

318322

17



UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA

ESCUELA DE ODONTOLOGIA

INCORPORADA A LA

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

"Evolución de las Resinas Compuestas
en Odontología"

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :
Margarita Maldonado Salgado

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MEXICO, D. F.

1994.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

SEÑOR:

**ANTE TANTA GRANDEZA QUE ME HAS DADO
PERMITEME RECONOCER MI HUMILDAD ANTE
TI, FRENTE A MI Y A MIS SEMEJANTES .**

A MIS MARAVILLOSOS PADRES:

QUIENES CON TANTO AMOR Y DEDICACION HAN HECHO DE MI UN SER TRIUNFANTE Y FELIZ. GRACIAS MAMI POR SER UNA GUERRERA INCANSABLE Y POR SER LA GRAN COMPAÑERA DE MI VIDA.

LOLITA: DIOS TE BENDIGA POR TODOS LOS SACRIFICIOS PARA QUE NUNCA NOS FALTARA NADA Y POR TODO ESE AMOR QUE NUNCA OLVIDAREMOS.

ANGEL Y MIRIAM : LOS DOS REGALOS MAS IMPORTANTES QUE PUDO HABERME DADO DIOS, MIS PADRES Y LA VIDA MISMA. SABEN, TENER UN HERMANO ES TENER LO TODO.

JULY: GRACIAS POR TANTOS MOMENTOS IMPORTANTES QUE PASAMOS JUNTAS Y SOBRE TODO POR ENSEÑAR ME QUE VIVIR ES LO MAS IMPORTANTE.

JAIME: OJALA SIEMPRE ESTEMOS

J U N T O S .

WILLI : GRACIAS POR SER UN FUERTE PILAR EN NUESTRA FAMILIA .

A MI PEQUEÑA MARIBEL
POR TODA LA ALEGRIA
QUE HA TRAIIDO A
NUESTRAS VIDAS.

A MI FAMILIA EN GENERAL TODO MI AGRADECIMIENTO, MUY EN ESPECIAL:
A LA FAMILIA GARCIA SALGADO.
A LA FAMILIA SALGADO VAZQUEZ.
A LA FAMILIA BUSTAMANTE GARCIA.
POR DISTINGUIRME SIEMPRE CON SU APOYO Y AMOR.

CON MI MAS PROFUNDO AGRADECIMIENTO AL
PROFESOR ALBERTO CAÑAS Y A SU APRECIABLE
FAMILIA POR TANTAS MUESTRA DE CARINO.

AL DR. MANUEL RODRIGUEZ GARZA, DIRECTOR DE ESTA TESIS, A QUIEN
ADMIRO POR SU GRAN CALIDAD PROFESIONAL AGRADEZCO SU PACIENCIA
Y EL HABERME BRINDADO SU AMISTAD DURANTE TANTO TIEMPO.

A MIS GRANDES MAESTROS A QUIENES DEBO
MI SEGUNDA EDUCACION Y FORMACION PROFESIONAL.
EN ESPECIAL : DR. LEONARDO RUBIO ARGUELLO.
DRA. ROSI HIGUERA DE BORI.
DR. IVAN CORTES NIÑO.
DR. JOSE LUIS CORTES BASURTO.
DR. ARTURO VENTURA.
DR. LUIS CELIS.
DR. OSCAR ZETINA..

A TODOS MIS GRANDES AMIGOS
DEL COLEGIO FRANCES HIDALGO
POR TANTOS AÑOS DE AMISTAD.

A MIS AMIGOS : CLAUDIA MENDOZA.
MARITZA NENESES.
GERARDO SANCHEZ
GABRIEL GALVEZ
JORGE GOMEZ.

A LA UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA :
POR HABER SIDO MI SEGUNDA CASA
DURANTE TANTO TIEMPO, POR TODO
LO QUE APRENDI DE ELLA Y POR QUE
EN ELLA CONOCI A MI GRAN AMIGA Y
COMPAÑERA LA DRA. CLAUDIA COTTIER V.

A MIS COMPAÑEROS Y AMIGOS.

AL HONORABLE JURADO POR
LA ATENCION PRESTADA A
ESTE TRABAJO.

M I L G R A C I A S
A T O D O S .

INDICE .

		PAG.
	INTRODUCCION.	# 1
I .	POLIMEROS.	# 3
	1.1 Resinas Acrílicas Autopolimerizables	# 8
	1.2 Resinas Compuestas	# 12
	1.3 Clasificación de las Resinas Compuestas	# 15
II .	RESEÑA HISTORICA.	# 18
III .	RESINAS DE LA 1a. GENERACION. (MACRORRELLENO).	# 23
	3.1 a) Componentes	# 24
	3.2 b) Propiedades Físicas	# 27
	3.3 c) Propiedades Mecánicas	# 30
	3.4 d) Propiedades Biológicas	# 30
	3.5 e) Aplicaciones Clínicas	# 32
IV .	RESINAS DE LA 2a. GENERACION. (MICRORRELLENO).	# 34
	4.1 a) Componentes	# 34
	4.2 b) Propiedades Físicas	# 40
	4.3 c) Propiedades Mecánicas	# 42
	4.4 d) Propiedades Biológicas	# 45
	4.5 e) Aplicaciones Clínicas	# 46
	4.6 f) Otras características de los compuestos de Microrrelleno	# 48
	4.7 g) Acabado de los compuestos de Microrrelleno	# 49
	4.8 h) Microrrelenos Aglomerados	# 51
	4.9 i) Resinas de Microrrelleno con partículas de resina prepoli- merizada fragmentada	# 52

V .	RESINAS DE LA 3a. GENERACION.	
	(HIBRIDAS).	
	5.1 a) Componentes	# 56
	5.2 b) Propiedades Físicas	# 56
	5.3 c) Propiedades Mecánicas	# 58
	5.4 d) Propiedades Biológicas	# 60
	5.5 e) Aplicaciones Clínicas	# 60
	5.6 f) Híbridos con Microrrelleno	
	Aglomerado	# 62
VI .	RESINAS DE LA 4a. GENERACION.	
	(PARA POSTERIORES TECNICA DIRECTA).	
	6.1 a) Componentes	# 64
	6.2 b) Propiedades Físicas	# 64
	6.3 c) Propiedades Mecánicas	# 65
	6.4 d) Propiedades Biológicas	# 66
	6.5 e) Aplicaciones Clínicas	# 66
	6.6 f) Otras características	# 68
VII .	RESINAS DE LA 5a. GENERACION.	
	(PARA POSTERIORES TECNICA INDIRECTA).	
	7.1 a) Aplicaciones Clínicas	# 70
VIII .	ADHESION.	# 74
	8.1 Principios de adhesión	# 75
	8.2 Tipos de adhesión.	
	a) Adhesión resina-esmalte	# 78
	b) Adhesión resina-dentina o	
	cemento	# 81
	c) Adhesión resina-resina	# 83
	d) Adhesión metal-resina	# 85
	e) Adhesión resina metal grabado	# 86
	f) Adhesión química resina-metal	# 86

	PAG.
g) Adhesión porcelana-resina	# 87
IX . GRABADO ACIDO	# 90
9.1 a) Tipos de ácido, concentraciones y efectos	# 90
9.2 b) Remineralización	# 95
X . AGENTES DE UNION	# 98
10.1 a) Agentes de unión a dentina	# 98
10.2 b) Agentes de unión a esmalte y dentina	# 101

CONCLUSIONES.

BIBLIOGRAFIA.

I N T R O D U C C I O N .

La caries dental ha sido un problema de la humanidad a través de los siglos. En el pasado, tanto la medicina como la odontología se preocupaban más por el padecimiento y el alivio del dolor físico, que por el aspecto. Además, en tiempos antiguos los recursos odontológicos eran pocos y con muchas = desventajas, el arte de su aplicación era rudimentario con resultados finales a menudo decepcionantes. Es probable que los primeros dentistas sintieran ya la necesidad de restauraciones estéticas.

La necesidad estética en un tratamiento de dientes anteriores y actualmente posteriores descarta la posibilidad de = usar restauraciones metálicas; debido a esto tenemos la necesidad de recurrir a materiales que presentan un color casi idéntico a la estructura dentaria, tal es el caso del empleo de las resinas.

La tecnología de las resinas restauradoras ha pasado por diversas etapas. Primero fueron introducidas las resinas acrílicas de autopolimerización, sin relleno; posteriormente = el sistema de resinas compuestas a fin de reforzar determinadas propiedades y superar algunos de los inconvenientes que empezaron a manifestarse con el uso clínico de las resinas sin relleno. Así se hicieron muchos cambios en la formulación de los = compuestos en tanto que el advenimiento de las técnicas de grado ácido añadió todavía otra dimensión, mejorando considerablemente la unión mecánica de estos sistemas que no se adherían al esmalte. Para tratar de reforzar todavía más esta unión, =

fueron elaboradas nuevas sustancias adhesivas.

Recientemente, la gran demanda de restauraciones que den una apariencia natural ha sido enfocada al uso casi rutinario de resinas compuestas en la región posterior.

Es de importancia que el odontólogo conozca las técnicas y propiedades del material así como los diferentes factores para determinar la mejor manera de realizar una restauración con resina compuesta.

Con todo lo anterior el Cirujano Dentista va a cubrir todos los requerimientos de salud y funcionalidad al tiempo que va a dar al paciente la estética deseada que sin lugar a dudas es muy importante.

En la elaboración de esta tesis, he tratado de describir las características y propiedades clínicas de estos materiales así como los cambios y avances que han tenido desde sus inicios hasta nuestros días, ya que su buen conocimiento y manejo nos ayudará a la realización de una restauración adecuada.

CAPITULO I.

P O L I M E R O S .

- Introducción al estudio de los polímeros.

El nombre genérico de plásticos corresponde a un grupo de sustancias naturales o sintéticas, que provienen de la química del carbono o coloides orgánicos que dentro del grupo de los sintéticos ha revolucionado la industria a tal punto, que podría decirse que vivimos en la era de los plásticos; efectivamente, el descubrimiento de los polímeros a partir de determinadas reacciones orgánicas ha sustituido en gran parte a los metales.

En el campo de la odontología, la influencia no se ha dejado esperar y las denominadas resinas compuestas conforman un grupo de biomateriales de extensa aplicación en múltiples casos tanto en el campo de la Odontología Operatoria, en Ortodoncia, Prótesis y recientemente en una nueva especialidad denominada Odontología Cosmética o Estética, la cual utiliza polímeros fotocurables.

- Clasificación.

Los plásticos o polímeros, se puede clasificar en cuatro formas distintas:

- a) Por su origen se dividen en :
-) Naturales. (Resinas o plásticos de origen natural).
 -) Sintéticas. (Resinas sintéticas).

b) Por su aparición cronológica. Cronológicamente el plástico sintético más antiguo fue el celuloide (1870), seguido por la bakelita (1908) y la acetilcelulosa (1908).

c) Por su comportamiento ante el calor. Encontramos dos =
orincipalmente: -) Resinas Termoplásticas.

-) Resinas Termoeestables.

d) Por el tipo de reacción que experimentan los plásticos =
durante el proceso de polimerización. Cuando el activador =
que se emplea es de tipo químico, estas polimerizan en frío =
al medio ambiente y reciben el nombre de resinas de autopoli-
merización.

- Resinas con aplicación en Odontología.

En odontología los plásticos sintéticos tienen una =
gran utilidad y aplicaciones, entre otras: bases de dentaduras
artificiales, dientes artificiales, aparatos de ortodoncia y
ortopedia, materiales para obturación en operatoria, carillas
estéticas en coronas y puentes, prótesis removibles, materia-
les para obturación en operatoria, etc.

Los requisitos ideales de un polímero o plástico na-
ra uso dental son los siguientes:

-) No debe ser tóxico o irritante.

-) Translucidez y transparencia.

-) Capacidad de poder darle color.

-) Estabilidad de color.

-) Estabilidad dimensional. No debe haber cambios de volumen;
contracción o distorsión.

-) Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.
-) Debe ser impermeable en los fluidos orales, y no tener mal olor o aspecto desagradable.
-) Insolubilidad en el medio oral.
-) No debe poseer olor o sabor.
-) Baja densidad.
-) Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente.
-) En el caso de ruptura, debe poder repararse fácilmente.
-) La fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados.
-) En caso de ser utilizado como material cementante o para obturación, debe producir sellado o unión al tejido dentario.

- Química de las resinas sintéticas.

Los polímeros derivan su nombre de poli-muchos, mer-miembro; es decir una molécula compuesta de muchas unidades estructurales. Las moléculas sencillas o unidades estructurales sueltas conforman el monómero. Este monómero con millares de unidades estructurales en el proceso de polimerización integrará una macro-molécula gigante compuesta de unidades estructurales unidas entre sí formando cadenas.

Para que una macromolécula sea considerada como tal debe poseer un peso molecular por encima de 5000. Entre más alto sea el valor, mejores propiedades tendrá el polímero, los hay con valores hasta de 50 000 000.

El término "grado de polimerización" corresponde al resultado de dividir el número total de unidades estructurales por el número total de moléculas. Los valores más altos corresponden a los polímeros de unión cruzada para base de dentadura elaborados a partir de polimetacrilato, una resina del grupo de los polímeros acrílicos.

- Tipos de resinas de uso odontológico.

Clasificación Química:

- a) Resinas o polímeros vinílicos. Estos polímeros tienen su punto de partida del etileno C_2H_4 . Principal uso, bases de dentaduras.
- b) Poliestireno. Un hidrógeno de etileno se sustituye por un grupo bencénico dando el vinil benceno. El poliestireno es una resina termoplástica estable a la luz y resiste el ataque de agentes químicos.
- c) Resinas acrílicas. Este grupo de polímeros es de gran aplicación en odontología, pues con ellas se elabora la mayoría de los aparatos protésicos; forma parte integral de las resinas compuestas de amplio uso odontológico. Son derivadas del etileno y poseen un grupo vinílico.
- d) Polimetacrilato de metilo. Corresponde al polímero obtenido de la reacción de polimerización del éster de metacrilato de metilo. Este plástico posee buenas características de estabilidad de color. La temperatura de ablandamiento es de 125° .
- e) Resina epóxica. Es de naturaleza termo-estable y con acción adhesiva sobre el vidrio y algunos materiales. Las molé

culas epóxicas clásicas usadas en química de resinas compuestas es el éter diglicídico de bisfenol A.

f) Resinas utilizadas para restauraciones en operatoria dental.

La Asociación Dental Americana en su especificación No. 27 clasifica los materiales de resina utilizados en operatoria en 2 tipos:

Tipo I - Resinas sin carga (no compuestas).

Tipo II- Resinas compuestas, en las cuales el material de refuerzo ha sido adicionado en tal cantidad que permita alcanzar las propiedades necesarias.

Esta especificación está dirigida a las resinas directas usadas primordialmente para restauraciones en dientes naturales.

RESINAS ACRILICAS.

Aunque las resinas compuestas han hecho a un lado el uso de las resinas acrílicas más antiguas, conviene describir brevemente este material. En efecto, conocer la química y las propiedades de las resinas acrílicas ayuda a comprender y apreciar los sistemas más recientes de resinas == compuestas. Además, algunos aspectos de la manipulación y comportamiento de este material son también válidos para = las resinas compuestas.

Dentro de las ventajas, que en la actualidad pueden indicarse para los plásticos de resina acrílica podemos anotar:

-) Color.- Las diferentes tonalidades que puede darse a este material, permite mimetizar los diferentes colores de los dientes naturales y tejidos blandos.
-) Insolubilidad.- El polímero es prácticamente insoluble en el medio oral.
-) Fácil manipulación.

El uso de esta sustancia como material de obturación presentaba el inconveniente de la filtración y protección pulpar inadecuadas que causaban la pérdida de vitalidad en muchos dientes.

De todos los materiales para restauración, el acrílico presenta el coeficiente más alto de expansión térmica, ya que se contrae o expande casi siete veces más que la estructura dentaria por cada grado de cambio en la temperatura.

Por fortuna, la contracción en la polimerización se limita a la base de la preparación y no a los márgenes.

Dentro de las desventajas que presentan este tipo de resinas tenemos:

-) Color.- Los nuevos acrílicos tienen mejor estabilidad de color, sin embargo, puesto que el grupo de polimerización no es tan alto como lo pueden ser aquellos plásticos activados = por el calor, o los novedosos polímeros de fotocurado, se observan cambios en el color después de cierto tiempo.
-) Contracción de polimerización.- Las resinas acrílicas su fren una contracción de polimerización apreciable dependiendo de la relación monómero/polímero; a mayor cantidad de líquido en la mezcla mayor será esta contracción.
-) Resistencia a la abrasión.- Las resinas acrílicas poseen una baja resistencia abrasiva y baja dureza. Estas dos desven tajadas la contraíndican como material restaurador en zonas de = choque masticatorio directo. Clase I, II y IV.
-) Coeficiente de expansión térmica.- Todos los cuerpos al = experimentar un aumento o disminución de temperatura, sufren = cambios volumétricos de expansión o contracción de acuerdo con la diferencia de temperatura que los afecten y de acuerdo con el coeficiente específico de expansión térmica de cada sustancia.

Cuando un paciente ingiere una bebida caliente la restauración en resina acrílica aumenta 8 veces su tamaño por cada grado ⁰C, siendo de naturaleza plástica, no tendrá la capacidad de ejercer esta tremenda presión que ocasionaría la fractura de las paredes dentarias. La contracción sufrida ante el contacto con una bebida helada ocasionará una inmensa contracción, == desadaptación de las paredes cavitarias, eventual desalajo y, = lo más grave, una gran percolación marginal, permitiendo la en-

trada de microorganismos, flúidos, restos alimenticios, etc., hasta el fondo de la cavidad, ocasionando irritación pulpar = permanente y alta posibilidad de recidiva de caries.

-) Sorción de agua.- La absorción de agua y flúidos ocasiona desadaptación, irritación dentino-pulpar y cambios de color.

Composición de las Resinas Acrílicas.

POLIMERO:

Polvo - Polimetacrilato de metilo finamente pulverizado.

Color.

Iniciador - Peróxido de benzilo en cantidad de 0.3 a 3%.

Activador - Acido sulfínico p. tolueno.

En los sistemas que no utilizan aminas terciarias.

MONOMERO:

Líquido - Metacrilato de metilo.

Agente cadena

cruzada - Dimetacrilato de metilo al 5%.

Inhibidor - Hidroquinona 0.006%.

Activador - Dimetil p. toluidina (amina terciaria).

El sistema peróxido de benzoilo-dimetil para toluidina posee algunos inconvenientes como el de inhibición de la polimerización en presencia o incorporación de exceso de aire en la mezcla, el cual ocasiona manchas blancas y zonas de baja dureza, pero quizás el franco cambio de color de este sistema que ocasiona una decoloración que llega a tonos amarillos por efecto de la luz ultravioleta componente de los rayos solares es un grave inconveniente desde el punto de vista estético.

El agente activador se ha cambiado a un nuevo sistema químico que corresponde a los derivados del ácido sulfínico, particularmente el p. ácido sulfínico $\text{CH}_3-\text{C}_6\text{H}_4-\text{SO}_2\text{H}$, == que puede estar en el monómero, pero es más frecuentemente incluido en el polímero.

En igual forma la inhibición de polimerización que presentan los productos de peróxido de Benzoilo (amina terciaria con los derivados fenólicos tales como el eugenol, presente en los cementos de eugenolato de zinc), es menor en == las nuevas presentaciones con derivados del ácido sulfínico.

- Efecto de la humedad.

Los polímeros deberán envasarse en frascos herméticamente cerrados, alejados de la presencia de humedad, que inhibe la polimerización.

RESINAS COMPUESTAS.

El término "material compuesto" se refiere a la combinación tridimensional de un mínimo de dos materiales químicamente diferentes y con una interfase definida que separa == los componentes.

Si se une correctamente, tal combinación proporciona propiedades que no pueden obtenerse con ninguno de los componentes por sí solos.

Las fórmulas de resina compuesta posee 3 componentes fundamentalmente:

- a) La matriz orgánica de resinas.
- b) El refuerzo inorgánico.
- c) El puente de unión entre las fracciones orgánica-inorgánica.

Las ventajas en el uso de este tipo de polímeros = pueden ser las siguientes:

- La contracción de polimerización es mucho menor que la experimentada por las resinas de metacrilato de metilo, ya que en la molécula híbrida el grupo es sólo una pequeña parte de la gran molécula.
- No es volátil.
- 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 irritante.

- Este copolímero es mucho más resistente y de mejores propiedades físicas que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza termoestable. La alta viscosidad = del monómero requiere la formulación de un diluyente, el cual es el glicol dimetacrilato; Bowen ha propuesto la formación = de nuevos comonómeros, teniendo en cuenta que la molécula de BIS-GMA no posee una completa estabilidad de color, razón por la cual se hace necesaria la adición de estabilizadores del = color (sustancias que absorben la luz ultravioleta), además de su alta viscosidad y dificultad de purificación.

- Propiedades Físico-Mecánicas de las resinas Compuestas.

Es natural que las propiedades de las resinas comerciales varíen en cierto grado de un producto a otro. Estas variaciones se deben en principio a las diferencias en el tipo y concentración de los rellenos empleados.

Es evidente que las resinas compuestas son superiores a las acrílicas no reforzadas en cuanto a la mayor parte de sus propiedades mecánicas y físicas. Esto se deduce del efecto reforzador del relleno y las diferencias en las propiedades de los materiales de la matriz de resina.

Los materiales compuestos son considerablemente más resistentes que las resinas para obturaciones directas de acrílico al someterse a la compresión (2 390 kg x cm² o 34 000 libras x pulgada², 703 kg x cm², o 10 000 libras x pulgada²), respectivamente, y la resistencia a la tensión es aproximadamente 150% mayor.

Presentan un módulo de elasticidad mucho más alto = que las resinas acrílicas. Esto sugiere que los materiales = más rígidos son menos susceptibles a la deformación elástica al ser sometidos a las fuerzas masticatorias. Son considerablemente más duros que las resinas acrílicas y no tan vulnerable a la abrasión; al menos al desgastarse por compuestos a brasivos.

Debido al mayor peso molecular y al efecto del relleno, la contracción por polimerización de los materiales de restauración de resinas compuestas (1.4%) es más baja que la de los materiales de resina acrílica.

El relleno y la matriz de resina deben combinarse = con un agente de unión en la superficie de relleno. Si no se hace esto, las partículas pueden moverse con facilidad o puede ocurrir sorción de agua en la interfase entre el relleno y la matriz. Por esto, las partículas de relleno están cu biertas con un producto reactivo de silano.

Con la experiencia clínica adquirida con el tiempo, se nota una preferencia muy marcada por el uso de partículas más pequeñas para los rellenos. El tamaño promedio de las pa rtículas en los primeros materiales solía ser de 100 μm mientras que actualmente no pasa de 50 μm . Por lo tanto, el ta maño promedio de las partículas de los rellenos de muchas resi nas compuestas oscila entre 15 y 20 μm . La tendencia actual es reducir todavía más el tamaño del relleno en estas resinas compuestas tradicionales. En algunos materiales el tamaño de las partículas es de solamente 1.5 μm ; además, estas partículas son más blandas y más redondas.

CLASIFICACION DE LAS RESINAS
COMPUESTAS.

Puede hacerse de varias formas:

Por la época de aparición, la cual indica los avances respectivos particularmente en las clases de refuerzo utilizados o los tipos de comonomeros. De acuerdo con esta clasificación tenemos en este momento cinco generaciones de resinas compuestas.

- 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 partículas era aproximadamente de 15 a 100 micrones, por lo cual se les da el nombre de resinas de macropartículas o macrorrelleno.
- Segunda generación.- La fase orgánica o de polímeros se aumenta al 50% y 60%, el porcentaje de refuerzo de vidrio decrece en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micropartículas o microrrelleno.
- Tercera generación.- Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partículas (micro y partícula pequeña).
- Cuarta generación.- Corresponde al grupo de las resinas compuestas más novedosas, las cuales tienen un alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrio cerámico y vidrios metálicos, dichas resinas corresponden a los segmentos posteriores.

- Quinta generación.- Resinas compuestas para posteriores técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

Una segunda forma de clasificar las resinas compuestas, puede ser, por la forma en que se efectúa la polimerización:

- I. Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos: polimerización química.

- II. Resinas compuestas que requieren una energía radiante: luz ultravioleta, o luz visible; resinas de fotocurado también llamadas fotopolimerizables.

RESINAS DE OBTURACION DIRECTA.
(CUADRO COMPARATIVO).

	Tipo I	Tipo II	Unidades.
	R. Acrílicas.	R. Compuestas	
Tiempo de trabajo	1.5	4	min.
Resistencia a la compresión. (24hrs).	703	2 390	kg/cm ²
	10 000	34 000	psi
Resistencia a la tracción. (24 hrs).	246	457	kg/cm ²
	3 500	6 500	psi
Módulo de elasti- cidad.	0.0239x10 ⁶	0.15466x10 ⁶	kg/cm ²
	0.34 x 10 ⁶	2.2 x 10 ⁶	psi
Solubilidad en agua.	1.7	0.6	mg/cm ²
Contracción de polimerización.	7	1.4	%
Coefficiente de expansión térmica.	7	3.1	

CAPITULO II,

RESEÑA HISTORICA .

Las resinas acrílicas de activación química aparecen hacia el año de 1940, produciendo una verdadera revolución en el campo de la Odontología Operatoria, llegando a creer, == por aquel entonces, que se había sintetizado un maravilloso y excelente material restaurador estético para uso en operato--ria que reemplazaría a los cementos de silicato cuyo uso data de 1871.

El primer sustituto del cemento de silicato fue una resina curada por medios químicos, que se presentaba en una = combinación de polvo y líquido. El polvo es poli(metil meta-crilato) en forma de esferas, en tanto que el líquido es mate-crilato, que suele contener agentes para formar uniones cruza-das. La fuente de energía para la reacción de fraguado deriva de un sistema a base de peróxido y aminas.

Las primeras resinas tenían mala estabilidad de color al ser expuestas a la luz ultravioleta y se tornaban amarillas o pardas después de tal exposición. Sin embargo, mediante mé-todos tales como la adición de absorbentes ultravioleta ha mé- jorado considerablemente la estabilidad del color.

En los años sesentas el mundo científico se enriqueció enormemente con los hallazgos del Dr. Rafael L. Bowen (a quien se le considera "Padre de la Resina Compuesta") en el = "National Bureau of Standards", en los Estados Unidos. En 1962,

el departamento de patentes de Estados Unidos registra con el número 3.066.012 su famosa molécula BIS-GMA, constituyente principal de casi todas las resinas reforzadas pasadas y actuales, producto obtenido de la reacción química de un Bisfenol y glicidil metacrilato. A partir de tal planteo básico y con el afán de mejorar el pulido y la falta de radiopacidad = se modificaron e idearon nuevas resinas.

Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones de resina, se les reforzó cargándolas con partículas = de relleno inorgánico duras. Este proceso de añadir partículas duras a una resina blanda es lo que se ha dado en llamar el refuerzo de partícula.

Las resinas así cargadas fueron los primeros materiales dentales que recibieron la denominación de composíte o resina compuesta. Hoy se les denomina resinas de macrorrelleno.

Los primeros materiales, el Addent 35 (luego del = cual se crea el Addent 12 para el sector posterior) y el Prestige, contenían partículas esféricas.

Surgieron resinas con relleno de vidrio de bario (radionaco) y/o estroncio, partículas de 4 a 15 μ , promedio 7 a 8 μ , en un 75 a 30% más pequeña y más blanda que las anteriores, de estas tenemos como ejemplo a : Profile, Simulate, Smile, Prestige Plus, Spectra Bond, entre otras.

Resinas y relleno se mantienen razonablemente unidos por una sustancia química del tipo de los silanos.

Al mezclar el componente universal con el catalizador se ponen en contacto aminas y peróxido que, liberando radicales libres, inician la polimerización como fue el caso de Concise, Exact, Adaptic, DFR, y Portrait.

Con el afán de mejorar el comportamiento de los composites de curado químico, cuya estética partiendo de un correcto pulido, se deteriora fundamentalmente debido al envejecimiento de compuestos químicos inherentes al curado del material, y para prolongar y controlar el tiempo de trabajo durante la manipulación clínica, se desarrolla el concepto de la energía lumínica como agente iniciador de la polimerización. Esta comienza al incidir la luz sobre una dicetona y una amina (estermetil benzóina) y liberar los radicales necesarios.

A fines de los '60 aparecieron resinas reforzadas con sistemas de curado físico mediante luz ultravioleta, tal es el caso de Nuvafile, Leefil, entre otras; y más adelante por luz visible (radiación mayor a 400 nanómetros), cuyos componentes son dicetonas y cetonas aromáticas y aminas terciarias, teniendo como ejemplos a Fotofil, Durafil, Prisma Fil, Command y Heliosit; Cubriendo toda la gama de tamaños, formas, dureza de partículas y distintos porcentajes de relleno.

En 1974, los materiales elaborados para relleno contenían únicamente ácido silícico amorfo como relleno inor-

gánico, el cual es un vidrio de dispersión muy fina obtenido químicamente mediante hidrólisis y precipitación. El tamaño promedio de las partículas originales, en estado aglomerado, es aproximadamente de 0.04 μm . Recientemente, algunos autores opinan que es preferible utilizar partículas de sílice = pirógena de tamaño un poco más grande, alrededor de 0.05 a = 0.10 μm .

En 1978 aparecen las resinas denominadas "Resinas de Microrrelleno", fueron elaboradas por Vivadent (de Lichtenstein) las cuales son una mezcla de inorgánicos (dióxido de silicio, 0.04 μ) y orgánico, obteniendo una estructura coloidal blanda, en porcentajes que oscilan del 35 al 50%, algunas con una matriz diferente a base de dimetacrilato de uretano. Los sistemas de resinas que contienen rellenos inorgánicos más pequeños que la longitud de onda de la luz visible == presentan aspecto homogéneo. Con este tipo de resinas se pueden obtener superficies con gran capacidad para pulimiento. Aún si ocurre separación de las fases a causa del desgaste, = la superficie acabada y pulida conservará su tersura y lustre parecidos al esmalte puesto que las nuevas irregularidades de la superficie no son visibles a simple vista.

Para disminuir las desventajas inherentes a los materiales de relleno convencional de micropartículas, surgen = alrededor de 1980 resinas con relleno mineral híbrido sobre = la base de combinaciones de dióxido de silicio y vidrio de bario en porcentajes variados.

Estas resinas, denominadas híbridas o mixtas, contienen mezclas de dióxido de silicio (0.04μ) y vidrio de = bario (4 a 15μ) en distintos porcentajes. Aquellos con alto porcentaje de relleno poseen una carga mineral de alrededor é del 80% de su peso y los de bajo porcentajes de relleno una = carga de alrededor del 36%.

Cabe destacar que con el afán de minimizar la gran = diferencia de propiedades físicas existentes entre la parte i norgánica de un composite y su relleno orgánico, la tecnolo-- gía de los híbridos se ha utilizado aún en productos clásicos como lo fueron el Concise, Adaptic y otros, produciendo la va riedad híbrida de su antigua fórmula.

Por lo tanto, es muy raro poder hallar tales produc tos convencionales en su estado puro, de la época de los 70's.

Actualmente contamos con un grupo de resinas para reg tauraciones posteriores , quien posee un menor tamaño de partí culas, dando como resultado una mayor resistencia al desgaste del composite.

CAPITULO III.

"RESINAS DE LA 1ª GENERACION". (MACRORRELENO).

La primera generación de materiales compuestos con tienen un 60 a 80% por peso de cuarzo o cristales en la gama de tamaños de partículas de 1-50 μ , o bien, 15-100 μm de diámetro. La distribución del tamaño de las partículas puede variar dentro de estos límites de un producto a otro, algunos de ellos con cantidades relativamente mayores de partículas grandes, que se aproximan a los 50 μ y otras con mayores cantidades de partículas de menor tamaño.

El tipo, concentración, tamaño de las partículas y distribución de tamaño de las partículas del material de relleno utilizado en un composite son factores fundamentales = para el control de sus propiedades.

El material de relleno de uso habitual incluye = cuarzo, sílice fundido y muchos tipos de cristales, entre otros aluminosilicatos y borosilicatos, algunos de ellos contienen óxido de bario.

Básicamente los composites contienen al menos 2 = componentes distintos; una matriz orgánica blanda y partículas duras de relleno inorgánico. Los componentes son muy diferentes y no existe entre ellos ningún enlace químico.

A) Componentes de las resinas de "Macrorrelleno".

1.- Fase Matriz. La matriz orgánica de la mayor parte de las resinas compuestas está basada en un sistema de polímeros llamado BIS-GMA. Este es un acrónimo para los dos compuestos orgánicos empleados al preparar el material utilizado por el dentista. Los dos compuestos son el bisfenol A y el glicidil metacrilato de peso molecular moderado. Para ajustar la viscosidad se añaden otros dimetacrilatos de bajo peso molecular.

Algunos productos contienen dimetacrilatos de uretano en vez del sistema BIS-GMA.

La razón por la cual se prefiere las resinas que contienen BIS-GMA sobre las resinas de metacrilatos y el dimetacrilato de uretano es porque tienen una estructura aromática que incrementa su rigidez, su resistencia a la compresión, y disminuye su absorción de agua. Además, estas resinas tienen moléculas mayores que dan lugar a menor contracción de polimerización que las resinas metacrilato de menor molécula.

Los iniciadores termocímicos y fotocímicos, los aceleradores y los inhibidores de la luz (visible o ultravioleta), proporcionan la polimerización adecuada y una estabilidad aceptable de color. Si está presente una amina orgánica adecuada, los materiales activados con luz visible poseen una dicetona que absorbe la luz azul e inicia la reacción de polimerización. La polimerización se efectúa de 30 a 60 seg., mismo tiempo para las resinas cuya polimerización se efectúa con luz ultravioleta.

2.- Interfase de superficie. Esta fase está formada ya sea por un agente de asociación bipolar, generalmente un organosilano que une la matriz orgánica y los rellenos inorgánicos, o por una unión copolimérica u homopolimérica entre la matriz orgánica y el relleno parcialmente orgánico. La magnitud de la adhesión de la interfase y su estabilidad química son dos factores de importancia decisiva para las propiedades clínicas de cualquier clase de resinas compuestas.

Un número limitado de los primeros compuestos contenían partículas esféricas. Sin embargo, la mayor parte de otras resinas compuestas contienen partículas de forma irregular. Las partículas son sometidas a un proceso de fresado de bola hasta obtener el tamaño apropiado. Durante el proceso de uso-desgaste, estas partículas no son desalojadas tan fácilmente de la superficie como las de forma esférica. En un esfuerzo para aumentar la retención de las partículas sobre la matriz de resina, los fabricantes cubren el relleno con un silano (agente de unión); la omisión de este procedimiento origina una exfoliación prematura de las partículas de la superficie, lo cual acelera el desgaste.

3.- Fase dispersa. Las partículas de macrorrelle no constan de cuarzo, vidrio, borosilicato y cerámica y se obtienen mediante tallado, aplastamiento, o ambos métodos de los grandes pedazos del material convirtiéndolo en pequeñas partículas, generalmente, en forma de astillas. La obtención de estos rellenos puramente inorgánicos de mínimo tamaño está

limitada por la técnica de producción, puesto que no existen trituradoras para reducir estos materiales a partículas de tamaño inferior a 0.1 μ m. Una matriz de resina reforzada con estos rellenos inorgánicos diminutos tendría aspecto rugoso y el composito, así formado, no es adecuado para restauraciones estéticas de los dientes anteriores. Las partículas con diámetro de 100 μ m o más (tamaño del grano de las fresas de diamante utilizadas para preparaciones de cavidades) son visibles a simple vista y la falta de homogeneidad de la resina con relleno tan grande sería evidente. Además, si ocurre desintegración de la superficie de la interfase durante el acabado, los defectos que esto produce acabarían con la restauración.

Las principales desventajas de las resinas compuestas de macrorrelleno se refieren a la unión entre la fase "dispersa" puramente inorgánica y la matriz orgánica. Esta unión es débil, propensa a la hidrólisis y es de difícil acabado. Además, en la clínica, los macrorrellenos pueden fracturarse y son desalojados de manera selectiva de la matriz de resina cuyo desgaste es más rápido. Esto explica porque las resinas compuestas presentan una menor resistencia al desgaste, especialmente cuando son utilizadas en situaciones de esfuerzo intenso como ocurre, por ejemplo, en la áreas de contacto oclusal donde actúan las fuerzas destructoras de abrasión que provocan pérdida de resistencia del material. En poco tiempo las superficies terminadas se tornan ásperas y son una verdadera trampa para la placa bacteriana que ocasionan el primer paso para la inevitable aparición de manchas en el material.

B) Propiedades Físicas.

1.- La contracción volumétrica que ocurre durante la polimerización es generalmente de 1.2 a 1.3%. Puesto que = la contracción es consecuencia de la polimerización, la cantidad y el tipo de los monómeros y oligómeros presentes tendrán efecto directo sobre el grado de contracción.

2.- La porosidad existe en todos los compuestos clínicos y varios investigadores han experimentado los factores que pueden influenciarlos. Por lo general, la porosidad osci-la entre 1 y 2%. Se ha observado que la inyección de mezclas a granel producía menos porosidad que cuando éste era coloca-do con un instrumento. Los compuestos suministrados en forma de cápsulas son menos porosos que los que vienen a granel. También se encontró que se podía reducir considerablemente la porosidad aplicando presión breve ($25 \text{ kg} \times \text{cm}^2$ durante 15 se-gundos) al compuesto mezclado y que el grado de esta reducción era una función de la viscosidad de la pasta mezclada. Los = poros aparecen porque entre la matriz orgánica y las particu-las de relleno inorgánico hay una unión química pobre. Por = eso las partículas de relleno pueden fácilmente desprenderse de la matriz de resina, dejando un hueco en su lugar.

En ocasiones, a este proceso por el que el composite pierde paulativamente partículas de relleno de su superficie se le ha denominado "pucking". Cuando mayor tamaño tengan las partículas de relleno, mayor es el espacio que dejan sobre la superficie al desprenderse y, por lo tanto, clínicamente dan como resultado una mayor rugosidad.

3.- El coeficiente de expansión lineal aumenta al subir la temperatura y los valores promedio típicos entre 0° y 60° C oscilan entre 26 y 40 x 10⁻⁶ por °C. Esta propiedad debe reducir la fuga o filtración marginal de los compuestos en comparación con los materiales restauradores de poli(metil metacrilato).

El coeficiente de expansión térmica para las estructuras dentales oscilan entre 10 y 15 x 10⁻⁶ por °C, lo cual indica la importancia de este factor.

4.- Los valores de conductividad térmica de las resinas compuestas se hallan entre 25 y 33 x 10⁻⁴ cal por seg x cm² (°C por cm), que puede compararse favorablemente con la conductividad de la dentina de 18 x 10⁻⁴ y del esmalte de 21 x 10⁻⁴.

5.- La sorción de agua y la solubilidad de los compuestos son de 0.6 y 0.05 mg por cm², respectivamente. El tiempo requerido para alcanzar el equilibrio con el agua es mucho más largo con las resinas compuestas que para los materiales restauradores de poli(metilmetacrilato). La captación de las resinas compuestas es regulada por la difusión a través de matriz polimérica y es función del grado de enlaces cruzados.

6.- El coeficiente de difusión para las resinas compuestas es de aproximadamente 1.1 a 3.1 x 10⁻⁹ cm² por seg y de 16 x 10⁻⁹ cm² por seg para el poli(metilmetacrilato).

7.- El grado de absorción de humedad (hidrofilia) es indicado por el ángulo de contacto que forma una gota con

el compuesto y es importante porque influye en la filtración marginal y en el color de la superficie del material restaurador. El ángulo de contacto del agua sobre los compuestos es de aproximadamente 65° y el compuesto es clasificado entonces como sólido hidrófilo (puesto que $A\alpha$ es menor que 90°).

- Propiedades Físicas típicas de las resinas de macrorrelleno.

Contracción de polimerización (% por volumen)1.2-1.6
Porosidad (%)1.8 - 4.8
Coefficiente de expansión térmica ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)26 - 40
Conductividad térmica (cal/seg/cm) $\times 10^{-4}$25 - 33
Sorción de agua (mg/cm ²)0.60-0.8
Coefficiente de difusión después de la sorción(10^{-9} cm ² /seg)
Angulo de contacto ($A\alpha$ para agua)65

C) Propiedades Mecánicas.

Propiedades mecánicas típicas de los compuestos
de macrorrelleno.

Resistencia a la compresión	170 - 260 (MPa)
Límite de fatiga a la compresión	120 - 160 (MPa)
Resistencia a la tracción	30 - 45 (MPa)
Límite elástico 0.1%	15 - 20 (MPa)
Resistencia transversal	90 - 100 (MPa)
Resistencia al esfuerzo cortante	30 - 100 (MPa)
Módulo elástico	10 - 16 (GPa)
Índice de Poisson,	0.24-0.30
Módulo de elasticidad	0.07-0.09 (kg-mm/mm ³)
Resistencia a la fractura	0.01-0.05 (Kg-mm/mm ²)
Dureza de Rockwell	100 - 116 (H)
Profundidad de depresión	55 - 70 (um)
Recuperación de la depresión	70 - 85 (%)
Erosión	6 - 7 (x 10 ⁻⁴ mm ³ /mm de ex- tensión)

D) Propiedades Biológicas.

Las superficies de una resina de macrorrelleno se de-
terioran con el uso. Esto ocurre como resultado de la estru-
tura heterogénea producida por dos fases considerablemente di-
ferentes entre sí. La primera corresponde al material de re-
lleno inorgánico, la segunda a la matriz de resina orgánica =

que es relativamente blanda y que se desgasta principalmente por abrasión.

Debido a las diferencias que existen entre las dos fases, es posible que se produzca el rompimiento de la superficie de la obturación ya sea por atrición o por la acción del cepillo de dientes. Como resultados de estos la superficie se vuelve áspera y en casos extremos puede llegar a desintegrarse seriamente..

Es por esto que la superficie áspera se vuelve una verdadera trampa para el acúmulo de placa dentobacteriana, y debido a que la restauración empieza un proceso de desgaste, pueden crearse pequeños espacios entre la resina y el diente, por lo tanto, se tienen índices de una irritación pulpar bastante considerable.

Este tipo de resinas no contienen propiedades anticariogénicas, se tiene una buena resistencia a los fluidos orales, y debido al acúmulo de placa posteriormente se nota la presencia de manchas.

Existe otra variedad de factores que contribuyen a la irritación de la pulpa asociadas con las restauraciones de resina compuesta de macrorrelleno, tal es el caso de la intoxicación química y las complicaciones del grabado ácido, que deben ser considerados.

Las preparaciones deberán de ser tan conservadoras como sea posible, excoñiendo el menor número de túbulos dentinarios.

La prevención del ingreso bacteriano y su desarrollo es totalmente importante para la salud pulpar.

El uso de materiales con un coeficiente de expansión térmica cercano a la estructura del diente es esencial en la prevención de las microfugas.

Aún existe controversia respecto a los efectos relativos de estos factores; sin embargo, el dentista clínico debe de percatarse que la irritación pulpar es posible y hay que luchar para prevenirla.

E) Aplicaciones Clínicas.

Actualmente, casi no se encuentran en el mercado resinas compuestas de macrorrelleno que sea 100% tradicionales puesto que es costumbre ya generalizada añadir algún tipo de sílice pirógena a la matriz de resina para poder regular la viscosidad.

Así, hasta los tradicionales y conocidos Adaptic y Concise, que fueron tan utilizados en los años setenta, se han transformado en un producto híbrido. Por lo tanto, este tipo de resinas está en desuso casi en su totalidad.

RESINAS DE MACRORRELENO (PRODUCTOS COMERCIALES).

PRODUCTO.	FABRICANTE.	TIPO DE POLIMERIZACION.	SISTEMA DE EMPAQUE .
Adaptic.	Johnson/Johnson.	Química.	Dos pastas.
Concise.	3 M.	Química.	Dos pastas.
Concise.	3 M.	Química.	Pasta-líquido.
Cap-C-Rynge			
Exact.	S.S. White.	Química.	Dos pastas.
Nuva-Fil P.A.	L.D. Caulk Co.	Luz ultravioleta.	Pasta sola.
Prisma-Fil.	L.D. Caulk Co.	Luz visible.	Pasta sola.

PRODUCTO.	FABRICANTE.	TIPO DE POLIMERIZACION.	SISTEMA DE EMPAQUE.
Prestige.	L.D. Caulk Co.	Química.	Dos pastas.
Profile.	Lee Pharmaceuticals.	Química.	Dos pastas.
Simulate.	Kerr Dental products.	Química.	Dos pastas.
Command.	Sybron-Kerr.	Luz visible.	Pasta sola.
Clearfil.	Kuraray Co.	Química.	Dos pastas.
Cervident.	S.S. White.	Química.	Dos pastas.
Certain.	Johnson/Johnson.	Luz visible.	Pasta sola.
Smile.	Kerr Dental Pro.	Química.	Dos pastas.

CAPITULO IV .

" RESINAS DE LA 2 a . GENERACION " (MICRORRELENO).

Actualmente se mezclan partículas muy pequeñas, sub-micrométricas de dióxido de silicio con la resina orgánica sin polimerizar Bis-GMA (Bisfenol A y glicidil metacrilato) o dimetacrilato de uretano. Desafortunadamente la resina orgánica sólo puede aceptar una limitada cantidad de relleno ultrafino. Luego de hacer no polimerizar el producto, se tritura en conglomerados de un diámetro que oscila entre 5 y 25 μ . La carga máxima de relleno mineral oscila alrededor del 55 a 65% y la mínima alrededor del 33%.

Bajo el nombre común de micropartículas se incluyen compuestos diferentes, unos con relleno homogéneo y otros con relleno heterogéneo del mismo composite prepolimerizado y triturado de manera distinta mediante lo cual se permite aumentar el porcentaje del relleno mineral sin deteriorar las características de manipulación.

Este marcado contraste con las resinas reforzadas convencionales permitió un notable mejoramiento del pulido de la restauración.

A) COMPONENTES.

1.- Monómeros principales. (Los de más alto peso molecular).

Generalmente la matriz de resina está formada por acrilatos que forman un copolímero que mantiene a las partículas de relleno agrupadas.

Muchos compuestos están basados en un sistema di metacrilato aromático, siendo el monómero el producto de = la reacción del bisfenol-A y el metacrilato de glicidilo, que se denomina generalmente BIS-GMA o resina de Bowen.

Este monómero altamente viscoso puede admitir la polimerización por la adición de radicales libres para dar un polímero de enlace cruzado rígido. También se ha usado un monómero similar al BIS-GMA, pero sin grupos hidroxilo.

Algunos productos usan monómeros alternativos que se describen como dimetacrilatos de uretano. Las propiedades de los compuestos basados en los últimos monómeros son, en general, similares a los de los materiales que contienen resina de Bowen.

2.- Controladores de viscosidad.

La resina BIS-GMA es un líquido altamente viscoso, por lo que para mejorar las cualidades de manipulación por lo general se le añaden monómeros de baja viscosidad. El trietilenglicol dimetacrilato (TEDMA), metilmetacrilato (MMA), dimetacrilato de uretano y/o el etilenglicol dimetacrilato (EDMA) se utilizan con frecuencia para diluir las resinas compuestas. De ellos el TEDMA es el más utilizado y generalmente comprende del 10 al 31% de la mayoría de == los composites de microrrelleno. El TEDMA es una resina = flexible y difuncional. Su utilización afecta a la rigidez de la matriz de resina resultante. Convierte a la resina en más flexible y menos friable. Esto puede mejorar la resistencia en la terminación marginal, pero reduce tam

bién su resistencia a la abrasión.

3.- Partículas de relleno.

Las partículas de relleno proporcionan estabilidad dimensional a la matriz de resina inestable y blanda. El tamaño de las partículas de los composites de microrrelleno es aproximadamente de 0.04 μm .

La presencia de partículas de relleno reduce la contracción de polimerización, disminuye el coeficiente de expansión térmica e incrementa la dureza. Las partículas de relleno más comunes están compuestas de cuarzo cristalino, sílice pirolítico, silicato aluminico de litio, vidrio de silicato, vidrio de boro y vidrio de bario. Todos estos materiales tienen gran dureza, son químicamente inertes y tienen un índice de refracción y opacidad muy semejantes al de la estructura dentaria.

En los microrrellenos el sílice aglomerado es el más utilizado. Respecto al tamaño del relleno y la carga, hay que considerar tres hechos que van asociados al comportamiento clínico: 1) la capacidad de ser pulido es mayor a medida que disminuye el tamaño de la partícula de relleno; 2) la resistencia al desgaste mejora a medida que disminuye el tamaño de la partícula de relleno, y 3) en general, la resistencia a la fractura aumenta a medida que se incrementa también el porcentaje de carga inorgánica de relleno por volumen.

La incorporación de los rellenos inorgánicos tiene los siguientes efectos en un polímero:

- 1) Mejorar las propiedades mecánicas, como la resistencia de compresión, el módulo de elasticidad y la dureza.
- 2) Reducción en el coeficiente de la expansión térmica.
- 3) Contribución a la estética: el vidrio permite reflejar el color del material dentario circundante.
- 4) Reducción de la contracción durante el fraguado.
- 5) Menor calor desprendido en la polimerización.
- 6) Si se usan vidrios de bario o estroncio el compuesto es radiopaco.

4.- Agentes de enlace.

Se utilizan para facilitar la unión entre partículas de relleno y la matriz de resina. Para lograr esto, generalmente el relleno se trata con un compuesto de vinil silano. La mayoría de los silanos son moléculas binolares == que, en teoría, pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico, mientras que al mismo tiempo se unen covalentemente a la matriz orgánica. En realidad, es probable que los silanos actúen reduciendo la tensión superficial entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. Para expresarlo llanamente, actuaría como un jabón que aumenta la humectabilidad del relleno hacia la resina. Ello permite que la resina forme un enlace físico mejor, al ser capaz de adaptarse íntimamente a las irregularidades de las partículas de relleno. También se ha llamado adhesivos a los agentes de enlace. Algunos microrrellenos no contienen agentes de enlace. Aquellos que los utilizan, los emplean en cubrir el microrrelleno y/o partículas de resina prepoli

merizadas. La mayoría de los fabricantes incluyen el peso de estos materiales en las cifras correspondientes al porcentaje de relleno. Los silanos añaden muy poco volumen al relleno, ya que forman una película muy fina. Por lo general, añaden entre un 1 y un 6% al peso de las partículas de relleno.

5.- Inhibidores de la polimerización.

Durante el almacenamiento los monómeros de dimetaacrilato se pueden polimerizar, para lo cual es necesario un inhibidor. La hidroquinona se ha usado mucho, pero causa decoloración del material.

Ahora se emplea el éter monometilo de hidroquinona. Sólo se necesitan unas pocas partes por millón de este compuesto.

6.- Estabilizadores del color.

Los composites quimiopolimerizables pueden contener compuestos que absorben la luz ultravioleta y actúan como estabilizadores de color. En los composites que polimerizan por luz ultravioleta no se utilizan, pues inhiben la polimerización. El inhibidor BHT también contribuye a mantener la estabilidad del color.

7.- Iniciadores de la polimerización.

La polimerización del BIS-GMA puede llevarse a cabo por cuatro vías diferentes. En los sistemas activados = por calor, el peróxido de benzoilo (iniciador) se divide en radicales libres por acción térmica. En sistemas activados

químicamente, el peróxido de benzoilo (iniciador) se divide en radicales libres por acción de una amina aromática terciaria, que actúa como un donador de electrones, cuya función es la de la activación y principalmente se utiliza el N, el N-dimetil-p-toluidina, pero actualmente es más utilizado el N, N-dihidroxietil-p-toluidina. En los sistemas activados por luz ultravioleta, una fuente de luz ultravioleta de 365 nm divide al éter metilbenzoico (en cantidades de 0.2%) en radicales libres y en ausencia de las aminas terciarias. En los sistemas de luz halógena, una fuente de luz de 420 a 450 nm excita una canforoquinona (0.2 a 0.06%) hasta que interacciona con una amina terciaria no aromática (alifática) como el N,N-dimetilaminoetilmetacrilato (0.1% o menos). La canforoquinona, junto con la amina terciaria, comienza una reacción de radical libre. Algunos fabricantes utilizan una amina aromática, que es más reactiva y permite utilizar menor concentración de canforoquinona. Esta combinación conduce a un menor aclaramiento por la quinona y por consiguiente produce menos cambios de color durante la polimerización.

En los sistemas de polimerización química los productos que inician la polimerización están por lo general = separados en dos partes, y cuando éstas se mezclan comenzará el proceso de polimerización.

En los sistemas activados por luz, tanto en los antiguos sistemas de luz ultravioleta como en los actuales de luz halógena, todos los productos que inician la polime-

rización están en una pasta y la polimerización comienza en presencia de la luz.

B) PROPIEDADES FISICAS.

1.- La contracción de polimerización es ligeramente mayor en los microrrellenos que en los macrorrellenos, y por lo tanto los primeros son más sensibles a la técnica de colocación, acabado y pulido. Si no se presta atención a los procedimientos de colocación, pueden aparecer un gran número de "líneas blancas" y poros marginales. Esta contracción de polimerización ligeramente mayor es menor, sin embargo, que la que cabría esperar dado el bajo contenido de relleno inorgánico. En general, aunque el relleno inorgánico puede ser sólo del 30 al 50% del peso, estos materiales tienen ya un relleno de resina prepolymerizada alrededor del = 70% que va a contraerse. La cantidad de resina que polimeriza durante el fraguado de un microrrelleno es sólo ligeramente mayor que en algunos macrorrellenos. La investigación = clínica indica que esto no ha de tener necesariamente efectos adversos en los cinco años de vida media de estas restauraciones. (1).

Como se había mencionado, la contracción de fraguado de las resinas compuestas de microrrelleno es mayor que = en las de macrorrelleno, y esto se debe principalmente a dos factores: en primer lugar el uso de moléculas mayores de números y comonomeros reduce eficazmente la contracción de = grupos reactivos en un volumen dado de material; en segundo

lugar, la adición de material de relleno que no toma parte en la reacción de fraguado reduce aún más la concentración de grupos reactivos de metacrilato. La contracción de fraguado depende del número de reacciones de adición que tienen lugar durante la polimerización; en consecuencia, es mucho menor para los materiales compuestos.

La concentración que puede ser responsable de la filtración de líquidos en los márgenes, es compensada en = cierta medida por la absorción de agua que hace que el material se expanda.

2.- El coeficiente de expansión térmica es menos favorable cuanto menor es el contenido de relleno inorgánico del microrrelleno. Estudios de laboratorio con termociclado (cambios de temperatura de frío a calor) han demostrado que los microrrellenos con relleno de resina prepolimerizada no mantienen un margen tan ajustado como los composites de ma--crorrelleno más fuertemente cargados. (G. Grim, 1984).

3.- Las propiedades térmicas de los materiales compuestos dependen principalmente del contenido de material de relleno, al igual que la conductividad térmica, que dependen del mismo principio.

4.- Tiene una alta absorción de agua. El agua = reblandece la matriz de resina y la hace más susceptible al desgaste. El alto contenido en resina de los microrrellenos les hace más susceptibles a la hidrólisis y el material se = convierte en quebradizo. El etanol al 75% disolverá la matriz de resina BIS-GMA; esto explica que el microrrelleno =

nueda presentar un peor comportamiento en determinadas bocas.

5.- Los compuestos microrrellenos tienen una solubilidad muy baja. El componente polímero absorbe algo de agua, lo que le hace aumentar de volumen y contrarrestar en parte la contracción por la polimerización.

PROPIEDADES FISICAS DE RESINAS DE MICRORRELLENO.

Contracción de polimerización	1.7 - 3 (% por volumen).
Coefficiente de expansión térmica	5.3
Conductividad térmica	12 - 15 (cal/seg/cm ² (°C/cm) x 10 ⁻⁴).
Sorción en Agua	1.4 (mg/cm ²).
Solubilidad	88 (% en 24 horas).
Coefficiente lineal de expansión	0.3 - 0.5 (°/C x 10 ⁻⁶).

C) PROPIEDADES MECANICAS.

Las propiedades mecánicas de los materiales compuestos depende del contenido del material de relleno, del tipo de material de relleno, de la eficacia del proceso de unión material de relleno-resina y del grado de porosidad en el material fraguado.

1.- Los composites activados por luz, presentados como pastas únicas, tienen muy poca porosidad, mientras que los compuestos de activación química que requieren la mezcla de dos componentes tienen un 2 - 5% de porosidad.

La porosidad tiene también un efecto significativo sobre los límites de fatiga de estos materiales. Los productos no porosos tienen mayor límite de fatiga y una vida == más larga que los porosos. Esto puede relacionarse = con la durabilidad de los materiales en ciertas aplicaciones.

2.- La falta de un correcto tratamiento previo = del material de relleno con un agente de unión puede tener = efectos espectaculares sobre sus propiedades. Tanto la resistencia a la compresión como el límite de fatiga se reducen hasta un 30% cuando se utiliza el agente de unión.

Los compuestos de microrrelleno que por lo general tienen un contenido de relleno del 50% por peso o menos, == suelen mostrar un límite elástico a la deformación muchos menor que el de las resinas de macrorrelleno. Los valores de resistencia a la compresión de los materiales de microrrelleno suelen ser similares o incluso mayores que los de los compuestos convencionales.

3.- El valor mucho más bajo de módulo de elasticidad de los materiales de microrrelleno pueden tener importanncia clínica. Estos productos pueden deformarse potencialmennte bajo la tensión, provocando la ruptura del sellado marginal.

4.- Resistencia a la tracción. En áreas sometidas a intensas fuerzas de tensión como las clases IV, los microrrellenos han presentado mayor incidencia de fractura que los macrorrellenos. (2).

5.- Rigidez. El microrrelleno no confiere rigidez a la resina, ya que sus partículas no están adheridas entre sí. Cuando se someten a cargas, los microrrellenos se deforman fácilmente. Esto significa que pueden fracturarse fácilmente como consecuencia de las fuerzas derivadas de la oclusión. Además, pueden experimentar un escurrimiento, que es una deformación permanente debida a la carga. Por esta razón, los microrrellenos no son los más apropiados para el soporte de cúspides en dientes posteriores.

6.- Fractura de fatiga. En los composites de microrrelleno las partículas no son capaces de absorber la carga que soporta la restauración. Así, estos materiales transmiten una considerable fuerza a la fase resina del composite. Varios estudios han demostrado que estos materiales, cuando se someten a las fuerzas funcionales, presentan mayor incidencia de fractura de fatiga que los composites de macrorrelleno. Se ha demostrado que la fatiga de la resina puede suponer el 20% de la causa de fallos de las restauraciones posteriores tras un período de cuatro años. (P. Lambrechts, 1985).

En general, no hay justificación que apoye el uso de microrrellenos en áreas posteriores. Aunque los resultados a corto plazo pueden aparecer prometedores, los estudios a más largo plazo han encontrado resultados menos favorables cuando estos materiales se colocan en oclusión.

PROPIEDADES MECANICAS DE LAS RESINAS DE
MICRORRELLENO.

Resistencia a la compresión	260 (MPa).
Resistencia a la tracción	31 - 40 (MN/m ²).
Módulo de elasticidad	0.0457 x 10 ⁶ (Kg/cm ²).
Tiempo de trabajo	3 (min).
Recuperación de la penetración	78 (%).
Dureza Knoop	22 - 36 (Kg/mm ²).
Desgaste abrasivo	12 (x 10 ⁻⁴ mm ³ /mm).
Resistencia a la deformación	260 (MPa).

D) PROPIEDADES BIOLOGICAS.

Debido a la alta proporción de componentes orgánicos en la masa, estos materiales sufren grandes variaciones dimensionales con los cambios de temperatura. Potencialmente podrían producirse desadaptaciones a nivel del borde cavo superficial.

Actualmente casi ningún composite moderno de microrelleno posee sustancias químicas residuales que pudieran producir alteración pulvar. Tal vez una probable alteración o irritación podría estar relacionada con la gran inestabilidad dimensional que poseen estas resinas frente a variaciones de la temperatura.

Ello facilitaría la formación de una brecha en el borde cavo superficial, permitiendo el ingreso de irritantes. Sin embargo, la alta expansión acuosa salival que sufren en el medio bucal permitiría compensar en parte tal inconveniente. De todas maneras se recomienda el tallado de biseles más amplios para anclar mejor la restauración.

A pesar de esto, es una práctica normal poner un = revestimiento cavitario antes de colocar la restauración de composite. El material de elección suele ser un compuesto de hidróxido de calcio.

Los fabricantes de material compuesto aconsejan no utilizar revestimientos que contengan eugenol, debido al posible efecto adverso que puede tener el eugenol sobre el == fraguado y la estabilidad de color de la resina.

E) APLICACIONES CLINICAS.

Los principales usos de las resinas de microrrelle no son:

- 1 .-) En restauraciones clase I . Buen sellado marginal.
- 2 .-) En restauraciones clase III. En preparaciones pequeñas, se recomienda utilizar composites de pequeñas partículas, porque: tienen buen acabado (superficie lisa), son resistentes a las fuerzas oclusales y tienen un coeficiente de expansión térmica favorable que les permite mantener un buen sellado marginal.
- 3 .-) En restauraciones clase IV. Colocándose este tipo de resina se obtiene una gran resistencia y excelente estética.

4 .-) En restauraciones pequeñas se recomienda utilizar un composite de microrrelleno. En restauraciones grandes se = recomienda utilizar un composite de pequeña partícula, siempre y cuando el paciente no sea fumador o bebedor de café. En caso contrario se colocaría un composite de microrrelleno sobre el de pequeña partícula, para reducir la tinción = de la superficie de la restauración.

5 .-) Erosiones clase V. En áreas con compromiso estético se aconseja usar un composite de microrrelleno, pues proporciona el mejor acabado. Para mejorar el sellado de estas = restauraciones debe utilizarse un agente de unión a dentina o un ionómero de vidrio tipo forro cavitario. Se recomienda, además, preparar una retención mecánica en la pared gingival mientras que en la pared incisal la retención se basa en el grabado ácido del esmalte.

6 .-) Carillas de composite (sin extensión al ángulo incisal). En estos casos lo más importante es la capacidad de pulido. Se preferirán, pues, composites de microrrelleno a glomerado y composite de pequeña partícula con un tamaño me dio de partícula menor a 1 μ m.

7 .-) Cierre de diastemas con carillas. Puede utilizarse un composite de pequeña partícula si la situación oclusal no = implica grandes cargas. Se colocará un microrrelleno a modo de carilla en la superficie de la restauración, para una mayor estética.

F) OTRAS CARACTERISTICAS DE LOS COMPUESTOS DE MICRO-
RRELENO.

a) Pulido. Estos materiales permiten obtener el mejor pulido hasta el momento. Las partículas de relleno mineral se desgastan a igual velocidad que la matriz orgánica. Aún produciéndose desprendimiento de partículas, = los poros resultantes son demasiado pequeños para su detección por el ojo humano. Se les denomina "superpulibles". Sin embargo, su estructura excesivamente orgánica y por lo tanto blanda se verá dañada por el cepillado dental y la acción de sustancias químicas de la boca.

La masticación desgastará rápidamente el borde in cisal de restauraciones de Clase IV, aunque con un patrón = de desgaste diferente a los convencionales. El desgaste ge neral será más homogéneo que los convencionales, exceptuando el sitio de impacto del antagonista, cuyo borde se hallará perfectamente dibujado en la restauración. Podrán observar se estrías profundas en restauraciones de clase V, debido = probablemente a la inexistencia de un agente de enlace inter molecular fuerte.

b) Pigmentación Superficial. Partiendo de una correcta técnica de pulido, estos materiales gozan de las = mejores características superficiales obtenibles con compo sites. La presencia de poros se deberá a incorrecta manij u lación, incorrecto pulido o inherentes al material. Su ex tremo lieura superficial impedirá el atrapamiento de placa o de pigmentación.

c) Estabilidad de color. Aún utilizando composites de microrrelleno con partículas activadas por luz, == que sufren un menor envejecimiento con el tiempo que sus predecesores, en los activados químicamente y debido a la absorción de fluidos bucales, el color podría verse alterado.

d) Propiedades ópticas. Los composites de micropartículas poseen malas propiedades ópticas, especialmente si son utilizados en cavidades de Clase III o IV muy grandes donde es necesario un material capaz de imitar las propiedades lumínicas del esmalte y de la dentina evitando el pasaje de la luz en gran magnitud a través de su masa. Las restauraciones de Clase III o IV restauradas con estos materiales se verán traslúcidas o grisáceas.

e) Manipulación. Los microrrellenos son de difícil manipulación debido a su muy alta viscosidad. Tales composites sufrirán más variaciones dimensionales ante los cambios de temperatura que cualquier otro composite con las desventajas que ello produce, inherentes a los conglomerados de partículas.

f) Radiopacidad. Estos materiales en su mayoría son radiolúcidos por falta de bario o vidrio de estroncio o sustancias radiopacas en su fórmula.

G) ACABADO DE LOS COMPOSITES DE MICRORRELLENO.

En el acabado y pulido de los composites de microrrelleno se utilizan los mismos procedimientos generales.

Deben igualmente evitarse las fresas, ya que causan grietas en la matriz blanda de resina. Los diamantes =

finos y microfinos y los discos son muy efectivos para la =
reducción de estos materiales.

En los composites de microrrelleno, a diferencia de los convencionales, la utilización de instrumentos metálicos para recortar el composite no está contraindicada, ya que el relleno no es abrasivo del metal. Los pequeños rebosamientos del material en los microrrellenos pueden eliminarse con bisturí. Algunos profesionales recomiendan la técnica de marginación, en la que la remoción final de los excesos a nivel de todos los márgenes se hacen con instrumentos de mano.

En la técnica de marginación, las fresas se utilizan sin llegar a los márgenes; el acabado de éstos se lleva a cabo con instrumentación cortante que se manipulan para = dejar el composite al ras del diente. El propósito principal de esta técnica es reducir la posibilidad de aparición de líneas blancas, y es especialmente útil en los márgenes de chaflán y en los materiales de microrrelleno. El Dr. Ronald Jordan propone que se utilice esta técnica para el acabado de todos los composites. También es particularmente = útil en las restauraciones de clase V con composite de microrrelleno. Parece que los nuevos diamantes microfinos, = cuando se utilizan a baja velocidad y con agua abundante, = consigue resultados similares en estas situaciones.

En los composites de microrrelleno es importante pasar al final el disco superfino en seco, porque el calor que genera produce una superficie de resina polimerizada al

máximo, que constituye el acabado más suave y a la vez duradero. Sin embargo, los discos de grano más grueso deben utilizarse con agua para disminuir el calor y la fricción, que son los que dan lugar a las líneas blancas durante el acabado. La contracción de polimerización de los composites de microrrelleno ejerce una tensión mantenida sobre márgenes o puestas (la absorción de agua posterior provoca una expansión de la matriz que alivia en parte esta tensión).

En las zonas de la preparación de difícil acceso, = también en los microrrellenos pueden utilizarse las puntas = de goma o los diamantes microfinos. Existen puntas de goma y diamantes microfinos para acabado de composite de distintas marcas comerciales.

Junto a todos los materiales de acabado mencionados, las pastas de pulido son igualmente efectivas en los composites de microrrelleno debido a su naturaleza homogénea.

H) MICRORRELENOS AGLOMERADOS.

Estos materiales se producen con aglomerados de microrrelleno que se hacen combinando o aglomerando partículas de sílice de 0.04 μm en granulos de 0.07 o 0.02 μm o complejos aún mayores de 3 a 5 μm . Esto se consigue calentando las partículas justo por debajo de su punto de fusión y permitiendo que se agrupen. Técnicamente hablando, a este proceso se le denomina sinterización. Los aglomerados también se considerarán microrrellenos, ya que se forman a partir de partículas de 0.04 μm . Sin embargo, no todos los composites que usan =

este relleno son sistemas coloidales como los microrrellenos convencionales. En algunos composites, estos gránulos se añaden directamente a la resina (y no son, por tanto, = partículas prepolimerizadas). Los microrrellenos aglomerados son radiolúcidos, ya que derivan enteramente de partículas radiolúcidas. Para hacerlos radiopacos, es preciso añadirles un segundo componente radiopaco (inorgánico), = así pues, se añade pequeñas cantidades de polvo de berio = radiopaco (que tiene un tamaño de partícula menor de 0.01 μm).

Las ventajas de estos materiales estriban en que, a pesar de la importante carga que llevan (alrededor del = 65% de volúmen), tratándose de microrrellenos, se pulen == muy fácilmente y resisten a la pérdida de partículas de relleno. Esto es debido a que durante el procedimiento de = pulido, los complejos aglomerados de mayor tamaño se fragmentan en la superficie; además, estos materiales pueden = ser condensados y utilizados en restauraciones posteriores.

I) RESINA DE MICRORRELLENO CON RESINA
PREPOLIMERIZADA FRAGMENTADA .

Los gránulos de resina prepolimerizada se utilizan más comúnmente junto con los rellenos de resina prepolimerizada desmenuzados.

Combinando estos dos métodos de carga, puede incorporarse al composite la máxima cantidad de relleno. En == presencia de calor pueden añadirse a la resina grandes can

tidades de gránulos aglomerados, obteniendo con ello partículas de resina con mayor cantidad de relleno. También se añaden gránulos aglomerados adicionales a la matriz de resina circundante. La utilización de este tipo de resina = contribuye asimismo a controlar la contracción de polimerización.

Para aumentar la carga inorgánica máxima así como el volumen (porcentaje) del contenido de relleno en una matriz orgánica, se pueden añadir complejos prepolimerizados, microrrellenos y fragmentados sin dañar las propiedades de manipulación y la viscosidad de la mezcla.

Estos sistemas podrían llamarse "resinas compuestas de microrrelleno con partículas prepolimerizadas fragmentadas". Uno de los propósitos de este tipo de combinación es que la concentración de los microrrellenos dispersos de sílice sea la misma en las partículas prepolimerizadas y en la fase de la matriz, de esta manera habrá una == distribución uniforme en toda la resina compuesta cuando = sea polimerizada.

Es de esperarse una unión sólida entre la matriz orgánica reforzada y las partículas de microrrelleno polimerizadas gracias a la homopolimerización o a la copolimerización. Para los dientes anteriores, la unión de interfase es suficiente para las fuerzas de desgaste que actúan en = este lugar, o sea, abrasión y desintegración química (corrosión).

Sin embargo, las restauraciones con estas resinas compuestas son muy sensibles al empleo de técnicas inadecuadas de acabado que pueden dañarlas fácilmente; en efecto, las partículas prepolimerizadas se rompen y se abren grietas en la superficie de la interfase. Estas restauraciones de acabado defectuoso no presentan la misma superficie lustrosa que suele observarse con técnicas de acabado esmeradas y no destructoras. Así pues, la técnica de acabado es de importancia decisiva cuando se emplea este tipo de resinas compuestas de microrrelleno.

J) RESINAS COMPUESTAS MICRORRELENADAS CON PARTICULAS ESFERICAS PREPOLIMERIZADAS.

Con los complejos esféricos microrrellenados se puede lograr un mejor relleno de la matriz con resina. Las propiedades de manipulación de este composite son buenas, aún si el volumen (porcentaje) del relleno es elevado. Las partículas esféricas pueden ser polimerizadas en condiciones perfectamente controladas y debido a su composición presentan una superficie permeable a los monómeros. Al mezclarlas con la matriz orgánica del sistema de resina, se observa una dilatación preterminada de las esferas. Después de la polimerización del composite las esferas están totalmente incorporadas a la matriz por medio de cadenas de polímeros que conectan la matriz orgánica reforzada del microrrelleno con los complejos. Este proceso es conocido como "red de interpretación". Como el poder de retención mecánica de las partículas esféricas a la matriz de resina

es inferior al de las astillas o fragmentos de partículas, su unión química es de importancia decisiva y la formación de una red de interpretación es imprescindible.

Sometidas a numerosas investigaciones de laboratorio y clínicas en restauraciones anteriores y posteriores, las resinas compuestas de microrrelleno de partículas esféricas han demostrado un comportamiento prometedor. Sin embargo, este tipo de resinas todavía no se ha elaborado comercialmente.

RESINAS DE MICRORRELLENO (PRODUCTOS COMERCIALES).

PRODUCTO.	FABRICANTE.	TIPO DE POLIMERIZACION.	FORCEN TAJE DE PESO DEL RELLENO.
Durafill.	Kulzer.	Luz visible.	51%.
Heliosit.	Vivadent.	Luz visible.	40%.
Isocap.	Vivadent.	Química.	33%.
Isopast.	Vivadent.	Química.	40%.
Phaseafill.	Kulzer.	Química.	50%.
Silar.	3 M.	Química.	50%.
Silux.	3 M.	Luz visible.	50%.
Prisma Fine.	L.D. Caulk.	Luz visible.	38%.
Rembrand.	Den-mat.	Luz visible.	18%.
Visio Disper.	Espe-Premier.	Luz visible.	66%.
Distalite.	Johnson/Johnson.	Luz visible.	-

CAPITULO V .

" RESINAS DE LA 3 a . GENERACION "
(H I B R I D A S) .

A) COMPONENTES.

El híbrido más común de resinas compuestas está formado por una pequeña cantidad de macrorrellenos tradicionales mezclados directamente con sílice pirógena, un agente de unión y la fase de matriz.

Las pruebas realizadas in vivo han demostrado = que la matriz 100% orgánica de las resinas compuestas tradicionales se desgasta rápidamente, aún en áreas sin contacto donde solamente actúan fuerzas débiles de desgaste como son las de abrasión y desintegración química (corrosión). La = sílice pirógena ha sido añadida a las nuevas y perfeccionadas resinas compuestas tradicionales a fin de reforzar la = matriz orgánica y reducir las diferencias en las propiedades entre los macrorrellenadores inorgánicos y la matriz orgánica sin relleno. Estos materiales se fabrican combinando microrrellenos y macrorrellenos.

B) PROPIEDADES FISICAS.

Casi todos los composites de macrorrelleno disponibles hoy llevan añadidas pequeñas cantidades de microrrelleno para ajustar su viscosidad. Generalmente el microrrelleno se añade en el último paso. Para aumentar notablemente la viscosidad del composite, basta con una pequeña cantidad (1 - 7%). Este es un método muy difundido para cambiar la viscosidad de muchos de los productos comerciales.

Algunos composites de macrorrelleno tienen gran cantidad de microrrelleno o gránulos de microrrelleno aglomerado añadidos como un segundo relleno (14 - 20%). A estos composites se les denomina híbridos. Estos surgieron con el propósito de obtener un nuevo material que tuviera las mejores propiedades de los micro y macrorrelenos juntos. Se pensó que añadir partículas de microrrelenos para reforzar la matriz de resina hacía al composite de macrorrelleno más resistente al desgaste. Además la matriz de resina del microrrelleno tendría el coeficiente de expansión térmica más similar al microrrelleno correspondiente. Esto reduciría la pérdida de las partículas de relleno de la superficie, debido a los cambios térmicos.

Existen dos teorías que apoyan el hecho de que los híbridos tienen propiedades superiores a las de sus correspondientes no híbridos. Una se fundamenta en el refuerzo de partícula mejorada. A medida que se incrementa el porcentaje de relleno, al añadir partículas más pequeñas de microrrelleno a la matriz del macrorrelleno, la distancia entre las partículas va disminuyendo. Esto hace que la matriz de resina sea menos conductora de fuerza, ya que las partículas de relleno pueden transmitir la fuerza entre ellas sin comprimir la matriz de resina.

De tal modo se obtiene una resina que actúa más como un adhesivo (no transmisor de fuerzas) y menos como una matriz (que es transmisor de fuerza). El resultado final, es que la resina actúa transmitiendo las fuer-

zas oclusales de una partícula a otra, en vez de absorber la fuerza ella misma. Ya que las resinas que se utilizan en los composites son relativamente débiles, la mejora == consecuente al refuerzo de partícula supone un incremento notable de la capacidad de conducción de fuerza de los composites.

El segundo método por el cual la adición de microrrelleno mejora el composite de microrrelleno es confiriéndole mayor dureza de dispersión. Esto conduce a una = mayor fuerza de cohesión, deteniendo la prolongación de = las grietas en la resina. Si surge una grieta entre los = macrorrellenos, continuará su progresión hasta que tropiece con una partícula de microrrelleno. Cuantas más partículas de microrrelleno haya entre los macrorrellenos, mayor posibilidad de que las grietas en la resina se detengan == tras su formación. Idealmente, los híbridos deberían tener gran cantidad de pequeñas partículas de microrrelleno entre las de macrorrelleno de mayor tamaño. Se minimizaría así el máximo la progresión de las grietas en la matriz de resina.

C) PROPIEDADES MECANICAS.

Los compuestos híbridos tienen propiedades mecánicas muy similares a las de los materiales convencionales y un poco mayores a los compuestos de microrrelleno.

Los tipos de materiales citados, convencionales, con relleno modificado de micropartículas, híbridos y de = minipartículas o intermedios, ya sea con sistema de activa

ción química o física, se adhieren al diente por mecanismos de traba mecánica diseñados en la preparación cavitaria más un grabado ácido realizado en todas las superficies adamantinas que hubieren. La técnica del grabado ácido del esmalte puede utilizarse para retener exitosamente el material = de obturación, sin preparación cavitaria, siempre que se = disponga de tal tejido en suficiente cantidad, con determinada angulación y de buena calidad.

Además, el grabado ácido del esmalte en el borde = cavo superficial permite obtener un cierre casi hermético = de esa restauración impidiendo la filtración marginal, grave inconveniente de los composites.

Ninguno de estos materiales se adhiere químicamente al esmalte o dentina. La adhesión se puede lograr mediante la aplicación de agentes de unión especiales o "Primers" que brindan cierta unión química a ambas estructuras.

Los composites no se adhieren al cemento, salvo = realizando adecuadas retenciones mecánicas. Sus propiedades mecánicas son mejores, en algunos aspectos, con respecto a los composites convencionales, por la incorporación de relleno de micropartículas.

PROPIEDADES MECANICAS DE LAS RESINAS HIBRIDAS .

Resistencia a la compresión	270 (MPa).
Resistencia a la deformación	270 (MPa).
Resistencia a la tracción	50 (MPa).
Módulo de elasticidad	14 (GPa).

D) PROPIEDADES BIOLÓGICAS.

La mayoría de los híbridos actuales de marcas conocidas no poseen sustancias capaces de producir irritación pulpar. Dimensionalmente podrían no ser estables y sufrir una gran contracción de polimerización dejando una amplia = brecha a nivel marginal. Ello dependerá del tipo de mezcla, especialmente de la proporción del componente orgánico en = la masa del material.

Un adecuado sellado impedirá el problema de la filtración marginal.

Su superficie es aún rugosa comparada con la excelente superficie de las micropartículas, aunque mejor que = la que brindan los composites convencionales. Con el tiempo se pigmentarán superficialmente dependiendo de la proporción y el tipo de relleno mineral en la mezcla.

E) APLICACIONES CLÍNICAS.

Las resinas compuestas híbridas no pueden considerarse como material ideal para la restauración de dientes = anteriores debido a sus propiedades en cuanto a superficies producidas. Aún si con técnicas óptimas de acabado y pulimento se logra obtener superficies de tersura aceptable, = la duración de éstas es sólo temporal, en vista del desgaste inherente a las resinas que contienen macrorrellenadores tradicionales. Este tipo de sistemas sufre la desintegración química característica a nivel de la inter- fase matriz-macrorrellenador. Sin embargo, en la búsqueda emprendida para encontrar un sustituto genuino de la amalg

ma, las resinas compuestas híbridas son una buena posibilidad.

Los estudios realizados in vivo han demostrado que su resistencia al desgaste es bastante superior a la == de las resinas compuestas tradicionales. A diferencia de los sistemas de microrrelleno, cuando se utilizan vi drios metálicos pesados como parte de la mezcla de macrorre llenadores inorgánicos, las resinas compuestas híbridas pre sentan la importante ventaja adicional de la radionocidad = (requisito indispensable para las restauraciones con resina compuesta en dientes posteriores), por lo tanto es posible su observación radiográfica.

En estos composites los diamantes microfinos o == los discos de acabado flexibles, con refrigeración por agua, son los que proporcionan mejor acabado. Sin embargo, a diferencia de los composites de microrrelleno, el último paso del acabado debe ser el pulido con una pasta de partícula = muy fina (por ejemplo, Luster Paste de Kerr). Por lo general, un pulido durante 60 segundos con una copa de goma y con una pequeña cantidad de esta pasta proporcionará el mejor acabado.

Partiendo de la utilización de materiales de activación física, su color va a ser duradero.

Las características de su relleno mineral brindan propiedades ópticas muy aceptables.

Los híbridos poseen buenas características de mani pulación. Algunos poseen mayor viscosidad que ciertos composites convencionales y una manipulación sencilla por el =

agregado de micropartículas en la fórmula de relleno convencionales, de partículas grandes, irregulares y espaciadas.

F) HIBRIDOS CON MICRORELLENO AGLOMERADO.

Los nuevos sistemas de híbridos utilizan gránulos de microrrelleno aglomerado de 0.1 μm o más, junto con pequeñas cantidades de microrrelleno de 0.04 μm . Las ventajas de utilizar gránulos de microrrelleno aglomerado son: = 1) desplazan más resina, 2) tienen mucha menos área de superficie, y 3) pueden conseguir con ellos mayor carga del = composite de macrorrelleno. El resultado es un mejor refuerzo de partícula y mayor dureza de dispersión. Con estos sistemas pueden conseguirse composites con una carga de hasta el 78% del peso, con un tamaño medio de partícula de relleno de 0.06 μm . A estos materiales se les llama híbridos de microrrelleno. Tienen alta carga inorgánica y partículas de relleno muy pequeñas. Esto ofrece una combinación deseable de resistencia y lisura de superficie en la misma restauración. Muchos investigadores creen que los composites híbridos ofrecen una combinación óptima de los composites tradicionales, de sobra conocidos, y la nueva tecnología de los composites de microrrelleno. (F. Lutz, 1983).

La mayoría de los sistemas híbridos contienen considerablemente más macrorrelleno que microrrelleno, por lo que se comportan más como composite de macrorrelleno convencional. En algunos sistemas híbridos, por lo contrario, el microrrelleno es el principal relleno inorgánico. Una de = las maneras más habituales de llevar esto a cabo es usando microfílice cubierto de resina (MSCR). Son por lo tanto,

partículas de 0.04 μm que han sido silanizadas individualmente y luego cubiertas de resina. Esto incrementa al máximo la capacidad de unión entre la resina y el microrrelleno.

Algunos materiales refuerzan este microrrelleno = cubierto de resina con un macrorrelleno grabado semiporoso que proporciona radiopacidad.

RESINAS HIBRIDAS (PRODUCTOS COMERCIALES).

PRODUCTO.	FABRICANTE.	RADIOPACIDAD.	TIPO DE <u>PO</u> LIMERIZACION.
Adaptio.	Johnson/Johnson.	No.	Química.
Aurafil.	Johnson/Johnson.	Si.	Luz visible.
Command U.F.	Sybron-Kerr.	Si.	Luz visible.
Concise.	3 M Co.	No.	Química.
Estilux.	Kulzer.	Si.	Luz visible.
Herculite XR.	Kerr-Sybron.	Si.	Luz visible.
Miradapt.	Johnson/Johnson.	Algo.	Química.
Ful-Fil.	L.D. Caulk.	Si.	Luz visible.
Marathon.	Den-mat.	Si.	Ambas doc.
Multifil-VS.	Kulzer.	Si.	Luz visible.
Occlusin.	Coelab.	Si.	Luz visible.
Prisma fil.	L.D. Caulk.	Si.	Luz visible.
Prisma AP. H.	Caulk.	Si.	Luz visible.
P-10.	3 M Co.	No.	Química.
P-30.	3 M Co.	Si.	Luz visible.
P-50.	3 M Co.	Si.	Luz visible.
Sinterfil.	Teledyne-getz.	Si.	Luz visible.
Silux-plus.	3 m. Co.	Si.	Luz visible.

CAPITULO VI .

" RESINAS DE LA 4 a . GENERACION " .
(PARA POSTERIORES TECNI
CA DIRECTA).

A) COMPONENTES.

Algunos productos recientes para las restauraciones posteriores contienen más del 87% de relleno. De todas maneras, los productos con sílice microfino contienen menos relleno inorgánico. Es técnicamente difícil añadir grandes cantidades de sílice microfina al monómero fluido, ya que = actúa como agente espesante y le confiere tixotropía.

Es frecuente que el relleno se prepare en una matriz de resina curada, que luego es molida y se incorpora = en un monómero disfuncional. Los compuestos de microrrelle no actuales contienen de un 25 a un 63% de SiO_2 (en peso).

Una especificación estándar británica define como materiales compuestos los que contienen el 50% o más de su peso en relleno inorgánico.

B) PROPIEDADES FISICAS.

1.- Coeficiente de expansión térmica. El alto contenido de material inorgánico, en formas y tamaños de partícula = variada, logra compensar los altos coeficientes de expansión térmica experimentados con las fórmulas convencionales y los de micropartículas.

2.- Control de contracción de polimerización. A este respecto, las resinas compuestas híbridas de fotocurado, demuestran bajos valores de contracción de polimerización, particularmente con la técnica de incrementos delgados polimerizados sucesivamente. No así las de polimerización química, = que al ser condensadas en una sola etapa, desarrollan valo-

res de contracción más altos.

3.- Abrasión. Las consideraciones en cuanto a grado de desgaste por abrasión muestran superioridad en los híbridos al compararse con las demás fórmulas de resina compuestas.

En algunas circunstancias se pueden comparar con = valores similares a las de las amalgamas en aquellas restauraciones conservadoras, de pequeña extensión. Sin embargo, en restauraciones de gran tamaño y en la zona molar, el desgaste de la resina compuesta es apreciable. (3).

4.- Adaptación marginal y sellado.- Teniendo en cuenta = las posibilidades de grabado ácido del esmalte y el uso de agentes de unión se logra con las resinas compuestas un excelente sellado marginal. Partiendo del principio de restauraciones conservadoras, con poca extensión y logrando un control efectivo de la contracción de polimerización se obtienen restauraciones de máxima efectividad clínica.

G) PROPIEDADES MECANICAS.

Las resinas compuestas del tipo híbrido superan en todo a cualquiera de las fórmulas de resinas compuestas. Particularmente su módulo elástico es de 2 a 3 veces más alto que el de las resinas de macropartículas y casi 10 veces más alto que el de las resinas acrílicas.

Son de particular interés los valores comparativos = similares entre una resina compuesta híbrida y los valores calculados para una amalgama de tipo convencional, que ha = demostrado efectividad en restauraciones para posteriores.

Existen dos factores importantes que ayudan a impedir en un gran porcentaje la fractura de este tipo de resinas, refiriendonos a los adhesivos dentinarios y agentes de unión. (4).

D) PROPIEDADES BIOLOGICAS.

Los materiales de uso en restauraciones no deben ser tóxicos o irritantes, ni poseer características de potencial alérgico o cancerígeno. Los materiales restauradores de resina compuesta, poseen efecto irritante en el complejo dentino-pulpar, es por esta razón que se hace necesaria la protección dentinaria mediante el uso de una base intermedia protectora, preferencialmente del tipo de hidróxidos de calcio, no degradable , o de ionómero de vidrio.

E) PROPIEDADES CLINICAS.

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 ha logrado hasta el presente valores confiables , se presentarán problemas de inoclusión en corto tiempo.

Así pues, podemos establecer las indicaciones ge
nerales de la siguiente forma:

- Lesiones por caries incipientes, en forma individual.
- Restauraciones a nivel de premolares, preferentemente.
- Restauraciones para clase I y II conservadoras, con un mínimo de extensión y cavidades muy reducidas en sentido vestibulo-lingual.
- Indicadas en dientes temporales.
- Restauraciones clase IV.
- Restauraciones de bordes incisales.

Contraindicaciones:

- Bruxismo.
- Caries rampante.
- Oclusión desfavorable.
- Restauraciones múltiples.

Las conclusiones y análisis finales pueden llegar a diferir, pero las bases de una decisión se mantienen de la misma forma, de tal manera que ayudan a asegurar que las decisiones éticas y cuidadosas son tomadas por el profesionalista. (5).

F) OTRAS CARACTERISTICAS.

-) Radiopacidad. La mayoría de las fórmulas actuales de resinas compuestas para posteriores, poseen radiopacidad adecuada que permite radiográficamente el control para observar defectos o excesos en las áreas proximales gingivales.
-) Capacidad Estética. Las resinas compuestas híbridas de fotocurado, presentan colores diferentes que permiten una buena mimetización y estética con el tejido dentario adyacente. Esta propiedad es de gran valor particularmente en restauraciones a nivel de premolares.

RESINAS POSTERIORES (PRODUCTOS COMERCIALES).

PRODUCTO.	FABRICANTE	TIPO DE POLIMERIZACION.
Amalux.	Pierre Roland Prod.	Luz visible.
Brilliant.	Coltene.	Química y Luz visible
Cleaefill Post.	Kuraray.	
Distalite.	Johnson/Johnson.	Luz visible.
Durafill.	Kulzer Co.	
Estilux Post.	"	Luz visible.
Ful-fil,	L.D. Caulk.	Luz visible.
Herculite XR.	Kerr-Sybron.	Luz visible.
Heliomolar	Vivadent.	Luz visible.
Ifomolar.	"	Química.
Vision-Fill.	Espe.	Luz visible.
Marathon.	Den-mat Co.	Luz visible.
Miradapt.	Johnson/Johnson.	Química.

RESINAS POSTERIORES (PRODUCTOS COMERCIALES).

PRODUCTO.	FABRICANTE.	TIPO DE POLIMERIZACION.
Nimetic Dispers.	Esne.	Química.
Oclussin.	Coe.	Luz visible.
P-10.	3M Co.	Química.
P-30.	3M Co.	Luz visible.
P-50.	3M Co.	Luz visible.
Profila.	S.S. White.	Química.
Scintilux 2.	Pierre Roland P.	Luz visible.
Sinterfil.	Teledyne Getz.	Luz visible.
Visio Fill	Esne.	Luz visible.

CAPITULO VII .

" RESINAS DE LA 5 a . GENERACION " .
(PARA POSTERIORES . TEC
NICA INDIRECTA) .

Cuanto menor es el tamaño de la partícula, más resistente es el composite al desgaste, ya que cuando se desprenden el espacio que dejan en la resina es menor. Además, cuanto más pequeñas sean las partículas más comprimidas estarán y la distancia entre ellas será menor, por lo tanto, es mayor la protección que ejercen sobre la resina. Con ello se reduce el desgaste de la matriz de resina y el porcentaje de pérdida de relleno. El tamaño medio ideal de partícula es de menos de 2 μ m.

A) APLICACIONES CLINICAS.
(TECNICA INLAY-ONLAY).

Las dificultades que se presentan en la técnica directa con resinas compuestas para posteriores conlleva con frecuencia a defectos en la restauración terminada como son:

- Defectos en la zona gingival de la caja proximal, traducidos en excesos o faltantes.
- Fallas en la unión gingival.
- Falta de contacto inter-proximal y el consiguiente empaquetamiento de alimentos.
- Forma anatómica oclusal inadecuada.
- Pulimiento defectuoso.

Todas estas fallas y dificultades se pueden obviar -- con éxito utilizando la técnica indirecta.

Los materiales recientemente aparecidos para la confección de incrustaciones de resina compuesta han sido desarrollados por Vivadent y comercializados como sistemas SR-ISOSIT INLAY/ONLAY. El material de obturación consta de una resina derivada del Uretano y un microrrelleno = inorgánico de sílice pirolítico silánizado, además de un agente radiopaco, catalizadores pigmentos y estabilizadores.

El mayor reto para la técnica de las incrustaciones de resina es quizás el de conseguir una resina cementante adecuada, ya que debe ser resistente al desgaste, al tiempo que mantenga una fluidez válida para su aplicación como cemento. Debe ser radiopaca, con color y translucidez semejantes a los de la resina obturadora y además debe proporcionar un tiempo de trabajo suficiente. (6).

La resina cementante (DUAL) que se ha comercializado para el sistema SR ISOSIT INLAY-ONLAY está también formada por Uretanodimetacrilato y dimetacrilato alifático y = relleno inorgánico de sílice pirolítico, además de los agentes radiopacificantes, catalizadores, etc.

Para conseguir un tiempo de trabajo adecuado se le han incorporado dos sistemas de polimerización. Autopolimerizable a base de Diketona/amina, incorporado a la pasta base. Gracias a este sistema, podemos polimerizar la superficie cuando nos interese y el resto del material cementable no accesible a la luz comenzará su polimerización aproximadamente de 5 a 6 minutos después de la mezcla.

Debido a que lleva mucha cantidad de resina (37% en peso) sufre una contracción de polimerización de aproximadamente un 6%. Por ello debe prepararse la cavidad de manera que el Dual vaya a ocupar sólo una capa muy fina.

RESTAURACIONES PARA POSTERIORES.

Cuadro comparativo.

AMALGAMAS.

Técnica operatoria más conocida.

Bajo costo (relativo).

Fácil de condensar en zonas proximales.

Tipo de cavidad clásica.

Bases intermedias convencionales.

Bandas metálicas.

Cuñas de madera.

No requiere grabado ácido.

Condensación por incrementos.

Obtención relativamente fácil del contacto proximal.

Tiempo adecuado de trabajo.

Longevidad reconocida.

RESINAS COMPUESTAS.

Técnica operatoria muy cuidadosa y detallada.

Costos elevados, aparato-logía específica.

Difícil condensación por = la consistencia del material.

Conservación extrema del tejido. La pared gingival = siempre supragingival, distancia VI mínima.

Bases dobles: Hidróxido de Ca y ionómero de vidrio.

Bandas metálicas.

Cuñas especiales.

Requiere grabado ácido.

Condensación definida por = ubicación y dirección de = los estratos.

Máximo cuidado para la obtención del contacto proximal.

Doble de tiempo.

Desgaste progresivo.

CAPITULO VIII.

ADHESION .

La realización de un tratamiento en operatoria dental representa, en la inmensa mayoría de los casos, la utilización de una técnica que permita colocar en contacto con una estructura dentaria (esmalte, dentina y , a veces, cemento) un material que debe cumplir una misión fisiológica y/o cosmética.

El trabajo técnico debe, por lo tanto, asegurar que el contacto entre ambas partes, dientes y material, se mantenga durante el uso, o sea, que ambas partes no se separen. Esto significa que esa técnica debe asegurar que se genera algún mecanismo de adhesión entre ambas, entendiéndose por adhesión cualquier mecanismo que permita que dos partes se mantengan en contacto.

Partiendo de esta definición amplia, pueden reconocerse distintos mecanismos que permiten lograr adhesión. Los más elementales son adhesión mecánica y adhesión química.

La adhesión mecánica consiste simplemente en que las dos superficies queden trabadas en función de la morfología de ambas. Esta traba puede lograrse a nivel macroscópico o microscópico = (traba mecánica en pequeñas irregularidades superficiales de las partes puestas en contacto), y la diferencia entre ellas es sólo una cuestión de orden de magnitud.

También pueden generarse fuerzas que impidan la separación de ambas partes sobre la base de la interacción de los componentes íntimos de sus estructuras. Estos componentes íntimos son, en definitiva, los átomos o moléculas que constituyen toda porción de materia.

La unión lograda en función de la generación de fuerzas interatómicas o intermoleculares se acostumbra denominar adhesión química ya que, en definitiva, la interacción entre átomos y moléculas determina lo que se reconoce como uniones químicas = primarias o secundarias.

En la unión por adherencia mecánica la mejor ilustración es la unión de resinas al esmalte o dentina que puede identificarse en muchos sistemas basados en el uso de agentes de unión o cementos que contienen poliácidos.

Cualquiera que sea el mecanismo de adhesión a que se recurra es indispensable lograr, como requisito necesario, que ambas partes al adherirse lleguen a ponerse inicialmente en contacto. La magnitud de ese "contacto" necesario, sin embargo, es variable, según el mecanismo de adhesión que se pretenda generar.

-) PRINCIPIOS DE ADHESION .

1.- Propiedades superficiales y unión.

La gran mayoría de superficies para las que se requiere una unión adhesiva son micro y macroscópicamente rugosas. En consecuencia, existe peligro de que queden bolsas de aire a trapadas entre un adhesivo y la superficie, reduciéndose, por tanto, el área de contacto entre los dos. Sin embargo, si la superficie rugosa se humedece adecuadamente con un adhesivo, se puede aumentar el área efectiva de contacto y fortalecer la unión.

Las fuerzas superficiales, como las de Van der Waals, son bastante apreciables en magnitud, aunque más débiles que los enlaces químicos primarios (covalentes y iónicos). Sin embargo, las fuerzas de Van der Waals entre los materiales des-

cienden rápidamente en magnitud con el aumento de la distancia de separación. En consecuencia con este factor y también con la rugosidad de la superficie, es esencial aplicar un adhesivo líquido a las superficies que se van a unir. El adhesivo = tiene que fluír por las superficies y llenar cualquier irregularidad microscópica de modo que se consiga la humectación de ambos adherentes. A continuación el adhesivo debe pasar de == forma líquida a sólida, para que se consiga una resistencia me cánica y una alta rigidez razonable del adhesivo. La solidifi cación puede lograrse por varios medios, tales como la polime rización del monómero líquido o la evaporación del solvente de la resina.

2.- Humectación superficial.

La capacidad de un adhesivo para humedecer la superfi cie del adherente puede medirse por el ángulo de contacto que forma una gota de líquido sobre la superficie. Los materiales con baja energía superficial libre (o tensión superficial crí tica) no pueden humectarse fácilmente. Como, las ceras y los politetrafluoroetilenos (PTFE) que se usan como utensilios cu linarios deslizantes. La energía superficial puede aumentarse con varios tipos de tratamientos. Por ejemplo, la superficie del esmalte dental se trata con el grabado ácido, que aumenta la energía superficial.

El ángulo de contacto de un líquido con una superficie razonablemente lisa es una medición inversa del grado de humec tación superficial de esta superficie. El ángulo de contacto depende de la energía superficial sólida y también de la ten sión superficial del líquido (los efectos de la tensión super ficial surgen del balance diferente de las atracciones intermo

leculares de la superficie y las de la masa del material).

Para conseguir valores bajos de ángulo de contacto, la tensión superficial del adhesivo fluido debería ser menor = que la tensión superficial crítica del sólido. Sin embargo, = para una penetración capilar rápida de la superficie porosa, = podría ser ventajosa una tensión superficial razonablemente alta.

3.- Requisitos para el fraguado de los sistemas adhesivos.

- a) El adhesivo debe humectar correctamente al adherente.
- b) El adhesivo debe tener una viscosidad apropiada para = ser capaz de fluir fácilmente por la superficie del adherente.
- c) El fraguado del adhesivo debe darse sin cambios dimensionales excesivos. Es decir, con poca expansión o contracción.
- d) El grosor de la capa de adhesivo es importante. Un grosor excesivo puede producir una fuerza de unión pobre.
- e) El fracaso cohesivo de una unión se da si el adhesivo falla; el fracaso adhesivo se produce cuando el adhesivo y el adherente se separan.

Consideremos, por ejemplo, una prueba de tracción de una unión adhesiva. Puede ocurrir una de estas tres cosas:

- 1) fallo de la unión adhesiva.
- 2) fallo a la tracción del adhesivo.
- 3) fallo a la tracción de uno de los adherentes.

Consideraciones Dentales.

Para la adhesión a la dentina y el esmalte deben tener se en cuenta los factores siguientes:

- a) La composición de los tejidos: un adhesivo debería reaccionar tanto con los constituyentes inorgánicos como con los =

orgánicos.

b) Idealmente, el adhesivo debería ser hidrofílico: no ser repelido por el agua que se encuentra presente en el esmalte y en la dentina.

c) Es importante la estabilidad del adhesivo fraguado en la cavidad oral.

d) En una cavidad dental preparada pueden existir detritos microscópicos. En la superficie del esmalte puede depositarse el cálculo o placa.

-) TIPOS DE ADHESION.

a.- ADHESION DE RESINA A ESMALTE. Analizando el caso = del esmalte, la histología y la histoquímica muestran que en este tejido existe fundamentalmente y casi en su totalidad una = estructura de cristales de hidroxilapatita orientada de forma tal que a gran aumento ofrece una imagen de prismas o varillas con formas de ojo de cerradura, por lo menos en el caso de los dientes permanentes.

Estos cristales son de naturaleza iónica, ya que la = mencionada hidroxilapatita consta de iones fosfato y calcio = junto con grupos hidroxilos, lo que permite considerarla como un fosfato de calcio hidratado.

Sin embargo, la superficie de los dientes, tal como = nos la presenta nuestros pacientes está contaminada con iones = incorporados del medio bucal (carbonatos, fluoruros, etc.) y, a demás, recubierta con una película orgánica que rápidamente se deposita sobre el esmalte expuesto. Todo ello enmascara o interfiere con la manifestación de la energía superficial del esmalte.

Así como el odontólogo debe recurrir a instrumental = cortante a fin de preparar el diente para recibir una amalgama, también debe recurrir a algo que permita limpiar el esmalte y = prepararlo para recibir una resina cuando ésta sea el material restaurador seleccionado.

Esa limpieza deberá ser en primer lugar mecánica para remover la película orgánica (uso de abrasivos en polvo o piedras), y luego, química para eliminar la capa de esmalte contaminada.

La limpieza química, ya que el esmalte es básicamente un cristal iónico de fosfato de calcio, es posible realizarla = con un ácido. Esto disolverá la superficie contaminada y dejará expuesto un esmalte limpio y con la energía superficial alta co mo para atraer la resina.

El ácido a utilizar debe tener suficiente actividad = para ejercer su acción en un lapso lo suficientemente breve para que sea compatible con el trabajo clínico, pero, al mismo = tiempo, debe limitarse su acción para no dañar en forma exagerada la estructura dentaria.

Una solución acuosa de ácido fosfórico reúne ambos requisitos. Es un ácido relativamente activo por su pH reducido y la movilidad de sus iones. Al reaccionar sobre la hidroxilapatita, los hace extrayendo calcio que pasa a formar parte de la solución.

La concentración más adecuada del ácido en agua está en el orden de 35 % a 40 % . Concentraciones mayores o menores forman fosfatos de calcio con mayor rapidez y, por lo tanto, su efecto sobre el esmalte resulta menos satisfactorio.

La mencionada concentración permite lograr adecuadamen

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

te limpieza en aproximadamente 1 minuto, lapso que permite ser algo mayor si el esmalte tiene una estructura más resistente a los ácidos por haber sido sometido natural o artificialmente a la acción de fluoruros.

Debe tenerse presente la formación de dichos fosfatos = sobre la superficie del esmalte. Una vez que ha actuado la solución ácida durante el lapso adecuado, debe lavarse el esmalte profundamente con agua a presión para " barrerlos " eficientemente. En caso contrario, se fracasará en el logro contacto y adhesión entre resina y esmalte.

De la misma manera, inmediatamente debe secarse por == completo la superficie, ya que un mínimo de espesor de humedad, aunque sea molecular, impedirá el contacto real buscado. Obviamente, ese secado debe hacerse con técnicas que no contaminen = la superficie, lo que interferiría con el objeto a alcanzar. Esto es, secarse con aire absolutamente libre de humedad, aceite, etc.

La superficie así obtenida no sólo está limpia, sino además, se habrán logrado crear en ella irregularidades dentro de las cuales será posible adherir mecánicamente, a nivel microscópico, la resina restauradora. El grabado ácido actúa más efectivamente sobre las terminaciones de los prismas del esmalte. El corte seccional de los prismas del esmalte permite formar == flecos de resina más largos que un corte longitudinal (Spiser, 1977).

El grabado del esmalte recién tallado también proporciona mayor retención que cuando se graba el esmalte no preparado (Schneider, 1981). Parece que el esmalte no preparado tiene a menudo fluoruro en su superficie, y es, por tanto, más resistente a los ácidos.

Se ha demostrado, además, que los dientes temporales y el 70% de los dientes permanentes tienen en su superficie una = capa de esmalte aprismática (L. Ripa, 1966). El esmalte aprismático carece de prismas de esmalte uniformes y, por lo tanto, proporciona menor retención cuando se le somete al grabado ácido. En dientes permanentes, esta capa tiene 30 μ m de espesor y se localiza sobre todo en las áreas gingivales. Con la remoción de 0.1 mm de espesor de esmalte se elimina esta capa aprismática, y se consigue mejorar la unión de la resina y del esmalte = grabado en un 25 a 50% dependiendo de la cantidad del esmalte a prismático presente (P. Scheider, 1981).

Si se tiene presente que en el esmalte del diente permanente existen varias decenas de miles de prismas por milímetro cuadrado de superficie, puede deducirse que, con la " técnica de grabado ácido ", se habrá logrado obtener una enorme cantidad de lugares retentivos a nivel microscópico.

Como la superficie de esas microrretenciones tiene elevada energía superficial por la limpieza y el carácter iónico = de la estructura, el líquido de la resina podrá penetrar en ellas y, al endurecer, quedar adherido mecánicamente a nivel microscópico. Así, se asegurará eficientemente el no desprendimiento de la restauración y, además se dificultará la filtración asegurando se sellado.

b.- ADHESION DE RESINA A DENTINA O A CEMENTO. La situación no es la misma cuando se hace necesario adherir la resina a una superficie no adamantina como la de la dentina o el cemento dentario. Esto se hace particularmente evidente en la restauración de lesiones de clase V y/o de erosiones gingivales.

En esos tejidos dentarios, menos calcificados, existen cristales de hidroxilapatita pero en menor cantidad, no orientad

dos en forma de varillas e incluidos en una trama de fibras colágenas.

Tratando esa superficie con ácido, sólo se logra eliminar parte de la hidroxilapatita dejando matriz colágena expuesta. Esta, por ser orgánica, tiene baja energía superficial y no constituye una superficie apropiada para atraer el material restaurador.

Además, en el caso de la dentina, una solución ácida, como la del ácido fosfórico, al disolver la dentina peritubular provoca una apertura de los conductillos dentinarios en forma de embudo. Esto no sólo posibilita posteriores daños a nivel odontoblastico sino que no crea zonas microrretentivas utilizables.

En consecuencia, de no existir esmalte en la zona de trabajo no puede buscarse adhesión a nivel mecánico microscópico. La opción de buscar adhesión mecánica macroscópica sobre la base del tallado de una cavidad con formas de retención soluciona sólo un aspecto del problema; asegura el no desprendimiento de la restauración pero no el sellado marginal, ya que el material no tiene posibilidad de actuar en la forma en que lo hace la amalgama. Por ello, la única solución efectiva radica en la búsqueda del otro mecanismo de adhesión posible: la adhesión química.

Esta consiste en lograr interacciones entre los elementos químicos existentes en ambas partes que se ponen en contacto; en nuestro caso, lograr interacción entre los componentes químicos de la resina y del diente. En ese último, y en dentina y cemento, existen por lo menos dos componentes químicos; hidroxilapatita y colágeno; es ésta la parte más débil del conjunto y, además, es prácticamente inexistente en esmalte. Un material con

adhesión específica a colágeno no sería muy eficiente así como no lo sería al esmalte.

Resumiendo, puede decirse que el logro de una resina = con capacidad de adhesión específica al diente es el logro de = una resina con capacidad para interactuar a nivel químico con = la hidroxilapatita.

Los agentes de unión dentina-resina se dividen en dos tipos: los que se proponen para ser utilizados solamente en la dentina y los que se proponen para ser utilizados en la dentina y el esmalte. Los materiales para uso exclusivo sobre la dentina se denominan agentes de unión a dentina. Los materiales que se unen a dentina y a esmalte se denominan agentes de unión a = esmalte y dentina. Esta es una diferencia muy útil para el profesional.

c.- ADHESION RESINA-RESINA. Existen dos tipos de unión resina-resina; la inmediata y la retardada. La diferencia básica entre los dos tipos de unión radica en el método propio de unión y la técnica de colocación.

El término unión resina-resina inmediata hace referencia a la unión que tiene lugar durante las 24 horas posteriores a la colocación. Durante este período todavía se lleva a cabo la reacción oscura de polimerización. En la unión resina-resina inmediata aún quedan dobles enlaces libres por reaccionar, = que permitirán una copolimerización y la reacción cruzada resultante entre ambos materiales. Así pues, la unión resina-resina inmediata es de naturaleza química.

El término resina-resina retardada hace referencia a = la unión que tiene lugar en una fecha posterior a la de la colocación inicial.

En la unión resina-resina retardada apenas quedan dobles enlaces reactivos disponibles en el composite antiguo para la unión a un nuevo composite. Por ello este tipo de unión retardada depende básicamente de alguna forma de retención mecánica, más que de una unión química.

1.- Adhesión resina-resina inmediata. Este tipo de unión tiene lugar cada vez que un composite sin polimerizar se añade a otro composite que acaba de ser polimerizado. Con este tipo de unión es aconsejable no alterar la capa brillante de superficie de composite previamente fraguado, pues se trata de una capa de resina no polimerizada debido a la presencia de oxígeno. Por lo general, se le denomina capa inhibida por el oxígeno. Esta capa superficial de resina no polimerizada proporciona dobles enlaces libres para reaccionar con el composite que se añade. Esta capa inhibida con el oxígeno es más aparente tras la polimerización de los agentes de unión.

La unión resina-resina inmediata es más efectiva cuando menor tiempo transcurre hasta la adición y polimerización de una nueva capa, siendo el tiempo ideal entre la aposición de dos capas sucesivas menor de cinco minutos. Si transcurrieran más de diez minutos, la adición de una nueva capa debería ser precedida de la aplicación de una fina capa de resina sin relleno.

Debe evitarse la contaminación de la superficie de resina sobre la que ha de añadirse una nueva capa. Si la contaminación ocurriera, es preferible utilizar procedimientos basados en una unión resina-resina retardada para añadir las nuevas capas de composite.

El composite que se añade deberá ser del mismo tipo de matriz de resina que aquel sobre el que se añade, aunque el porcentaje de relleno puede ser diferente. De hecho, se obtienen

resultados excelentes al añadir un microrrelleno sobre un compo site de pequeña partícula. La unión entre estos será excelente cuando el microrrelleno se añade de inmediato tras la polimerización del composite de pequeña partícula. También es posible colocar dos materiales juntos (de distinto porcentaje de carga) y polimerizarlos al mismo tiempo. Aunque éste procedimiento == tendría la desventaja de que el grosor de capa que se obtendría sería muy difícil de polimerizar completamente, es preferible, por ello, polimerizar las resinas en capas no demasiado gruesas.

2.- Adhesión resina-resina retardada. En la clínica sucede a menudo que una restauración presenta una superficie deteriora da cuando todavía las capas más profundas están inalteradas. Esta situación se da sobre todo con los composites convencionales de partículas de macrorrelleno que sufren rápidamente un de terio de superficie. Por lo demás, en estos casos se puede = establecer con transiluminación o radiográficamente si el grueso interno de la restauración está íntegro todavía.

En este tipo de restauraciones con composite tradicionales, muchos clínicos optan por cambiar la totalidad de la restau ración cuando se deteriora la superficie, mientras que otros pre fieren cambiar la capa más superficial preparando a modo de una faceta de resina, utilizando los métodos de unión resina-resina retardada sobre el composite antiguo.

d.- ADHESION METAL-RESINA. La unión metal-resina puede sepa rarse en dos aspectos: unión mecánica metal-resina y unión quími ca metal-resina. La unión mecánica metal-resina implica, por lo general, la existencia de perforaciones en el metal, socavados, mallas de alambre o una superficie grabada a la cual puede adhe rirse la resina.

De entre ellas la más común y a la vez la que proporciona la mayor fuerza de unión es el grabado electroácido.

Podemos observar que tanto la unión metal-grabado como la unión esmalte-resina tienen unos valores similares, cerca de los 120 kg/cm². Esto puede hacer innecesario el uso de un agente de unión fosforado, ya que la unión resina-metal sería la interfase más débil en la unión de la restauración al diente, por tanto, no se obtendría ningún beneficio al utilizar un agente de unión fosforado sobre una superficie de metal grabado. Van Thompson ha demostrado en algunos estudios que los agentes fosforados son menos efectivos que las resinas sin relleno sobre el metal grabado.

e.- ADHESION RESINA METAL GRABADO. Haciendo un breve resumen sobre la historia de la unión resina-metal grabado, diremos que, en el año de 1976 Dunn y Reisbick publicaron un artículo sobre la utilización de un implante de cromo-cobalto sometido a estos procedimientos de grabado, para proporcionar retención mecánica a la cofia de cerámica. En 1979, T.Tanaka y otros, publicaron un artículo sobre la utilidad de la corrosión superficial de aleaciones no preciosas para obtener una retención mecánica de la facetas de acrílico. En 1981 y 1982, V. Thompson y otros, publicaron varios artículos sobre las técnicas de grabado electrolítico controlado de aleaciones no preciosas.

En la actualidad los colados de metal grabado constituyen una de las técnicas adhesivas más útiles en odontología restauradora.

f.- ADHESION QUIMICA RESINA- METAL. Por lo general, la unión química resina-metal envuelve una superficie de metal limpia

y un agente de unión fosforado ácido que puede unirse químicamente al metal. La ventaja de estos sistemas es que no necesitan una superficie de metal grabado para conseguir una fuerza de unión buena. La desventaja de estos sistemas es que la unión química al metal no está aún avalada por ensayos clínicos a largo plazo.

Cemento ABC (Vivadent). Es un cemento de dimetacrilato de uretano con 60% de microrrelleno que contiene rellenos de resina prepolimerizada. También contiene un 10% de dióxido de titanio para mejorar su capacidad de enmascarar el metal de la estructura colada. Algunos estudios llevados a cabo por la propia casa demuestran que se une químicamente a muchos metales con fuerzas de unión entre 220 y 300 kg/cm². Se trata de un monómero metacrilato de ácido fosfórico.

g.- ADHESION PORCELANA-RESINA. Hay dos tipos principales de unión porcelana-resina: micromecánica y química. La unión micromecánica porcelana-resina implica una porcelana que ha sido micro-grabada con un ácido para permitir la unión posibilitando la penetración de flecos de resina en los canales grabados de la porcelana. La unión micromecánica es similar a la que se encuentra en las superficies de metal grabado.

La mayor diferencia radica en que las superficies de porcelana grabada son mucho más frágiles que las superficies metálicas grabadas, y corren, por tanto, mayor riesgo de presentar fallos cohesivos que estas últimas.

La unión química porcelana-resina implica el uso de agentes químicos de acoplamiento. Los que más se utilizan los silanos. Por lo general, la unión química porcelana-resina por sí sola es bastante más débil que la unión micromecánica porcelana-resina. La mayor resistencia se consigue cuando se combinan la unión micromecánica con la química.

1.- ADHESION MICROMECHANICA PORCELANA-RESINA. Durante muchas décadas el hombre ha sido capaz de grabar los vidrios, y así, = durante años, los sopladores de vidrio han grabado diseños, nom bres y fechas en las cristalerías para decorarlas. Las porcela nas dentales que se utilizan en las restauraciones ceramometáli cas actuales son químicamente más parecidas a los vidrios que = cualquier otro tipo de porcelana. En los últimos años se ha == comprobado que puede grabarse el vidrio con ácido fluorhídrico, y desde que se utiliza la porcelana fundida sobre el metal, en las restauraciones defectuosas se ha podido disolver ésta fácil mente y eliminarla del metal, utilizando distintas soluciones = comerciales que contienen ácidos fluorhídricos y sulfúricos.

Estas mismas soluciones se utilizan hoy para grabar = las superficies de porcelana y conseguir así una unión porcela na-resina de tipo micromecánico.

A pesar de que desde hace años se dispone de la tecnol ogía necesaria para grabar porcelanas, la aplicación de estos procedimientos para conseguir una fijación de las resinas com-- puestas es muy reciente y se debe a la difusión alcanzada por = las restauraciones coladas adhesivas.

Los ácidos que se utilizan con mayor frecuencia son = derivados del ácido fluorhídrico. Estos ácidos disuelven rápi damente la porcelana dental y proporcionan un excelente relieve tridimensional. Una de las soluciones más ensayadas es denomi nada Strip, que es una solución comercial de ácido fluorhídrico y ácido sulfúrico.

2.- UNION QUIMICA PORCELANA-RESINA. Este tipo de unión se utiliza sobre todo en la reparación de las restauraciones cera mo metálicas. También se utiliza para conseguir una retención adicional sobre las superficies cerámicas grabadas y mejorar = así la formación de los flecos de resina.

El material más utilizado es el silano. Se considera que la unión del silano a la porcelana estriba básicamente en un fenómeno de mejoramiento de superficie. En otras palabras, más que de una fijación química verdadera, se trata de una unión gracias a la reducción de la tensión superficial entre los dos materiales. Los silanos son agentes humectantes que pueden mejorar la capacidad de unión entre dos materiales diferentes, que cuando se aproximen quedarán fijados por fuerzas de Van Der Waals la relativa debilidad de estas uniones puede explicar por qué la unión entre la porcelana tratada con silanos y la resina es tan baja.

CAPITULO IX .

GRABADO ACIDO.

El uso de soluciones ácidas aplicadas sobre el esmalte durante un período controlado permite efectuar una desmineralización de extensión limitada que crea microporos en la superficie y hasta una cierta profundidad del esmalte. Una vez neutralizada la acción del ácido por lavado y secada la superficie, mediante microscopía electrónica se ha logrado observar que las microporosidades producidas tienen una profundidad de 15 a 30 = micrones como promedio.

- TIPOS DE ACIDOS, CONCENTRACIONES Y EFECTOS.

Inicialmente Buonocore (1955) utilizó el ácido fosfórico al 85% para la técnica de grabado del esmalte; posteriormente Silverstone comprobó cómo las altas concentraciones de ácido están en relación inversa a la formación de microporos. A esta misma conclusión había llegado Gwinnett y Buonocore en su trabajo sobre adhesivos y prevención de caries publicado en 1965 y posteriormente siete años más tarde describen el efecto del = ácido en la estructura del esmalte visto al microscopio electrónico de barrido. De acuerdo con los trabajos de Silverstone = una solución de ácido fosfórico al 30% aplicada sobre el esmalte por 60 segundos produce una pérdida superficial de 10 micrones y penetra hasta una profundidad de 30 micrones.

El esmalte posee una composición predominante de hidroxapatita de Ca en forma cristalina de prismas y que al corte = transversal en el tejido maduro tienen la apariencia de hexágono, con orientación en ángulo recto a la superficie del esmalte, es decir, mostrando sus extremos.

Silverstone y colaboradores clasifican el efecto grabado ácido, en la estructura histológica del tejido esmalte en 3 patrones o formas diferentes:

Patrón I de grabado: El efecto desmineralizante con remoción = de sales de Ca, se efectúa primordialmente en el centro de cada prisma, dejando = la periferia intacta; es el aspecto típico de panal de abeja.

Patrón de grabado II: El efecto ácido tiene predilección en los contornos del prisma adamantino.

Patrón III de grabado: Puede darse que el ácido ataque por igual tanto al centro de los prismas como a la periferia. Todo esto ocurre en un corte en el cual los prismas aparezcan transversalmente expuestos.

El patrón de grabado más frecuente es el I, es decir, ataque preferencial en el centro de cada prisma.

Es importante recordar que el esmalte humano que haya sido tratado con aplicaciones tópicas o enjuagatorios de flúor manifiesta una gran insolubilidad y, por consiguiente, una alta resistencia al ataque ácido. En estos casos, es necesario aumentar el tiempo de grabado, generalmente a 30 segundos (siendo lo normal solo 15 segundos).

De acuerdo con Simonsen, el efecto de grabado ácido = va a producir una serie de microporos dentro del esmalte, con = una profundidad media de 20 micrones, en donde se va a anclar = el adhesivo siendo ésta una de las bases de retención.

En otros casos, si se trata de un diente fracturado = en el cual se intenta producir un cierto tipo de adhesión del = material a la superficie para reconstruir la pérdida de sustan-

cia, que la parte fracturada sea de prismas longitudinales y no transversales y, en este caso, la acción del ácido es mucho más lenta, por cuanto los prismas ofrecen mucha mayor resistencia a la disolución ácida cuando se los somete en sentido longitudinal que cuando se hace en sentido transversal.

Desde el punto de vista clínico, hay diferencias en cuanto a su capacidad de aumentar la energía superficial, aumentar la superficie de contacto y mejorar las condiciones de adhesión, si el trabajo ha sido hecho en el centro del prisma, en la periferia o en un sentido longitudinal. Los mejores resultados se consiguen cuando el ácido ha actuado en sentido transversal y ataca primero el centro del prisma. En los dientes temporales, en los cuales en la superficie no se observa la disposición prismática característica del esmalte adulto, el ataque del ácido es mucho más lento porque la superficie ofrece una mayor resistencia a la desmineralización. (7).

En estos casos se aconseja prolongar la acción del ácido durante más tiempo; si para un diente adulto se usan 15 segundos, para un diente temporal deberá usarse 30 segundos.

Con respecto a la dentina, conviene recordar que el contenido inorgánico de la dentina es de alrededor de un 70% y el 30% restante está constituido por la matriz orgánica; además, existe un 15% o más de agua en los tejidos. Debido a estas características, la acción del ácido sobre la dentina es diferente a la del esmalte. Lo que, principalmente, hace la aplicación de ácido sobre la dentina, en especial cuando ha quedado contaminada por la acción mecánica de la preparación cavitaria o bien por haber estado expuesta al medio bucal, es una limpieza profunda y aumento de la energía superficial. Pero, por otra parte, debe recordarse que, siendo la dentina un tejido que contiene un

elemento vivo como lo son las fibras de Tomes, prolongaciones = del odontoblasto, existe siempre la posibilidad de daño a la == pulpa ya que estamos aplicando una sustancia sumamente irritante, como es el ácido en las concentraciones que se usan para este ti po de trabajo.

Parece que el esmalte no preparado tiene a menudo fluo ruros en su superficie, y es, por tanto, más resistente a los á cidos. Se ha demostrado, además que los dientes temporales y = el 70% de los dientes permanentes tienen en su superficie una = capa de esmalte aprismático, la cual proporciona menor retención cuando se le somete al grabado ácido. (L. Ripa, 1981).

Se ha intentado aplicar otros ácidos, tales como el á cido etileno diamino tetra acético, el ácido cítrico, el ácido fórmico. De todos los anotados el ácido fosfórico en concentra ciones al 30% ha demostrado superioridad e inocuidad cuando se le usa en forma correcta.

Una vez aplicado el ácido, lavado y secado, el esmalte pierde el brillo natural y aparece de un aspecto blanco opa co, tipo tiza. Se considera que el esmalte expuesto al medio = ambiente bucal y en contacto continuo con la saliva recibe una película de proteínas salivales que se depositan en la superfi cie y forman una capa sumamente adherente, que se denomina pelí cula; ésta es una capa orgánica que posee una baja energía su-- perfi cial, poca humectancia y rechaza la posibilidad de una ad hesión en su superficie. El ácido fosfórico, al eliminar esta capa de baja energía, ya está aumentando la energía del esmalte y como posteriormente elimina una capa molecular de esmalte y = expone la faz mineral, e incrementa el área superficial que es tá disponible para ser unida al adhesivo; es decir, aumenta la superficie total de ataque y aumenta la energía superficial del

diente exponiendo la trama orgánica e inorgánica real del sustrato. (8).

Resumiendo, los efectos logrados con la aplicación de una solución ácida sobre el esmalte dentario son:

- 1.- Limpieza de la superficie. Disolución de la capa superficial contaminada.
- 2.- Desmineralización de hasta 30 micrones por ataque del ácido a la hidroxiapatita, formación de fosfatos de calcio, los cuales al ser removidos dejan una superficie microporosa que servirá de anclaje mecánico al adhesivo.
- 3.- Modificación de la capa superficial no reactiva del esmalte, produciendo un sustrato de alta energía superficial, con atracción polar.

REMNERALIZACION. Una de las principales inquietudes y dudas en el uso de agentes ácidos sobre el esmalte ha radicado en el aspecto que concierne a la posibilidad de desmineralizar tejido dentario adyacente, que no va a quedar protegido por el material restaurador y las condiciones de posible susceptibilidad a la caries de este tejido afectado.

Buonocore, en sus primeras experiencias sobre ácidos realizadas en 1955, afirmó que usando una solución de ácido fosfórico se producía la desmineralización de la superficie del esmalte y que, expuestas a su medio ambiente natural en la boca, en pocos días recuperaba su aspecto normal por remineralización salvo una ligera pérdida de brillo. Lo mismo fue comprobado por otros autores. Con respecto a dientes temporales, Albert y Grenoble verificaron la remineralización in vivo usando ácido fosfórico al 50%. Al cabo de una hora ya se había depositado fosfato cálcico de la saliva sobre el esmalte y, al cabo de 96 horas, el esmalte grabado había vuelto a una condición normal. No obstante, no se vuelve a una condición absolutamente normal, por cuanto el depósito cálcico que proviene de la saliva, si bien obtura las microporosidades creadas por el esmalte, no vuelve a reconstruir la matriz orgánica ni tampoco los prismas de esmalte en la forma original sino que, simplemente, es un relleno burdo de la superficie que queda completa en su integridad pero sin la estructura característica; como consecuencia clínica, tiene menor brillo.

Algunos autores han afirmado la posibilidad de que este esmalte estuviera más predispuesto a recibir el ataque de caries que el esmalte normal no atacado por el ácido pero esto no ha sido comprobado clínicamente; por otra parte, cabe recordar

que muchas otras sustancias que se usan habitualmente en la ali-
mentación o que provienen del metabolismo digestivo pueden estar
en contacto con los dientes y provocar zonas de desmineraliza-
ción.

Entre los productos para uso odontológico que pueden
provocar zonas de desmineralización figuran el cemento de fosfa-
to de zinc, el ácido tricloroacético, el EDTA y el cemento de =
silicato. Del mismo modo, puede señalarse el caso de pacientes
que hacen un consumo exagerado de bebidas carbonatadas (gaseo--
sas), que rápidamente se descomponen en ácido carbónico, así co
mo los que consumen cantidades exageradas de jugos cítricos, =
que son desmineralizantes poderosos sobre todo ==
porque están en contacto con el diente durante un lapso mucho =
mayor del tiempo controlado de uno a dos minutos de los procedi
mientos operatorios.

Por acción de todos estos productos se observa que ==
los dientes pierden su suavidad, siendo el esmalte mucho más as
pero, como si estuviera más seco. Esto se debe precisamente a
la desmineralización de una capa muy superficial de 5 a 10 mi-
cronos de espesor de la superficie del esmalte.

Con respecto a la posibilidad de que los dientes que
han tenido aplicación periódica de flúor (tópico), o de niños =
que han ingerido cantidades óptimas de flúor para evitar la ca-
ries, pueden ser más resistentes a la acción del grabado ácido
del esmalte, uno debe remitirse a las condiciones que rigen pa-
ra el grabado ácido de los dientes de pacientes con veteado de
la superficie del esmalte provocado por la fluorosis endémica,
lo que indica una mayor resistencia a la desmineralización. En
estos casos, se requiere un tiempo más prolongado de grabado .

Como no existe una regla fija y es imposible medir la dureza del diente desde el punto de vista clínico, se debe observar el aspecto que toma el esmalte después del grabado ácido. Si después de lavado y bien secado no presenta ese aspecto blanco tiza opaco característico, se debe grabar durante 15 o 20 segundos más hasta obtener este aspecto clínico que es indicativo de que se ha producido la porosidad en el esmalte.

CAPITULO X .

AGENTES DE UNION.

Con la aplicación de las soluciones ácidas sobre el esmalte, tendremos un sustrato apto para lograr la adhesión. Se plantea entonces la necesidad de aplicar un adhesivo que tenga las características deseables de alta humectación o capacidad de mojado de la superficie y, por consiguiente, con un ángulo de contacto bajo, que al ser colocado sobre el sustrato dentario fluye y se infiltre en los pequeños microporos, lográndose una retención mecánica de resina líquida anclada en las subsuperficies del esmalte hasta una profundidad de 5 a 10 micrones. Esta resina líquida en estrecho contacto con el tejido dentario sirve a su vez de unión a la resina compuesta con carga que se colocará sobre ésta, proporcionando además, un sellado marginal efectivo. En efecto, Ward y Buonocore publican en 1972 un estudio clínico sobre reparación de dientes fracturados, sin uso de pines, logrando la retención, gracias a la aplicación de un agente de unión a base de diacrilato colocado sobre el esmalte previamente desmineralizado; esta delgada capa era cubierta con el material restaurador con carga y polimerizado por el sistema de luz. En ninguna instancia dicha capa de resina líquida sin carga debe ser gruesa, pues al no contar con carga, disminuye en grado sumo las propiedades físicas de la restauración.

- TIPOS DE AGENTES DE UNION.

a) Agentes de unión a Dentina. El primero que se introdujo en el mercado fue Cervident. Contiene un promotor de la adhesión que se une a la dentina grabada. El promotor de la adhesión contiene a su vez NPG-GMA; este material es uno de los primeros que se unían a la dentina in vitro (W. Nation, JPD, =

1980), aunque al parecer, no contribuye a la adhesión a nivel = del esmalte grabado (E. Charbeneau, AAR, 1977).

Los estudios clínicos con Cervident dieron como resultado porcentajes de fracaso inaceptables en períodos de cinco = años. El material, en cambio, parecía ser prometedor cuando se utilizaba en conjunción con algún tipo de retención mecánica. Una de las razones que justifican su poca fuerza de unión es == que el NPG-GMA cristalizaría en la superficie al secarse, resultando en un área de superficie más reducida para la unión a la resina.

Clearfil es un monómero de metacrilato que se uné == mecánicamente a los túbulos dentinarios abiertos como consecuencia del tratamiento con el ácido. Algunos ensayos llevados a = cabo por Ray Bowen han dado resultados de aproximadamente 20 kg/cm² en fuerza de unión a dentina (la fuerza de unión resina a esmalte grabada es de unos 120 kg/cm²).

Creation Bond (Dent-Mat) utiliza como sistema de unión a dentina un éster fosfórico derivado del ácido tartárico. La información científica independiente acerca de los efectos sobre la pulpa y la fuerza de unión a dentina de este producto es es-casa.

En 1983, la casa VIVADENT introdujo un producto llama-do Dentin-Adhesit. Este es un agente de unión a dentina que pue-de ser utilizado con cualquier composite, ya que se adhiere por difusión a la resina líquida colocada sobre él. Contiene un monómero sólido isocianato prerreaccionado de dimetacrilato de u-retano, suspendido en solvente de cloruro de metilano a una concentración del 20%. Se piensa que esta sustancia se adhiere a dentina por un enlace químico covalente entre sus grupos isocianato y los grupos hidroxapatita (presentes en esmalte y denti-na). Cuando el solvente se ha evaporizado, el residuo de resi-

na resultante es muy insoluble y actúa un protector de la dentina muy efectivo frente al grabado ácido. Una desventaja del material es que necesita la utilización de agentes químicos de secado que podrían tener efectos adversos sobre la pulpa. No es recomendable utilizarlos sobre el esmalte grabado, pues la unión que se consigue a este nivel es más débil que la resultante de utilizar resinas líquidas. Otra desventaja del Dentin Adhesit es que tarda 24 horas en alcanzar su máxima fuerza de unión.

b) Agentes de unión a Esmalte y Dentina. Los agentes de unión a esmalte-dentina más comunes son los sistemas fosforados. Scotchbond, de la compañía 3M, fue el primero de estos sistemas introducido en el mercado. Es un sistema constituido por dos partes. La resina es una solución al 57% de dicloro difósforo BIS-GMA, 43% de TEDMA y algunos vestigios de peróxido de benzoilo. El líquido contiene alrededor de un 95% de etanol y aceleradores como 0.6% de canforoquinona en la versión fotopolimerizable y benzoilo sulfonado de sodio en ambas versiones, la fotopolimerizable y la quimiopolimerizable.

Aunque el mecanismo de adhesión de estos sistemas es muy complejo, parece ser que el mayor componente de la unión es de tipo iónico.

Se piensa que estos materiales son quelantes del calcio del esmalte grabado y de la dentina no grabada. No se comprende el mecanismo exacto, pero parece que implica también algún tipo de interacción polar entre el fósforo cargado negativamente en el material de unión y el calcio cargado positivamente en el diente.

En algunos estudios in vitro, se ha demostrado que == sin grabado ácido, Scotchbond podría unir un composite de microrrelleno a la dentina con una fuerza de unión que supone la cuarta parte de la fuerza de unión de la resina al esmalte grabado. Esto se consigue sin grabado ácido o sin tratamiento de la dentina con ácido oítrico. Todos los sistemas fosfatados de unión esmalte-resina son más efectivos sobre el esmalte grabado de las resinas sin relleno. En parte puede deberse al poco espesor de capa que forman (alrededor de 0.3 μ m), lo. cual permite al composite adaptarse más íntimamente a la superficie de esmalte.

Algunos de los primeros estudios de 3M pusieron de manifiesto una interesante propiedad del Scotchbond. En ellos se concluía que este material tiene una afinidad específica por las resinas producidas por la compañía.

También se ha observado en algunos estudios independientes que la unión de Scotchbond a las capas más profundas de la dentina es un 60% menor que la unión a la dentina próxima a la unión amelodentinaria (B. Causton, 1984).

Como los sistemas fosforados se unen al calcio de la dentina, es de suponer que el grabado ácido de la misma disminuiría la efectividad de estos productos. Muchos de estos sistemas son de fraguado químico (Scotchbond y otros productos). Tras el fraguado debe esperarse de 10 minutos (recomendación de 3M) a 24 horas (recomendación de G. Christenson) antes de proceder al acabado de composites unidos en su mayor parte a dentina.

En 1984 la casa Johnson y Johnson introdujo al Dentin Bonding Agent, cuya estructura es muy similar a la del Scotchbond. Se trata de un éster fosfórico del Bis-GMA en un solvente alcohólico de p-tolueno-sulfónico ácido. Este producto, muy semejante en general al Scotchbond (también quimiopolimerizable), puede ser utilizado, según el fabricante, con todos los composites Bis-GMA.

En 1983, Ray Bowen publicó un artículo en el JADA donde describía una técnica de unión a dentina, que en el laboratorio se muestra tan fuerte como la unión resina-esmalte grabado. La mayor desventaja clínica es la decoloración que provoca, ocasionando un ennegrecimiento en la zona de unión. El método Bowen se basa en la utilización de una solución acuosa de oxalato férrico al 8%, una solución de acetona al 10% y PMDM (compuesto de hidroxiletilmetacrilato y dianhidro pirromelítico). Este

procedimiento en tres fases consta de ocho pasos. Además, algunos de los materiales que se utilizan tienen una vida media corta.

A finales de 1984, la compañía 3M introdujo el Scotch bond fotopolimerizable. Se trata de una modificación de su precursor químicopolimerizable, al que se ha añadido un fotoiniciador (aril sulfinato, canforoquinona y una amina terciaria alifática). Puesto que no se ha eliminado el iniciador químico, el nuevo producto fragua por dos vías, química y lumínica (se trata de un sistema de dos partes que permite también la iniciación química).

Bondlite es un sistema de unión esmalte-dentina introducido por la compañía Kerr a finales de 1984. Como en la mayoría de los sistemas fosforados, se presenta en dos componentes que se han mezclado en una pequeña bandeja. La resina se compone de 40% de Bis-GMA, 40% de TEDMA y 20% de HEMA fosfonado (hidroxietilmetacrilato). Durante años se ha utilizado HEMA en procedimientos dentales (resinas acrílicas temporales) sin haberse observado efectos tóxicos sobre la pulpa. El líquido de Bondlite contiene un 95% de etanol y algunos aceleradores como un 0.6% de canforoquinona. Fragua químicamente y a la vez por luz.

La acción de los agentes de unión ha hecho posible la unión química de las restauraciones de resina compuesta en la estructura dentaria. Los agentes de unión de la dentina de la segunda generación de las resinas compuestas (microrrelleno), hacen uso del lodo dentinario y dependen de su presencia para alcanzar su enlace químico.

Algunos agentes de unión de la dentina de la tercera generación de las resinas compuestas (híbridos) han desarrollado una fuerza de unión comparable con aquella que se logró con el ácido grabador en la superficie del esmalte. Aunque han te-

nido aprobación de la " Asociación Dental Americana " se requieren ensayos adicionales para determinar su duración. (9).

En 1985 aparecieron otros productos fosforados tales como " Dentin Enamel Bonding Agent " (fotopolimerizable), de la casa Johnson y Johnson, y Sinter Bond (también fotopolimerizable), monocomponentes de la casa Getz-Teledyne.

Los diferentes tipos de microfugas en los márgenes oclusal y cervical han sido atribuidas a las variaciones de las microestructuras del esmalte. La falta de homogeneidad en la dentina tal vez pueda tener influencias similares en la efectividad de los agentes de unión.

Varios estudios experimentaron los espacios por la ==contracción marginal que aparecieron en las zonas oclusal, cervical, distal y mesial de la dentina en las cavidades restauradas con un material de resina compuesta, con o sin el uso de agentes de unión dentinarios, los cuales no eliminaron los espacios de la contracción marginal en las cavidades de la dentina colocados en el nivel de la unión cemento/esmalte, pero sí redujeron el tamaño de los espacios en las 4 zonas ya mencionadas = sin influir en el módulo de contracción. La adhesión de los materiales restauradores y la dentina no es afectada por la ubicación de los márgenes. (10).

Todos estos productos fosfatados deben ser estudiados más a fondo y sometidos a pruebas más diversas; especialmente a quellos materiales propuestos para ser colocados cerca de la ==pulpa, deben avalarse con estudios clínicos a largo plazo. Hasta ahora las investigaciones llevadas a cabo han sido muy prometedoras. (11).

Kulzer ha desarrollado un sistema de unión (bonding) universal totalmente nuevo, que cierra de inmediato los túbulos dentinarios, denominado Denthesive Heraeus. El nuevo sistema de fotocurado es considerado como un producto con excelentes = propiedades adhesivas a la dentina. Los informes toxicológicos no contienen ningún tipo de reparo contra el uso y aplicación de Denthesive,

Las publicaciones sobre adhesividad a la dentina indican casi siempre valores medidos a las 24 horas. Sin embargo, lo decisivo es la adhesividad inmediata después de la aplicación. Denthesive adquiere valores de adhesividad inicial tan = altos como no han sido alcanzados por ningún otro sistema. Por ello resiste a la fuerza de contracción del composite al polimerizar. Denthesive brinda además la ventaja de una unión química con los dos constituyentes de la dentina: el colágeno y el calcio. Con ello se evitan totalmente las fisuras marginales y la microfiltración.

Las compañías Ivoclar y Vivadent introducen al mercado odontológico un nuevo material adhesivo entre composite y es estructura dental llamado Syntac.

Syntac es un sistema adhesivo de la última generación con máxima unión a la dentina, presentado en dos fases: proporciona una unión química estable entre materiales y una unión me cánica entre composite; destaca por su fuerte adhesión inicial con excelente sellado marginal.

Su composición es la siguiente:

Syntac Primer. Acidos orgánicos, dimetacrilatos y disolventes.
Syntac Adhesivo. Glutardialdehidos, dimetacrilatos hidrofílos y disolvente.

Mecanismos de adhesión:

- Unión química. En la primera fase, pincelado el Syntac primer, sus componentes reaccionan modificando el "lodo dentinario" sin provocar la apertura total de los túbulos dentinarios, dejando el sustrato preparado para la acción del adhesivo.
- Unión mecánica. Syntac primer penetra en el sustrato modificado y en los túbulos dentinarios; la polimerización del material produce el anclaje.

El Syntac Adhesivo contiene los principios activos que reaccionan con la estructura dentaria (colágeno), dando lugar a una unión química estable, además de producir la posterior unión al material de obturación.

Syntac Adhesivo es, además, bacteriostático y puente = de unión entre diente y composite.

Entre sus ventajas tenemos:

- Posibilidad de utilizarse con materiales auto y fotopolimerizables.
- Mejora los resultados clínicos de las obturaciones con composite, al producirse las fuerzas de adhesión inmediata, obteniéndose un sellado marginal, libre de infiltraciones que evitan sensibilidad y caries secundaria.
- La fuerza de adhesión, se mantiene a lo largo del tiempo sin = sufrir degradación.

Indicaciones. En todas las obturaciones con composite clases I, II, III, IV y V.

Contraindicaciones. No utilizar bases que contengan eu genol.

CONCLUSIONES .

- 1.- Los nuevos métodos y técnicas han contribuido para mejorar las cualidades de las resinas compuestas logrando actualmente avances en sus propiedades físicas, mecánicas y químicas. Así como también, su gran calidad y cualidad estética las ha llevado a ser uno de los materiales más utilizados en el campo de la Odontología Cosmética.
- 2.- La información acerca del funcionamiento clínico prolongado de las resinas compuestas posteriores aún es muy limitado, debido a que es un material restaurativo que constantemente tiene modificaciones en sus propiedades físicas y mecánicas, y además requiere un manejo especial. Es necesario conocer = las precauciones que debemos tener en la colocación y manipulación de este tipo de restauraciones.
- 3.- Se ha visto que la mayoría de restauraciones de resinas = compuestas no producen trastornos pulpares, pero se ha llegado a la conclusión de que es necesario la utilización de bases y barnices.
- 4.- El grabado ácido del esmalte es todavía discutido, se seguirá experimentando con los diferentes ácidos grabadores hasta encontrar el ideal. En los estudios hechos hasta ahora se ha visto que los ácidos fosfóricos y cítricos son los que presentan mayor fuerza de resistencia.
- 5.- Un gran número de adhesivos dentinarios han sido lanzados al mercado. Estos contienen, entre otros componentes, agentes fosfóricos para obtener una adhesión dentinaria. Muchas investigaciones han sido enfocadas a la biocompatibilidad y en especial

a la estabilidad adhesiva de dichos materiales con el medio = oral. Si esta adhesividad produce eficacia, se podrían simplificar ciertas modalidades en los tratamientos, como el de las retenciones mecánicas en áreas carentes de esmalte.

Con todo esto tenemos que la Resina es un material = utilizado muy frecuentemente en tratamientos de Operatoria Dental, pero podemos incurrir en ciertos errores que nos llevarán al fracaso. Con las mejoras que se presentan día a día en el material obtendremos cada vez obturaciones más semejantes , duraderas y compatibles a la estructura dentaria.

B I B L I O G R A F I A .

- 1.- Albers Harry F.
" Selección y colocación de materiales."
Editorial Labor. S.A. 1988.
- 2.- Barranco Mooney Julio.
" Operatoria Dental " (Restauraciones).
Editorial Medica Panamericana. S.A.
1989.
- 3.- Combe E. G.
" Materiales Dentales "
Editorial Labor. S.A. 1990.
- 4.- Craig G. Robert.
O'Brien William J.
Powers John M.
" Materiales Dentales "
Editorial Interamericana. 1986.
- 5.- Christenson R.
JPD, vol 48(6) 1982, 657-663. (1).
- 6.- Donly Kevin J. DDS. MS.
" Composite resin inlays: a single appointment
technique "
American Journal of Dentistry. vol 3 #5
October 1990. (6).
- 7.- Gilbert John A.
" Posterior Composites an Ethical Issue "
Operative Dentistry . 1989 , 12 , 79-81. (2).
- 8.- Guzmán Baez Humberto José.
" Biomateriales Odontológicos de uso clínico "
Editorial Cat. 1990.

- 9.- Henderson L.J. / Soh G.
" Contraction Patterns in cavities tested with
two Dentin Bonding Agents".
Operative Dentistry., 1990, 15, 167-172. (10).
- 10.- Horn Harold R. y Cols.
" Resinas en Odontología ".
Clínicas Odontológicas de Norte América.
Editorial Interamericana.
Abril. 1975 .
- 11.- Jagadeesh S., Yogesh B.G.
" Fracture Resistance of teeth with class 2 silver
amalgam, posterior composite, and glass cement
restorations ".
Operative Dentistry. 15, 162-166. 1990. (4).
- 12.- Joynt R.B./Davis E.L.
" Dentin Bonding Agents and the Smear Layer ".
Operative Dentistry. 1988. 13, 107-113. (2).
- 13.- Leinfelder Karl F.
" Resinas Compuestas".
1983.
- 14.- Lloyd Baum.
" Tratado de Operatoria Dental ".
Editorial Interamericana. S.A. de C.V.
1989.
- 15.- Lewis Gladius.
" In vivo occlusal wear of posterior composite
restorations ".
Operative Dentistry. 1991. 16, 68-69. (3).

- 16.- Leys K.
JPD. , vol 48-6, 1982, 664-671. (2).
- 17.- Lutz Felix.
Setcos James G.
Phillips Ralph W.
Roulet Francois.
" Resinas para restauraciones dentales ".
1985.
- 18.- Mc. Cabe John F.
" Materiales de Aplicación Dental ".
Editorial Salvat . Anderson. 1988.
- 19.- Osborne John.
Wilson H.J.
Mansfield M.A.
" Tecnología y Materiales Dentales ".
Editorial Lumosa S.A. de C.V. 1987.
- 20.- Shaffer Scott E.
" Effects of 15 vs 60 second enamel adhesive bonding
procedure ".
Operative Dentistry. 1986. 11, 111-116. (7).
- 21.- Shillingburg Hobo, Whitsett.
" Fundamentos de Prostodoncia Fija ".
Editorial La Prensa Médica Mexicana S.A.
Tercera edición. 1983.
- 22.- Skinner.
Eugene W.
Ralph W.
" La ciencia de los materiales dentales ".
Editorial Mundi. Argentina 1962.

- 23.- Stanley Harold R.
" Pulp responses to a dentin and enamel adhesive
bonding procedure ".
Operative Dentistry. 1988. 13, 107-113. (8).
- 24.- Schaan.
" Vivadent Informs ".
Octubre. 1990.