins, JB Summitt, LONGEVITY OF COMPLEX AMALGAM RESTORATIONS, *Oper Dent* 1988;13:54-57.

29. RL, Bowen, WA Marjenhoff, DENTAL COMPOSITES/GLASS IONOMERS: THE MATERIALS, *Adv. Dent Res* 1992;6:44-49.
30. F Lutz, I Krejci, F Barbakow, QUALITY AND DURABILITY OF MARGINAL ADAPTATION IN BONDED COMPOSITE RESTORATIONS. *Dent Mater* 1991;7:107-113.
31. P Lambrechts, M Braem, G Vanherle, EVALUATION OF CLINICAL PERFORMANCE FOR POSTERIOR COMPOSITE RESINS AND DENTIN ADHESIVES, *Oper Dent* 1987;12:58-87.
32. RB, Mazar, KF Leinfelder, CM Russell, DEGRADATION OF MICROFILLED POSTERIOR COMPOSITE. *Dent Mater* 1992;8:185-189.
33. MA Marzouk, JA Ross, CERVICAL ENAMEL CRAZINGS ASSOCIATED WITH OCLUSO - PROXIMAL COMPOSITE RESTORATIONS IN POSTERIOR TEETH. *Am J Dent* 1989;2:333 - 337.
34. FC Eichmiller CLINICAL USE OF BETA - QUIARTZ GLASS - CERAMIC INSERTS COMPONED CONTIN EDUC, *Dent* 1992;13:568-574.
35. KJ Donly, TW Wild, RL Bowen, ME Jensen, AN IN VITRO INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF GLASS INSERTS ON THE EFFECTIVE COMPOSITE RESIN POLYMERIZATION SHRINKAGE, *J Dent Res* 1989;68:1234-1237.
36. K Kawai, KF Leinfelder, EFFECT OF GLASS INSERT ON WEAR OF COMPOSITE RESINS (ABSTRACT 81). *J Dent Res* 1993;72:114
37. DM Barnes, AM Holston, HE Strassler, PJ Shires EVALUATION OF CLINICAL PERFORMANCE OF TWELVE POSTERIOR COMPOSITE RESINS WITH A STANDARDIZED PLACEMENT TECHNIQUE. *J Esthet Dent* 1990;2:36-43.
38. H Letzel, SURVIVAL RATES AND REASONS FOR FAILURE OF POSTERIOR COMPOSITE RESTORATIONS IN MULTICENTRE CLINICAL TRIAL. *J Dent* 1989;17:510-517.

39. Y Quist, J Quist, IA Mjör PLACEMENT AND LOGEVITY OF TOOTH - COLORED RESTORATIONS IN DENMARK. *Acta Odontol Scand* 1990;48:305-311.
40. GL, Dickinson, LR Gerbo, KF Leinfelder CLINICAL EVALUATION OF A HIGHLY WEAR RESISTANT COMPOSITE. *Am J Dent* 1993;6:85-87.
41. SL, Wentd, KF Leinfelder CLINICAL EVALUATION OF A HIGHLY WEAR RESISTANT COMPOSITE: 3 YEAR RESULTS. *Am J Dent* 1994;7:207-211.
42. SC Bayne, HO Heymann, EJ Swift. UPDATE ON DENTAL COMPOSITE RESTORATIONS. *J Am Dent Assoc* 1994;125:687-701.
43. M Brännström, INFECTION BENEATH COMPOSITE RESIN RESTORATIONS: CAN IT BE AVOIDED? *Oper Dent* 1987;12:158-163.
44. RW Bryant, DB Mahler, MODULUS OF ELASTICITY IN BENDING OF COMPOSITES AND AMALGAMS. *J Prosthet Dent* 1986;56:243-248.
45. UNTERBRINK, Gary DDS POST - OPERATIVE SENSITIVITY. DENTAL PRODUCTS REPORT EUROPE. September 2000.
46. SJ Baile, EJ Swift EFFECTS OF HOME BLEACHING PRODUCTS ON COMPOSITE RESINS. *Quintessence Int* 1992;23:489-494.
47. JL Ferracane, VA Marker, SOLVENT DEGRADATION AND REDUCED FRACTURE TOUGHNESS IN AGED COMPOSITES. *J Dent Res* 1992;71:13-19.
48. LH Mair, RW Vowles, J Cunningham, DF Williams THE CLINICAL WEAR OF THREE POSTERIOR COMPOSITES. *Br Dent J* 1990;169:355-360.
49. WW Johnson, VB Dhuru, WA Brantley. COMPOSITE MICROFILLER CONTENT AND ITS EFFECT ON FRACTURE TOUGHNESS AND DIAMETRAL TENSILE STRENGTH. *Dent Mater* 1993;9:95-98.
50. G, Willems, P Lambrechts, M Braem, G Vanherle, COMPOSITE RESINS OF THE 21st CENTURY. *Quintessence Int* 1993;24:641-658.
51. C Stephen. Bayne, M.S., PH.D., F.A.D.M.; Jeffrey Y. Thompson, A CHARACTERIZATION OF FIRST-GENERATION FLOWABLE COMPOSITES. PH.D;

Edward J. Swift Jr., D.M.D, M.S.; Perry Stamatiades; Michelle Wilkerson.. JADA
vol.129, mayo 1.998

52.Tetric-Flow. VIVADENT

53.CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES NEWSLETTER, Volumen 11, ejemplar 4 Abril
de 1.997

54.Estafan AM, Estafan D, MICROLEAKAGE STUDY OF FLOWABLE COMPOSITE
RESIN SYSTEMS, DENTAL SERVICE , Departemento of veterans affairs Medical
center. New York. USA

55.Yau L, Perry R. THREE BODY WEAR OF LIGHT-CURE FLOWABLE COMPOSITES
(ABSTRACT NO. 3276) . J. Dent. Res. (special issue A) 1.997; 76:423

56. Yu XY, Glace WR, chadwick TC, THREE BODY WEAR OF FLOWABLE
COMPOSITE RESINS. TRANS ACAD, dent. Mater 1.997, 10:153;P-023

57.Dr. D. Manuel A. Radigales RESTAURACIONES COMBINADAS SUREFIL/DYRACT
FLOW,. MÉDICO ESTOMATÓLOGO. Madrid. Texto de internet , www.dentsply.com

58. Dr. Gómez Germán , CONGRESO DE ESTÉTICA, ivoclar vivadent.

59.Articulos " Flowable resin composites as "filled adhesives" : literature review and
clinical recomendations" y " Polymerization shrinkage and elaticity of flowable
composites and filled adhesives"

60. Dr. MENDOZA Aguilar José. Universidad Peruana Cayetano Heredia

61.RESINAS FLUIDAS :SOLUCIÓN PARA LA ADAPTACIÓN MARGINAL?

62. CONSIDERACIONES CLÍNICAS SOBRE ADHESIÓN DENTINARIA ÓPTIMA

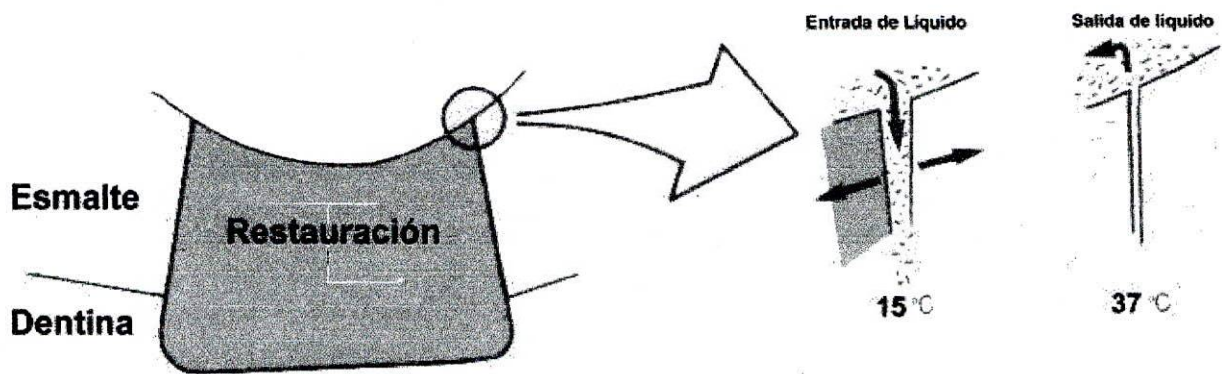
63. M, STURDEVANT, Clifford, M ROBERSON, Theodore, O HEYMANN, Harold, J
STURDEVANT, John, ARTE Y CIENCIA OPERATORIA DENTAL, Tercera Edición.

64. PHILLIPS, LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINNER,
Novena Edición, Interamericana Mc. Graw - Hill.

65. JADA, THE JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, Vol. 128,
1997.

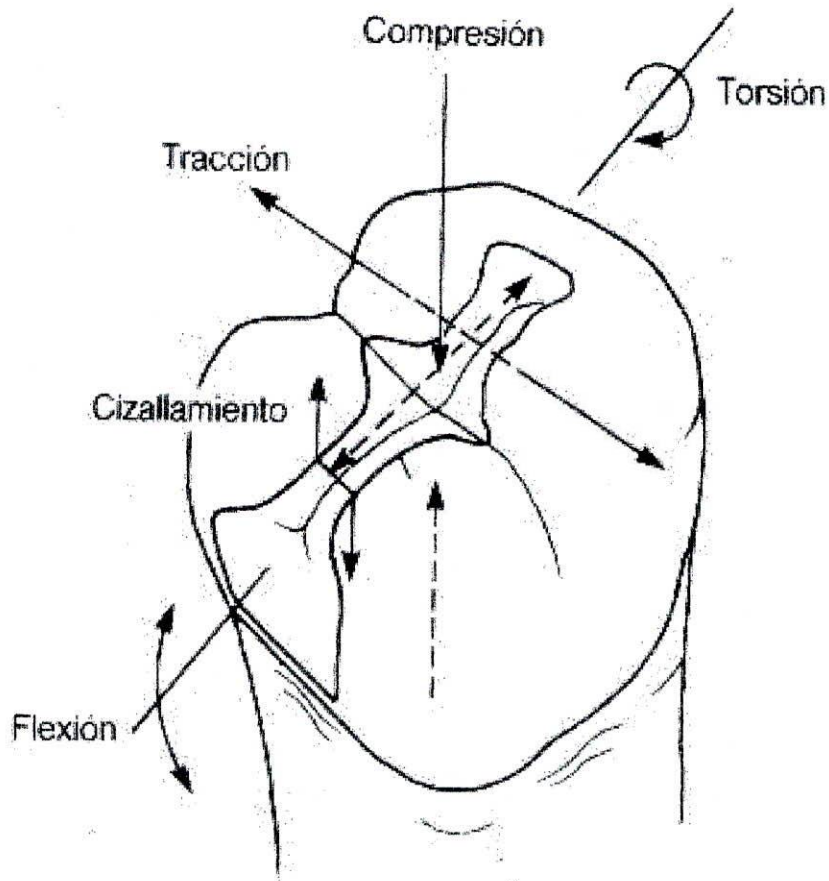
66. Dr. LOPEZ CAMARGO, Efraín. 3M
- 67.. RJ, Nelson, RB Wolcott, GC, Paffenbarger, Fluid Exchange At The Margins Of Dental Restorations.
68. GUZMAN, Humberto José, BIOMATERIALES ODONTOLÓGICO DE USO CLÍNICO, Ecue Ediciones P. 32
69. VARGAS BELTRAN, Omar SISTEMAS CONTEMPORÁNEOS DE ADHESIÓN EN ODONTOLOGIA (WWW.ENCOLOMBIA.COM)
- 70.. ANDES, DIPLOMADO DE ODONTOLOGÍA ESTÉTICA
71. S SCHUWARTS, Richard, FUNDAMENTOS EN ODONTOLOGIA OPERATORIA UN LOGRO CONTEMPORÁNEO, Dos actualidades médico odontológicas, Latinoamérica.
72. VIVADENT, Tetric - Flow
73. ARTICULOS. "Flowable Resin Composites As "Filled Adhesives": Literature Review and Clinical Recommendations" y "Polymerization Shrinkage and Elasticity of Flowable Composites and Filled Adhesives".
74. Dr. MENDOZA AGUILAR, José Universidad Peruana Cayetano Heredia
75. 3M, WWW.3MCOLOMBIA.COM. Fhek™ P60 Sistema Restaurador Posterior.
- 76.JADA, Vol. 32, TWENTY - FOUR - MOUNTH CLINICAL EVALUATION OF DIFFERENT POSTERIOR COMPOSITE RESIN MDTERIAL. Febrero 2001.
77. COMTEPORARY ESTHETICS AND RESTORATIVE PRACTICE MARCH 1999, Vol. 3 No. 3 ARISTON PHC DOCUMENTATION CIENTIFICA 1998.

ANEXO No. 1



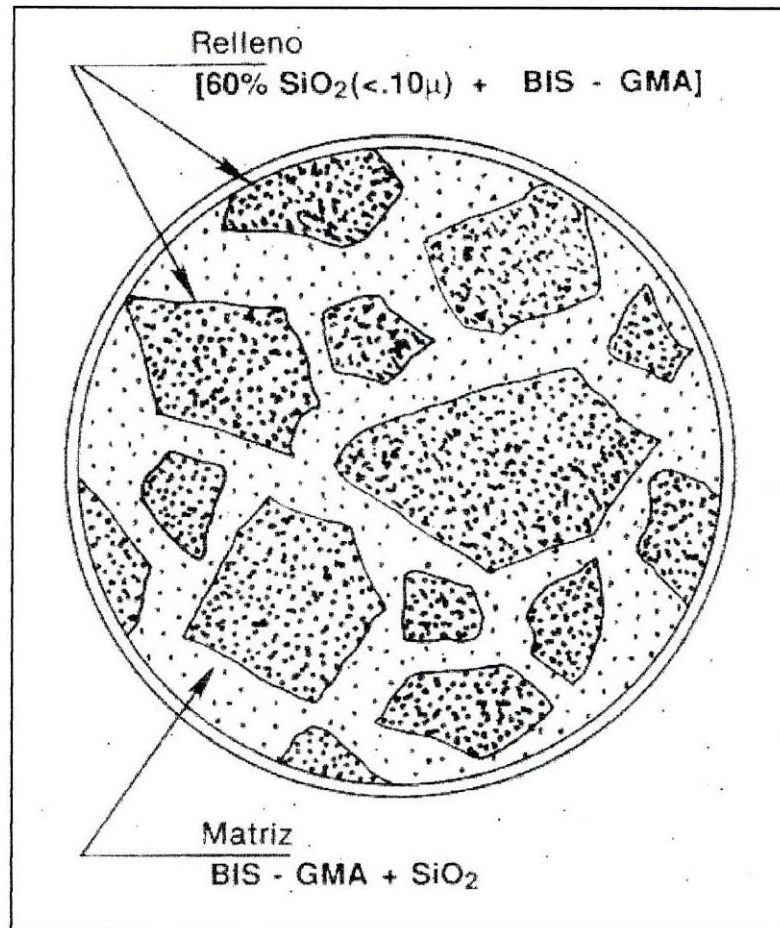
Percolación a lo largo de los bordes de una restauración odontológica debido a su diferencia con la estructura dental en el coeficiente lineal de expansión térmica durante los cambios de temperatura intraorales. Durante el enfriamiento (contracción) entra líquido. Durante el calentamiento (expansión) sale líquido.

ANEXO No. 2



Ejemplos de direcciones de carga. Carga uniaxial sobre una restauración
MO de amalgama

ANEXO No. 3



El esquema ilustra la estructura de una resina de microrelleno

ANEXO 4



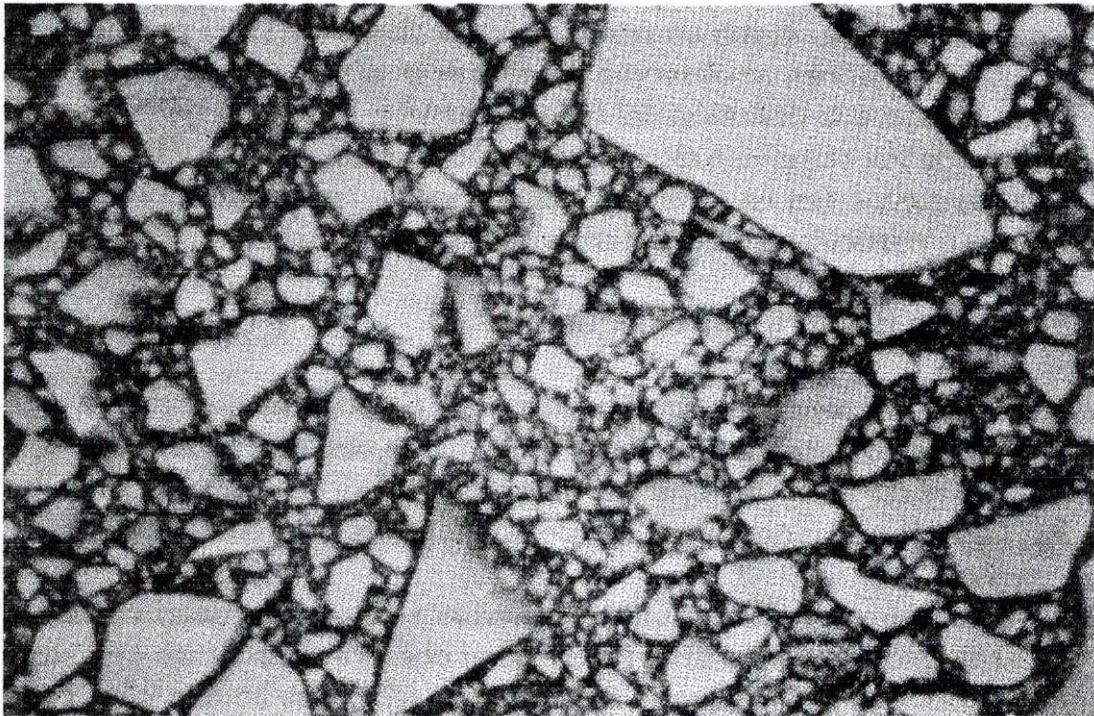
Relleno que se utiliza en las resinas compuestas
convencionales x 2500

ANEXO 5



Micrografía con microscopio electrónico de barrido en la superficie de una resina compuesta después del pulido. La matriz de resina se abrasiona pero las partículas duras del relleno no se desgastan. El resultado es una superficie rugosa (magnificación original de x 1 800)

ANEXO 6

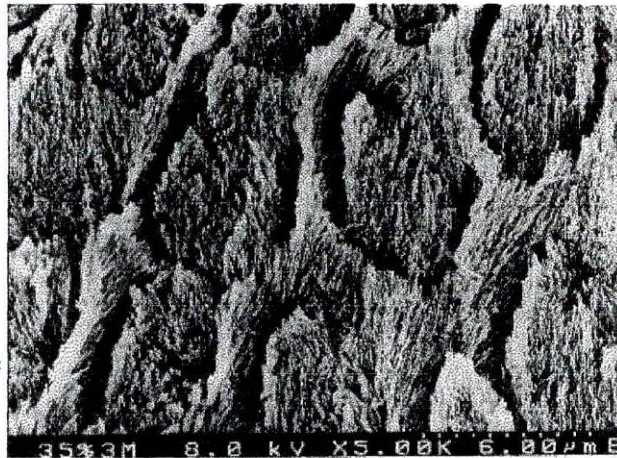


Microtografía en microscopio electrónico de barrido de una superficie pulida
en una resina de partícula pequeña compuesta x 1500

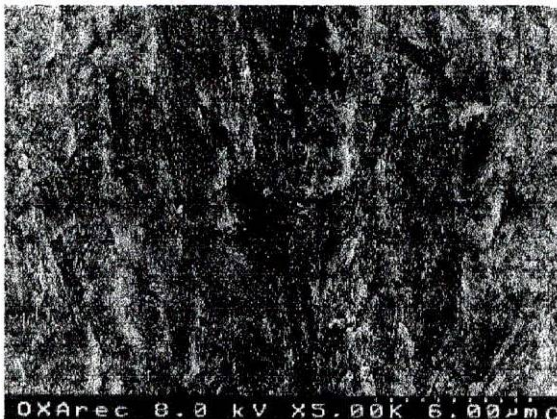
ANEXO 7



Patrón de grabado del esmalte Tipo I (flechas). El grabado de los núcleos de los prismas es evidente.



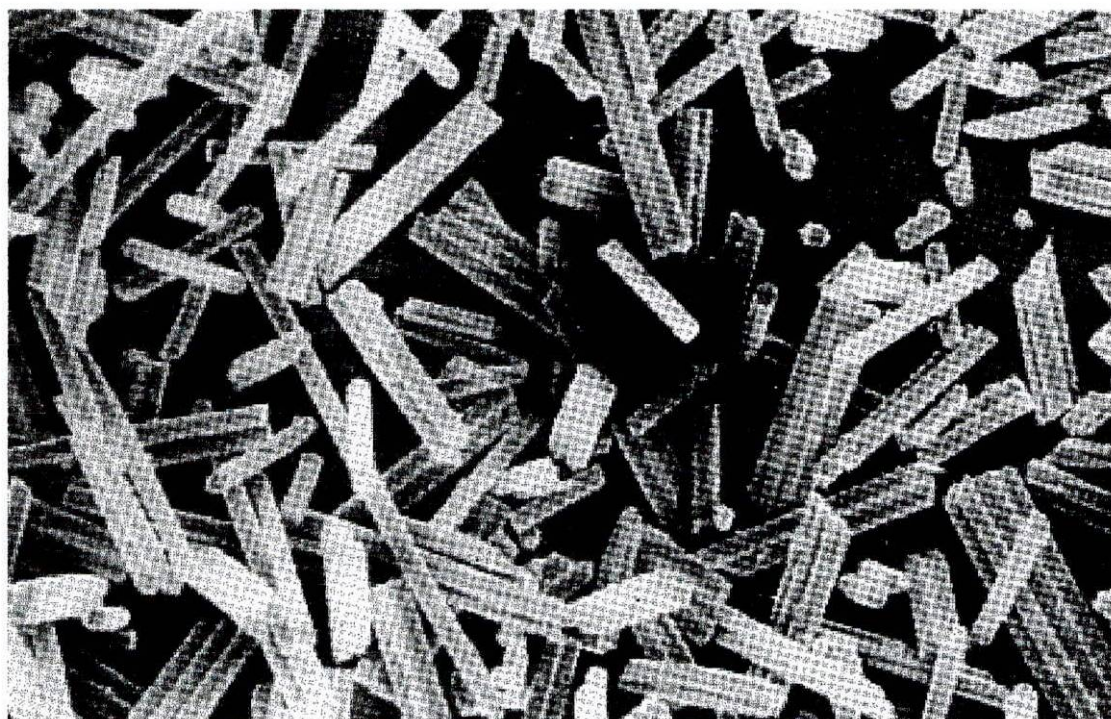
Patrón de grabado del esmalte Tipo II. El grabado de los prismas periféricos es predominante



Patrón de grabado del esmalte Tipo III.

Ninguna estructura prismática es evidente

ANEXO 8



ALERT™, consists, in part, of a microfilamentous glass fiber and ground barium aluminosilicate, which are combined with a silinated colloidal silica. This combination results in a composite with many optimal characteristics.