

116
2 ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESINAS CONDENSABLES

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANA DENTISTA
P R E S E N T A :
GUADALUPE ROMA RAMÍREZ
HERRERA.



DIRECTORA: C.D.M.O. ADOLFO YAMAMOTO NAGANO

A handwritten signature in black ink, likely belonging to Adolfo Yamamoto Nagano.

MÉXICO, D.F.

1999

TESIS CON
LLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Quiero agradecerle a DIOS por
haberme guiado y ayudado en
todo camino hoy y siempre.

A mis padres
por haberme ayudado en todo momento
y haber confiado en mí siempre, gracias
por todo su apoyo y cariño.

A mis hermanos

Fernando

Leonardo

David

Sergio

Jorge

Con mucho cariño.

A mi abuelita

Por su apoyo y paciencia
que me ha tenido en esta
etapa de mi vida.

A la persona más especial que he
conocido por haberme ayudado y
orientado incondicionalmente en
este momento tan importante para mí.

te amo Al.

A mi amiga

Lucy

Por esa amistad que
nos ha unido siempre
en los momentos
más especiales.

A mis amigos

Laura

Yolanda

Lulú

Mariza

Edgar

Omar.

por haberme brindado su amistad
y cariño incondicional.

Quiero agradecer a la Universidad
por haberme dado la oportunidad
de realizar una de las más grandes
metas de mi vida.

Al DR. Adolfo Yamamoto
por haber guiado mi tesina

A la persona más admirable
A mi mejor amiga que con su
ejemplo y esfuerzo siempre
me ha alentado y mostrado
cariño incondicional, para lo-
grar una meta más.

Gracias mami.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO 1

HISTORIA	1
----------------	---

CAPÍTULO 2

CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPOSITES	8
2.1 Matriz de la resina	8
2.2 Fase inorgánica	9
2.3 Agente de unión o adhesivo	9
2.4 Partículas de relleno	10

CAPÍTULO 3

CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITES	12
3.1 Composites convencionales	12
3.2 Composites de microrrelleno	12
3.3 Composites híbridos	13

CAPÍTULO 4

HISTOLOGÍA DE LAS ESTRUCTURAS DEL DIENTE	15
4.1 Esmalte	15
4.2 Dentina	16
4.3 Dentina fisiológica	17
4.4 Dentina esclerótica	18
4.5 Dentina patológica	18

CAPÍTULO 5

ACCIÓN DE LAS SUBSTANCIAS DE DESMINERALIZACIÓN SOBRE LA DENTINA	19
5.1 Acción sobre la dentina esclerótica	23
5.2 Barrillo dentinario	23
5.3 Acondicionamiento dentario	24
5.4 Adhesión	25
5.5 Adhesión a la dentina	26

CAPÍTULO 6

MATERIALES RESTAURATIVOS ESTETICOS	28
PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS COMPOSITES	30
6.1 Índice de la condensabilidad	30
6.2 Resistencia al desgaste	31
6.3 Contracción a la polimerización	32
6.4 Profundidad de curado	32
6.5 Resistencia a la compresión	33
6.6 Resistencia flexual y módulo flexual	34
6.7 Resistencia a la fractura	35
6.8 Dureza	35
6.9 Radiopacidad	36
6.10 Adhesión	36
6.11 Poñibilidad	37
6.12 Expansión térmica	37

CAPITULO 7

LAS TECNOLOGÍAS DE LAS RESINAS EMPACABLES Y SU RELLENO -----	38
7.1 SUREFIL -----	38
7.2 Tamaño de partícula -----	38
7.3 Composición -----	38
7.4 Generalidades -----	38
7.5 Modo de empleo -----	39
7.6 ALERT -----	41
7.7 Tamaño de partícula -----	41
7.8 Composición -----	41
7.9 Generalidades -----	41
7.10 Modo de empleo -----	42
7.11 SOLITAIRE -----	43
7.12 Tamaño de partícula -----	43
7.13 Composición -----	43
7.14 Generalidades -----	43
7.15 Modo de empleo -----	45
7.16 FILTEK P60 -----	47
7.17 Tamaño de partícula -----	47
7.18 Composición -----	47
7.19 Generalidades -----	47
7.20 Modo de empleo -----	48
CONCLUSIONES -----	48
BIBLIOGRAFIA -----	49

INTRODUCCIÓN

Durante décadas, la odontología restauradora ha tenido que conformarse con la utilización de materiales de obturación sujetos a variaciones dimensionales que no permitían la consecución de una estanquidad conveniente, única garantía de la permanencia de la restauración. (1)

En septiembre de 1898, en una publicación para dentistas por L.D.Caulk, el Dr G.V. Black discute sobre la amalgama con el Dr R.H. Kimble, un prestigiado dentista de Chicago y defensor de las obturaciones con oro cohesivo. El Dr. Black argumenta: "los dientes han sido obturados con amalgama, están siendo obturados con amalgama y serán obturados con amalgamas mientras hayan dentistas". Afirmación que ha sido comprobada hasta el fin del siglo 20. Como única alternativa del Dr. Black, ésta afirmación fué basada al comparar amalgama con oro. La amalgama era más fácil de colocar requería menor preparación del diente y proporcionaba éxito por largo plazo. Los principios del Dr. Black siguen siendo enseñados en la odontología restaurativa moderna. En 1955, el Dr Buonocore desarrolló el concepto de odontología restaurativa adhesiva. Por primera vez, los composites podían fijarse al diente, entrando en una nueva era de odontología restaurativa conservadora. Sin embargo, a pesar de muchas restauraciones exitosas de composite, las cavidades clase I y II con gran carga oclusal seguían obturandose con amalgama.

Inicialmente recomendadas para uso en anteriores, los clínicos empezaron a reconocer las ventajas de las restauraciones estéticas adheridas para uso en posteriores. Los intentos en la colocación de composites en posteriores tuvieron éxito limitado. La unión a dentina era indefinida e impredecible. Unido a la alta contracción por polimerización de los primeros composites "posteriores", las uniones de los márgenes se hidrolizaban y fallaban. en las restauraciones clase II, la falla más común era en el margen cavosuperficial gingival. Inaccesible a la higiene normal, el margen gingival era susceptible a la caries recurrente. Muchas de las primeras restauraciones posteriores requirieron ser cambiadas por restauraciones indirectas de cobertura parcial o total, con preparaciones mucho más agresivas. Las restauraciones que no fallaban por caries recurrentes, frecuentemente necesitaban cambiarse debido al desgaste excesivo cuando existían contactos oclusales fuertes.

Los márgenes expuestos a cargas, se rompían y desprendían fácil y frecuentemente. La sensibilidad inmediata y prolongada en los dientes restaurados con las tecnologías adhesivas y composites antiguos requerían reemplazo inmediato. La amalgama permaneció como el material restaurativo preferido por la mayoría de los dentistas para dientes posteriores

La amalgama era "de uso sencillo" y predecible, como una historia conocida de éxito.

Las mejoras en las propiedades físicas en los composites posteriores y la tecnología de unión a dentina han sobrepasado muchos de los primeros inconvenientes de las restauraciones posteriores con composite.

Estos avances han llegado hasta el nivel de la simplicidad de la técnica. Aunque la obturación del contacto proximal correcto ocurre casi en forma automática al colocar una amalgama en una preparación clase II, los composites requieren técnicas especializadas.

En una época en que la apariencia personal y la estética son de importancia primaria para mucha gente, una alternativa a la amalgama está aumentando en demanda. La preocupación actual con respecto al uso y desecho del mercurio en el consultorio dental ha llevado a tomar en consideración una alternativa a la amalgama. El composite posterior alternativo "ideal" debe poseer los atributos clave de la amalgama: diseño familiar de la preparación, colocación en una visita, fácil, empacable, logro apropiado de los contactos proximales, tallado, baja contracción, resistencia y durabilidad. Debe ser además altamente estético y dar al paciente la sensación de una "restauración natural". Hasta ahora, muchos de estos requisitos eran excesivos para los sistemas convencionales de composites. Finalmente, en 1998, la afirmación categórica de 100 años del Dr Black puede ser retada. Los dentistas tienen ahora una alternativa de la amalgama en el material restaurativo de alta densidad. (8)

HISTORIA

Las primeras restauraciones de resinas consistieron en incrustaciones y coronas de acrílico térmico curable cementadas en tallados previamente preparados. Sin embargo, el bajo módulo de elasticidad y la falta de estabilidad dimensional de las resinas invariablemente originaban la fractura del cemento, cuya consecuencia era la filtración y la falla de las restauraciones.

La creación del acrílico de autocurado en los últimos años de la década de los cuarentas, hizo posible la restauración directa de los dientes con resina. Estas resinas permitían la combinación del monómero con el polímero, con lo cual se obtenía una masa plástica o un gel que se colocaba dentro de la cavidad tallada, donde polimerizaba in situ.

El uso de la resina acrílica para obturaciones dentarias fué tema de muchas controversias. Ciertas propiedades, tales como sus cualidades estéticas y la insolubilidad, la hacían superior al cemento de silicato. Por otro lado, otros defectos que le eran propios, sembraban la duda sobre la factibilidad de que sirvieran como material de obturación.

Al avanzar la ciencia de los polímeros, se pensó en un sistema de resinas perfeccionado para ser utilizado como material de restauración, preferentemente en uno que se uniera a la estructura dentaria. Aunque éste último objetivo no fué alcanzado, se ideó una nueva resina reforzada

por medio de rellenos inorgánicos. Las propiedades de ésta resina compuesta son, por lo general, superiores a las resinas acrílicas corrientes.

Los plásticos fueron utilizados como adhesivos virtualmente desde su aparición, pero su uso no se generalizó hasta fines de la década de los '40, cuando se introdujeron las resinas epóxicas como materiales milagrosos, es decir, fácilmente aplicables y capaces de hacer uniones entre superficies similares o distintas que podrían soportar una tonelada o más por pulgada cuadrada. Los requerimientos de la industria aeroespacial en cuanto a uniones de alta resistencia, metal y metal con plástico, rápidamente produjeron una moderna tecnología, basada en una diversidad de nuevas resinas. Esta tecnología se reforzó con el desarrollo paralelo de laminados de vidrio y metal con fibras o resinas compuestas.

A los pocos años en general por el empleo de agentes químicos rigurosos, ciclo de tratamiento perfectamente controlados, y temperaturas y presiones relativamente altas comenzaron a fabricarse, en forma corriente, estructuras imposibles de lograr con la tecnología anterior. Las fórmulas adhesivas se perfeccionaron con el fin de que sirvieran de una variedad de ambientes exóticos y se diseñaron laminados que mantenían virtualmente el 100% de su resistencia en condiciones de alta humedad y total inmersión en agua caliente. Se iniciaron amplias investigaciones sobre los fenómenos de la adhesión y la comprensión de éstos aumentó notablemente.

A mediados de la década de los '50, los investigadores empezaron a vislumbrar la posibilidad de que ciertos aspectos de la creciente tecnología adhesiva podrían transferirse a la dentina y al esmalte para hacer factible una nueva forma de odontología. La ventaja fundamental de la unión adhesiva sería una revisión de la preparación cavitaria y, por lo tanto, la conservación de estructura dentaria sana que de otro modo debería ser sacrificada para proveer retención mecánica. Las uniones adhesivas a las paredes de las preparaciones podrían impedir la recidiva de caries y permitir el sellado de lesiones residuales, eliminando la necesidad de acercarse demasiado a la pulpa con las maniobras operatorias.

El instituto para investigaciones Odontológicas, comenzó las investigaciones sobre adhesivos a principios de la década de los '60, y mantuvo dos reuniones de trabajo, una en 1961 y otra en 1964, primero para discutir los problemas y luego para comunicar los hallazgos experimentales iniciales. Simultáneamente se emprendió un trabajo clínico limitado, que culminó antes de que se cumpliera un decenio con la introducción de materiales para procedimientos adhesivos específicos.

La odontología adhesiva se inició a principios de la década de los '60, cuando los adhesivos tisulares de cianoacrilato investigados intensivamente durante ese periodo por los operadores, fueron usados por primera vez para el sellado de fosetas y fisuras en desarrollo, por los

investigadores de Estados Unidos y Japón. Aproximadamente en la misma época, o tal vez un poco antes, se emplearon restauraciones de acrílico directas con una técnica de grabado ácido para la reparación de ángulos incisales fracturados.

Al tiempo que la tecnología de los compuestos de diacrilato maduraba durante la década de los '60, aumentó el interés en las posibilidades de la odontología adhesiva. Las convenientes fuerzas de adhesión logradas en condiciones óptimas llevaron a los investigadores a más y más campos en los cuales los materiales restauradores anteriores, aún con técnicas adhesivas, eran de por sí inadecuados.

En algunos procedimientos adhesivos seleccionados, ciertos investigadores siguen prefiriendo los antiguos materiales acrílicos para obturación y los cementos de policarboxilato recientemente desarrollados, a las resinas compuestas. Otros plásticos se han sugerido cada determinado tiempo, incluyendo las resinas epóxicas, diversos cianoacrilatos y poliuretanos. Pero las resinas compuestas y los sistemas de resina sin carga sobre los cuales aquellas se basan, continúan siendo los materiales de elección para la mayoría de los investigadores en gran parte para las aplicaciones adhesivas.

Aunque se han usado otros plásticos en los procedimientos restauradores adhesivos, la tecnología de éstos materiales ha tenido su verdadero origen en el trabajo de R.L. Bowen, miembro de la Asociación

Dental Americana de la Oficina Nacional de Normas. A fines de la década de los '50, dicho autor desarrolló la clase especial de materiales dentales que actualmente se conocen como diacrilatos aromático y, cuando tienen cargas, como resinas compuestas o combinadas.

En condiciones apropiadas se pueden hacer que estos reaccionen con hidrógenos lábiles generalmente de los oxihidrilos, aminas o ácidos carboxílicos. Si la resina reacciona adecuadamente con un exceso de ácido metacrílico, la estructura resultante tendrá grupos terminales metacrilatos. En la síntesis comercial de este diacrilato aromático se usan varias técnicas. Frecuentemente se designa resina BIS-GMA a la que se obtiene por uno de estos métodos de síntesis.

La BIS-GMA es demasiado viscosa para ser usada directamente en una fórmula. Para aumentar su fluidez se agregan sustancias de menor viscosidad en cantidad desde hasta un 50% de su peso. Estos diluyentes pueden ser monofuncionales, como el ácido metacrílico o el metacrilato de metilo, o bifuncionales como el dimetacrilato de etilenglicol.

Las combinaciones adecuadas de las resinas pueden surgir con modificaciones para adaptarlas al uso odontológico por medio del agregado de rellenos inertes, finalmente pulverizados, por lo general en alguna forma de sílice o cuarzo. Estos rellenos se tratan con un agente de unión sobre la base de silanos, que contienen grupos funcionales metacrilatos.

Bowen, además de sintetizar la resina base, investigó varios diluyentes, probó rellenos y tratamientos para los rellenos y publicó combinaciones de peróxidos y aminas como catalizadores. Además publicó unos informes sobre las propiedades físicas de una cantidad de fórmulas curadas y sobre los primeros resultados clínicos obtenidos al ser usados como materiales directos de restauración. Los trabajos de Bowen son la base sobre la cual se asienta la tecnología adhesiva dental actual.

RESINAS COMPUESTAS

Materiales compuestos para restauración.

Las resinas compuestas son un antecedente de los cerómeros junto con el ionómero de vidrio; el término de material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales.

El esmalte está representado por la matriz orgánica y la dentina es la matriz consistente de colágena. En ambos compuestos, la partícula de relleno consiste en cristales de hidroxapatita.

El desarrollo de los materiales de restauración con compuestos dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960 cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas en partículas de relleno.

El trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula Bis-GMA, la cual cumple con muchos de los requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales. Los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.

Los principales constituyentes son la matriz de la resina y las partículas inorgánicas de relleno. Es necesario un agente (silano) para mantener un enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador - activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color (absorben luz ultra violeta uv) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona).(2)

CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPOSITES

COMPOSICIÓN

Básicamente en una resina compuesta intervienen tres fases: una orgánica o matriz, una fase dispersa o carga inorgánica y un agente interfacial o de acople a los que se le agregan estabilizadores de color, inhibidores de la polimerización, iniciadores de polimerización y radiopacificadores.

MATRIZ DE LA RESINA

La mayor parte de los materiales usan monómeros que son diacrilatos o alifáticos. Bis - GMA, dimetacrilato de uretano (UEDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGD) son los dimetacrilatos comunmente usados en los compuestos dentales.

Los monómeros de alto peso molecular particularmente Bis - GMA , son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente.

La reducción de viscosidad es significativa cuando el TGDMA es agregado a Bis - GMA. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurran un enlace cruzado entre cadenas. Esto da por resultado una matriz más resistente a la degradación por los solventes. (1)

FASE INORGÁNICA

Son generalmente elementos inorgánicos de tamaño pequeño y de forma variable cuya finalidad es mejorar las propiedades de la matriz orgánica y disminuir la contracción de la polimerización, contrarrestando el coeficiente de dilatación térmica y aumentando su dureza.

La mayoría de los composites contienen rellenos de cuarzo, sílice coloidal pirolíticos, cristales de silicio con bario y estroncio, silicato de aluminio y litio en hidroxilapatita sintética. (1)

AGENTE DE ACOUPLE

Uno de los grandes problemas que presentan las resinas compuestas es la unión de éstas con el material de carga e impedir que ambos se separen por la acción del ciclaje mecánico y térmico de la restauración.

Un agente de acople fué utilizado para cubrir el sustrato inorgánico y poder así actuar como elemento de unión químico a la matriz orgánica, asegurada la cohesión del material. Los más utilizados son los compuestos orgánicos-silanos, moléculas de doble polaridad, que reaccionan con la superficie orgánica. El vinyl-silano fué uno de los primeros agentes de acople utilizados (3) pero al ser muy poco reactivos se les reemplazó por el gamma-metacriloxipropiltrimetoxi-silano que proporciona una unión más resistente e hidrolíticamente más estable, transformando las partículas así tratadas en hidro-fugas. (1)

PARTÍCULAS DE RELLENO

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades si las partículas de relleno se unen a ella. De otra manera debilitan notablemente al material. El uso de un agente de relleno es extremadamente importante en el comportamiento de un compuesto.

Obviamente como hay menos resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina de relleno.

Las partículas de relleno son producidas por pulido o trituración de cuarzo o vidrio de tamaño que oscilan 0.1 y 1.00 micrones referidas como microrrelleno.

Los compuestos se clasifican sobre la base del tamaño promedio del componente de relleno. Además del grado de volumen de relleno, el tamaño y la distribución del tamaño.

Para incorporar máxima cantidad de relleno en la matriz de la resina se necesita distribución del tamaño de las partículas. Si se usan partículas de tamaño sencillas incluso con empacamiento estrecho, habrá un espacio entre partículas. Las partículas inorgánicas de relleno por lo general significan 30 a 70% por volumen o 50 a 85% peso del compuesto.

Los microrrellenos, por su gran superficie, a menudo son agregados a la fórmula de los compuestos en cantidades menores de 5% en peso para modificar la cantidad de la pasta reduciendo el riesgo de sedimentación de las partículas gruesas. Los microrrellenos también promueven el

empacado del relleno. Para asegurar la estética aceptable de una restauración de compuestos, la translucidez de relleno puede ser similar a la estructura del diente. Para que la translucidez sea aceptable, el índice de refracción del relleno debe estar cercano al de la resina.

El cuarzo se ha usado mucho como relleno, en particular en la primera generación de los compuestos.

La radiopacidad de los materiales de relleno se proporciona por el número de cristales y de cerámica que contiene los metales pesados, como el bario (Ba), el estroncio (Sr) y el circonio (Zr) . el relleno más usado de éstos metales es el bario.

CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITES

Se realiza en función de la fase de relleno que modifica las propiedades e interviene directamente en los criterios de elección. Se distinguen generalmente tres grupos.

Composites convencionales, Composites de microrrelleno, y Composites híbridos.

COMPOSITES CONVENCIONALES

Contienen macrorrelleno de 1-5 mm, estas resinas poseen características físicas y mecánicas generalmente consideradas como adecuadas, pero presentan una resistencia a la abrasión insuficiente y una mala capacidad de pulido, lo que da lugar al arrancamiento de partículas minerales en la superficie. Esto determina una porosidad que será el origen de retenciones y de alteraciones en el color. Los composites convencionales modificados presentan a la vez partículas más reducidas, de 8 mm de media, y microrrelleno de sílice de 0,04 mm. (1)

COMPOSITES DE MICRORRELLENO

Se caracterizan por su relleno de sílice coloidal que pueden ser fraccionados en partículas de relleno muy pequeñas (0,02-0,07 mm), que implican el desarrollo de una gran superficie, pero a su vez dejan sitio

para un volumen importante de resina. Esta presentación corresponde a los microrrellenos homogéneos.

Las mejoras en estos materiales se deben al tratamiento de los rellenos, éstos quedan atrapados en el seno de los bloques de polímero, endurecidos previamente en el laboratorio y después triturados. Esta polimerización resinosa y este recubrimiento del relleno confieren al material una buena resistencia al arrancamiento y una excelente capacidad de pulido, ya que el relleno queda protegido por el polímero.

Se sabe que los composites de microrrelleno son heterogéneos dentro de su matriz, que puede ser un BIS-GMA, un diuretano o una combinación de ambos elementos, y coexisten conglomerados organominerales y de microrrelleno incorporado directamente al polímero. Las partículas de relleno prepolimerizadas se presentan en forma de granos regulares (1-200 μm) o de esferas (20-30 μm). También existen complejos inorgánicos sobre una base de microrrelleno.

Por el hecho de poseer una gran cantidad de resina, éstos materiales presentan una buena translucidez. Por su aspecto estético y por la posibilidad de conseguir un excelente pulido, son el material de elección para las restauraciones visibles que no tengan una implicación oclusal. (1)

COMPOSITES HÍBRIDOS

Composites híbridos simples Contienen el macrorrelleno de los composites tradicionales combinado con microrrelleno que ocupa los espacios ocupados en los composites tradicionales por la resina, éstos materiales alcanzan así una elevada densidad de carga

Esta combinación permite ensamblar las cualidades propias de ambas categorías de composites. Las propiedades fisicoquímicas y mecánicas mejoradas destinan estos materiales a las restauraciones posteriores; sin embargo, el composite de elección, para estas aplicaciones sería aquel en cuya relación relleno/resina considerada en volumen fuera mayor y, por lo tanto, la unión silánica fuera de una buena calidad. Estos composites se clasifican en 3 subgrupos:

1. Con relleno, en volumen inferior al 65% de macropartículas de tamaño mediano.
2. Con un relleno en volumen inferior de 65%, de partículas más reducidas, inferiores a 2 mm.
3. Con un relleno en volumen igual o superior al 65%, de forma y dimensión variadas.

Composites híbridos complejos. Contienen un relleno muy diversificado: micropartículas solas o conglomeradas, relleno convencional de pequeño tamaño y partículas prepolimerizadas en virutas o esféricas. (1)

HISTOLOGÍA DE LAS ESTRUCTURAS DEL DIENTE

ESMALTE

Composición

Está formado por un 96% de *substancia inorgánica* y un 4% de *substancia orgánica*.

Dentro de la *substancia orgánica* se encuentran *glucoproteínas*, *hidratos de carbono*, *agua* en un 2,3% y *glucosaminoglucanos sulfatados*. Su *composición inorgánica* es *fósforo*, *calcio*, *magnesio*, *sodio*, *potasio*, *silíce*, *zinc*, *hierro*, *cobre* y *flúor*. En un 98% esta *fase inorgánica* está formada por *hidroxilapatita* que tiene un aspecto de *agujas pequeñas* cuya *sección transversal* es *exagonal*. Estos *cristales* se agrupan en *estructuras prismáticas*, cada *prisma* está limitado por una *interfase no mineralizada*, y atraviesa casi la *totalidad de espesor del esmalte* siguiendo trayectos *sinuosos*. El *esmalte* es *aprismático* en la *unión amelodentinaria* y en la *superficie del diente* en un *espesor de 20 a 80 μ m*. Estos *cristales* proporcionan *dureza al esmalte*, la *susceptibilidad de estos a ser disueltos por ácidos* provee la *base química para la insaturación de la caries* y permite la *adhesión de materiales restauradores*, como el *esmalte es duro*, necesita de una *capa adyacente de dentina más elástica* para mantener su *integridad*. La *matriz orgánica* es muy *polimorfa* y *degradable por los ácidos* (1)(2)

DENTINA.

Composición

Está protegida por el esmalte, es un tejido vital por la gran cantidad de túbulos dentinarios que le dan comunicación hacia la pulpa, la dentina sostiene a la pulpa y la protege para evitar las injurias químicas, físicas y biológicas. La dentina es más uniforme en los dientes de la primera dentición ya que en la segunda es muy irregular. Está compuesta por 30% de sustancia orgánica en la que un 10% es agua y fibras colágenas tipo I glucosaminoglucanos sulfatados, glucoproteínas en un 20% y un 70% de sustancia inorgánica . Calcio, fósforo, magnesio, potasio, zinc, sílice, cobre, hierro y una pequeña cantidad de flúor. (1).

ESTRUCTURA DE LA DENTINA

DENTINA FISIOLÓGICA

De la unión amelodentinaria a la pulpa se distinguen tres tipos de dentina:

La dentina de recubrimiento, practicamente desprovista de túbulos dentinarios.

La dentina primaria, formada desde el origen del desarrollo dentinario hasta la oclusión dentinaria, es rica en túbulos y constituye la masa dentinaria más importante en volumen

La formación de la dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital a un ritmo enlentecido. Los odontoblastos que participan en su creación, son menos numerosos que a lo largo de la odontogénesis, y los túbulos son menos abundantes. Al corte transversal, se distinguen 2 estructuras dentinarias diferentes: la dentina peritubular, que delimita la luz de los túbulos, desnuda de fibras colágenas, densa y muy inestable en el momento del ataque del ácido, y la dentina intertubular que por el contrario, presenta una gran cantidad de fibras de colágeno que sufren una mineralización.

DENTINA ESCLERÓTICA

Con el envejecimiento del diente puede aparecer una sobrem mineralización que oblitera los túbulos.

La heterogeneidad de la estructura dentinaria explica la diferencia de respuesta frente a una agresión ácida.

DENTINA PATOLÓGICA

Según algunos autores, se puede describir un número variable de capas de dentina. De forma esquemática, se distingue: una capa superficial desorganizada, rellena de microorganismos; una capa profunda desmineralizada, donde permanecen los restos de dentina peritubular y donde aparece en profundidad una mineralización intertubular; una capa esclerótica hipermineralizada, denominada transparente, que es inconstante y, por último una capa reactiva terciaria que ilustra el potencial reparador de la pulpa frente a las agresiones crónicas; dicha capa es irregular y polimorfa, se localiza en la región traumatizada y no aparece en las caries de evolución rápida.

ACCION DE LAS SOLUCIONES DESMINERALIZANTES SOBRE LA DENTINA

La dentina peritubular es muy inestable y es la primera en desaparecer (siempre que se trate de una solución de ácido fosfórico y que no exceda del tiempo recomendado), por lo tanto hay un aumento en la permeabilidad debido al ensanchamiento de los túbulos dentinarios, es un aumento en la sensibilidad la difusión hacia la pulpa de los productos resinosos, mal estabilizados, cuando la polimerización es imperfecta.

El grabado de la preparación para la unión sin el apropiado sellado, puede causar dolor, pero el dolor después de la colocación de un material resulta por la falta de sellado de la dentina. Cualquier tratamiento exitoso del dolor dentinario puede proveer sellado (hibridación dentinaria) de la interfase de la dentina en la obturación de los túbulos dentinarios.

En un segundo período se producen cambios en la dentina intertubular, con la desaparición de los composites matriciales situados entre las fibras de colágeno, se distinguen dos situaciones:

Los ácidos minerales implican la desaparición casi total de los composites no colagémicos, los ácidos orgánicos y los quelantes presentaban una parte de estos componentes que sufrían la modificación.

No es recomendable utilizar ácidos minerales sobre la dentina, sin embargo, la eficacia de algunos adhesivos dentinarios puede aumentarse con el acondicionamiento dentinario ácido (quelantes o ácidos orgánicos), éste es el caso de los adhesivos basados en glutaraldehído tipo Gluma, en los que la unión ocurre en los colagénicos.

Los ésteres fosfóricos tipo Scotch Bond I 3M actúan a nivel de la fase mineral. La utilización de un ácido está contraindicada y se debe intentar reforzar la mineralización superficial con el empleo de una solución mineralizante para mejorar la unión.

El mecanismo de unión micromecánica entre el grabado ácido de la dentina y los agentes de unión, se basa en un proceso llamado hibridación que se refiere a la remoción completa del barro dentinario y la consecuente desmineralización de la dentina, seguida por una interdifusión dentro de las microporosidades de la exposición dentinaria de la matriz de la colágena.

Para esto debemos mencionar que la morfología de la colágena en forma de red superficialmente desmineralizada, es un parámetro importante en el establecimiento de la calidad de la unión con los composites por medio de la hibridación.

El tipo de acondicionamiento y condición de la dentina con respecto a la humedad y el líquido exterior de los túbulos también influyen para el tipo de unión y adhesión.

El grabado ácido produce cambios significativos en la superficie de la dentina alargando los orificios de los túbulos hasta aproximadamente 3 mm de diámetro, perdiendo la dentina peritubular.

La porosidad de la dentina intertubular después de la desmineralización de los túbulos es evidente. Estos cambios producen una exposición de fibras de colágeno que en la superficie se pueden distinguir. La profundidad de desmineralización no es uniforme, puede variar de 5 a 10 mm y las fibras de colágena están colapsadas y pueden estar conectadas a una superficie amorfa o estar distribuidas en la dentina intertubular.

Una vez colapsadas las fibras de colágena la red puede reexpandirse con un primer hidrofílico penetrando en los espacios disponibles entre las fibras de colágena, manteniendo a la dentina húmeda, si se seca en exceso la red de colágena puede colapsarse más, la difusión de la resina en el tejido incluyendo la dentina sana, altera morfológicamente el acondicionamiento. La disfunción de monómeros así como la penetración del agente de unión dentro de la superficie desmineralizada, forma la capa híbrida y modifica las propiedades físicas creando un gradiente de concentración de modalidad elástica y la unión de la interfase, permitiendo la flexibilidad y protección de la unión.

La unión micromecánica del esmalte es efectiva con el grabado ácido, pero en dientes vitales se ha demostrado que presentan un problema en el incremento de los fluidos después del grabado, secado y enjuagado. Pero recientemente se sabe que los primers penetran uniéndose a la dentina vital y es más rica de oxígeno. La interdifusión es indispensable para la difusión del monómero en el sustrato de la dentina vital.

El sistema de monómeros con propiedades hidrofílicas e hidrofóbicas pueden incrementar la estabilidad de unión.

La desmineralización y la creación de una capa híbrida por debajo del adhesivo, el cual resiste a la desmineralización con ácido clorhídrico, es una zona resistente a la penetración de ácidos, la cual si es penetrada por el monómero.

El sistema de penetración de la resina fue de 5 a 7 micrones en la dentina intertubular así como en la peritubular de cada túbulo dentinario.(1)(2)

ACCIÓN SOBRE LA DENTINA ESCLERÓTICA

Una dentina sana, cualquiera que sea la modalidad de la preparación, sufre siempre una penetración de material en los túbulos (entre 2 y 15 mm); la dentina esclerótica parece poco sensible a la acción de una solución desmineralizante. Las mineralizaciones exógenas que la recubren desempeñan un importante papel protector, aunque, al mismo tiempo, impiden una adhesión eficaz.

La superficie dentinaria es el asiento de depósitos que perjudican la adhesión, pues se interpone entre el substrato y el adhesivo. Estos depósitos son de dos tipos: 1).-Capas de mineralización exógena de tipo tártaro, con un espesor de 10 a 20 micrómetros que se encuentran en las erosiones cervicales. 2).- Restos dentarios sobre las paredes de las cavidades recientemente talladas (1)(4).

BARRILLO DENTINARIO

Cualquier instrumento de mano o rotatorio que corte o abrasione, origina la producción de restos que cubren la dentina. La cualidad y cantidad de esta capa, compuesta por productos orgánicos e inorgánicos varía. Su espesor de 1 a 5 micrómetros después de la utilización o no del chorro de agua y del tipo de instrumento empleado. Las capas de restos más espesas se producen por el uso de fresas diamantadas de grano grueso usadas en spray.(1)(6).

Es posible definir dos zonas distintas en esta capa: 1).-Superficial, que recubre la dentina y 2).-Una capa incluida en los túbulos dentinarios formando tapones.

El barrillo dentinario puede perjudicar la unión de los materiales adhesivos que reaccionan químicamente con el tejido mineralizado, como ocurre con algunos adhesivos amelodentunarios de primera generación.

La capa de barrillo debe retirarse o ser modificada con unos agentes biocompatibles, según Pashley son cuatro las soluciones: 1) Eliminar la capa, ya que constituye una barrera física a la invasión bacteriana de los túbulos. Si estos tapones son eliminados la permeabilidad dentinaria aumenta de forma considerable y la difusión se ve favorecida 2).-Modificar la estructura de barrillo dentinario para fijarlo a la dentina y aumentar su cohesión con sustancias mineralizantes que refuerzan los puentes de las fibras de colágenas, del barrillo y de la dentina 3).-Braunstrom dice que hay que eliminar el barrillo dentinario superficial y mantener los tapones después de haberlos sometido a un tratamiento antiséptico

4.-) Eliminar el barrillo dentinario y colocar por precipitación en la superficie dentinaria un material artificial de naturaleza cristalina que reaccione con el adhesivo.(1)(4).

ACONDICIONAMIENTO DENTINARIO

La eliminación del tejido dentinario se lleva al cabo por medio de sustancias ácidas y agentes quelantes. El ácido cítrico al 50% ha sido

utilizado durante mucho tiempo como acondicionador en las lesiones cariosas y erosivas.

La solución de ácido de axalato férrico es al 6.8% . El colágeno denudado por el ácido asegura una superficie dentinaria microporosa que puede recibir el agente adhesivo dando como resultado una adhesión muy considerable.

El ácido poliacrílico, tiene un potencial de desmineralización más débil, parece capaz de asegurar una limpieza y una impregnación del sustrato; se utiliza como pretratamiento de los ionómeros de vidrio.

Solución acuosa de ácido nitroso al 2.5% de N-fenil-glicina al 4%. El ácido graba el esmalte y destruye simultáneamente el barrillo dentinario, es neutralizado rápida y ampliamente al contacto con la estructura dentinaria. La N-fenil-glicina es un aminoácido capaz de provocar una unión de las proteínas del colágeno de la dentina.(1)(6).

ADHESIÓN

La adhesión es la fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se colocan en un íntimo contacto, adhesivo es la sustancia capaz de mantener materiales juntos con un sistema de unión; adherente es el material al cual se aplica el adhesivo. existen varios mecanismos de adhesión: Mecánica: es la que se produce cuando una de sus partes penetra en las irregularidades que presenta la superficie de la otra. Está basada en los efectos el grabado ácido del esmalte que va de unos 20 mm de profundidad con forma de microtúbulos y su fuerza de adhesión será

de 15 a 20 MPa; Química es la unión de tipo primario que ocurre cuando las partes se mantienen en contacto por medio de las fuerzas obtenidas por la formación de uniones entre las superficies que se adaptan entre sí, en forma de enlaces iónicos o covalentes como la quelación del calcio; Física es el resultado de las uniones moleculares de las fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones de la formación de los momentos bipolares en el seno de un átomo o de una molécula. se basa en el fenómeno de impregnación de sustrato por el material. valorado para un ángulo de contacto o formado por la superficie del líquido y la interfase líquido-sólido.

La impregnación depende de la energía libre de superficie que debe ser muy elevada en el diente, y de la tensión superficial del adhesivo que debe ser baja. Los enlaces físicos secundarios no tienen por sí solos una unión a largo plazo ya que se degrada por la penetración de agua en la interfase. por lo tanto es necesario encontrar enlaces primarios o una retención mecánica.(1)

ADHESIÓN A LA DENTINA.

El NPG-GMA N-fenil-glicin-glicidil-metacrilato produce quelación de los iones calcio de la dentina.

Los que producen una eliminación parcial o total del barrillo dentinario a la aplicación del agente adhesivo. con ciertos adhesivos NPG-GMA/PMDM de última generación Restobond 3, Tenure, Dentin Mart, All Bond

Los que mantienen el barrillo dentinario además de la aplicación directa del adhesivo amelodentinario o de un agente expansor Stickbond, expaliner y la mayor parte de agentes basados en ésteres fosforados de primera generación.

La modificación del barrillo dentinario sin eliminación, impetmeabilización y establecimiento de una unión iónica y covalente con el colageno y la hidroxiapatita de la dentina (Prisma Universal Bond 2, Caulk Tupton Cl. Bonding S101, SPAD, ADEFIX).

Actualmente existen tres tipos posibles de adhesivos:

- Adhesivos autopolimerizable de dos componentes.
- Adhesivo fotopolimerizable de un componente.
- Adhesivos mixtos de dos componentes a la vez, auto y fotopolimerizable.

Los autopolimerizables presentan el inconveniente del mezclado y sus problemas; su polimerización se efectúa al abrigo del oxígeno bajo el composite.

Los fotopolimerizables de un solo componente presentan la ventaja de un endurecimiento inmediato y de su facilidad de uso. Normalmente incluyen activadores, generalmente una dicetona o una amina orgánica, que permiten la acción de fotopolimerización. Es necesario, por tanto, que la longitud de onda de la del material composite se verifique cuando la lámpara y los productos utilizados son de marcas diferentes.

Los adhesivos mixtos resultan muy eficaces en la adhesión de técnicas indirectas.(1)(6)(7)

MATERIALES RESTAURATIVOS ESTÉTICOS

RESINAS CONDENSABLES

El anhelo compartido al igual por profesionales y pacientes de encontrar materiales dentales restauradores estéticos, prácticos y seguros no es nuevo en odontología. Sin embargo, la demanda de técnicas y materiales para la restauración conservadora y estética de los dientes nunca ha sido tan intensa como en la actualidad, y continúa aumentando. Son muchos los factores responsables de este fenómeno. La técnica de grabado ácido y los composites permitieron conseguir restauraciones de permanencia y longevidad. La introducción de la polimerización por luz visible expansionó de forma impresionante las aplicaciones de los composites, haciendo surgir un amplio abaruco de técnicas conocidas generalmente como procedimientos de adhesión estética. El creciente conocimiento de estos procedimientos por parte de los pacientes originó mayor demanda al tiempo que comenzó a ser relativamente frecuente que acudieran pacientes en demanda de tratamiento dental electivo para mejorar su apariencia estética. Por otra parte, la práctica dental privada ha crecido mucho, haciéndose más competitiva, sobre todo en las grandes áreas metropolitanas, en un momento en que la fluoración y otras estrategias de prevención continúan reduciendo el índice de caries en la población general. El marketing de la odontología estética por parte de los odontólogos se ha convertido en algo generalizado, con procedimientos

electivos que incluyen un porcentaje creciente de los diversos servicios que se administran en la práctica general. Frases de impacto como sin dolor, sin torno y en una sola visita han despertado la curiosidad de muchos posibles pacientes.

Al haber mejorado las propiedades físicas de los materiales estéticos directos, los odontólogos los ofrecen a los pacientes cada vez más y con mayor confianza como alternativas a los materiales restauradores metálicos tradicionales. Sus características adhesivas reducen o eliminan la necesidad de extirpar estructura dentaria sana para conseguir su retención y establecer formas adecuadas de resistencia.

Así mismo, los estudios *in vitro* indican que los dientes restaurados intracoronariamente con materiales adhesivos adquieren mayor resistencia a la fractura de cúspides que los restaurados con amalgama o inlays de oro. Así pues, muchos casos de las clase I y II sobre todo en lesiones iniciales de caries, pueden tratarse en principio de forma más conservadora, obteniendo como resultado un diente con mayor fortaleza.

El creciente uso de materiales estéticos adhesivos se debe, en parte, a la sensibilidad de la opinión pública sobre la seguridad de la amalgama dental, a pesar del riesgo, si es que existe, asociado con la exposición al mercurio que implican las restauraciones de amalgama.(8).

PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS COMPOSITES

ÍNDICE DE CONDENSABILIDAD

El índice de condensación es un valor de medida que describe la cantidad de fuerza requerida, en gramos por milímetro cuadrado (g/mm^2), para condensar o deformar un material restaurativo de composite. Esto es, el grado en el que las partículas están interfijadas para formar una estructura de red densamente empacadas que resiste deformación posterior y habilidad para distender la banda matriz. Las amalgamas convencionales poseen esta propiedad de interfijación de partícula y por consecuencia son altamente condensables. Uno de los aspectos más difíciles de realizar en una restauración de composite exitosa siempre ha sido el establecimiento de contactos interproximales apropiados. El índice de condensación cuantifica la habilidad para distender permanentemente la banda matriz. El beneficio es especialmente importante al permitir la obtención de contactos interproximales apropiados antes de que la restauración esté curada. Un valor cercano al de la amalgama indica que la condensación es similar, una característica importante de un restaurativo alternativo de la amalgama verdadero. (8)

RESISTENCIA AL DESGASTE

Ya que los dientes posteriores están sujetos a severa abrasión por los dientes antagonistas, la resistencia al desgaste de los restaurativos posteriores se correlaciona con su longevidad.

La prueba de resistencia a la abrasión *in vitro* del restaurativo fue determinada por medio de la metodología y aparato diseñado por el Dr. Karl Leinfelder en la Universidad de Alabama, el cual ha sido reconocido como un estándar en la industria. Cavidades clínicas (3mm x 3mm de profundidad) son preparadas en esmalte y la cavidad es restaurada con el sistema de adhesión apropiado y el material de prueba.

El método sujeta al espécimen del material de prueba curado a una situación de tres cuerpos desgaste-abrasión cíclica, el cual simula en forma muy parecida los efectos de la masticación de los dientes bajo carga oclusal. Después de sujetar a 400,000 ciclos de abrasión (lo cual se aproxima a tres años de uso clínico), el espécimen de prueba exhibe una pérdida de volumen de material distintiva en la zona abrasionada. La pérdida de volumen de la zona desgastada se mide usando un sistema analizador de superficie/perfilómetro Rank-Taylor Hobson. El perfilómetro emplea un estilo transverso para construir un mapa tridimensional del área desgastada por medio de una unidad de interfase electrónica anida a la computadora (9)

CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización poscurado excesivo de un composite posterior es un contribuyente principal para microfiltración marginal y su sensibilidad postoperatoria concomitante.

Debido a su alto contenido de relleno (81.5% \pm 1%) y a la acción de interfijación mecánica de las partículas de relleno al condensarlas, la contracción volumétrica poscurado del restaurativo es aproximadamente del 2%. Este bajo valor reduce el factor de contracción del compisite que contribuye a la sensibilidad postoperatoria y a la microfiltración marginal.

La contracción de polimerización se determina con un instrumento diseñado y fabricado por el Instituto nacional de Estándares y Tecnología (NIST) El instrumento NIST emplea mediciones dilatométricas para determinar la contracción volumétrica de un material de composite fotocurable debido a la polimerización de su componente de resina. La diferencia cuantitativa entre los volúmenes precurado y poscurado del material se mide por medio de un transductor de desplazamiento de volumen lineal (LVDT) usando mercurio como medio de desplazamiento. Un programa interfase de computadora registra y calcula el porcentaje de contracción volumétrica de polimerización del material de prueba (10)

PROFUNDIDAD DE CURADO

Los composites de hoy fueron formados para colocarse en grandes incrementos. Para asegurar el curado adecuado de la restauración, la

profundidad de curado mínima especificada con una exposición de 40 segundos a la luz visible, es de 5 mm. Esto es, que la restauración estará lo suficientemente curada a una profundidad de al menos 5mm con una sola exposición de 40 segundos usando una unidad de curado por luz visible ($300+mW/cm^2$) tal como la lámpara de curado. La profundidad de curado se mide al curar por un lado un cilindro de 6mm de diámetro y 10mm de largo por 40 segundos. Entonces se mide la dureza desde el lado sin exponer en incrementos de 0.5mm hacia el lado expuesto.

La profundidad en que se obtiene una dureza barcol de 70 o más es la profundidad de curado de los diferentes composites posteriores. (10)

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Un material restaurativo posterior necesita tener una alta resistencia compresiva para soportar las fuerzas de masticación ejercidas en el diente ISO 1559 para las aleaciones de amalgama dental específica 300MPa como el valor de resistencia a la compresión en 24hrs mínimo aceptable. Este valor se aproxima al del esmalte de un valor típico. El restaurativo posterior de alta densidad excede este mínimo de resistencia compresiva y es comparable a la amalgama

La resistencia de la compresión de un composite restaurativo se determina sujetando una muestra de 6mm de diámetro y 12mm de largo del material y una fuerza compresiva incremental a lo largo de su eje longitudinal hasta que se presenta la falla por fractura (10)

RESISTENCIA FLEXUAL Y MÓDULO FLEXUAL

Resistencia flexual mide la habilidad de un material para resistir la fractura bajo cargas cíclicas de doblamiento. Esto es particularmente crítico donde el restaurativo es delgado tal como los márgenes, donde las fuerzas de masticación cíclicas son particularmente severas. Relacionado a la resistencia flexual, una medida de la elasticidad del material (la cantidad de unidades de carga para producir una unidad de deformación), mide la fragilidad del material y además denota la tendencia a la fractura de un material. Un módulo muy alto indica que el material es frágil y puede fracturarse. Una resistencia flexual alta junto con un módulo flexual moderado proporciona la mejor combinación de resistencia y elasticidad para un composite posterior. Tanto la resistencia flexual y el módulo flexual están determinados al sujetar una muestra en forma de barra del material de 2mm por 2mm por 25mm a un doblamiento de 3 punto. Usando una UTM Instrum. se aplica una fuerza en el centro de la barra mientras que los lados se sujetan en dos soportes. La acción de doblamiento de la barra induce a una fuerza de compresión en la superficie superior y a una fuerza tensional en la superficie inferior. Esta condición de doble fuerza simula la distribución de doble carga ejercida en los márgenes de una restauración. (10)

RESISTENCIA A LA FRACTURA

La resistencia a la fractura es una medida de la habilidad del material para resistir la propagación de grietas de fractura. Esencialmente, es la cantidad de energía necesaria para continuar la propagación de una grieta causada por un defecto inherente dentro del material hasta que ocurre la fractura. Es una propiedad crítica con respecto a los bordes marginales de la restauración donde los defectos de superficie prevalecen. Un material que tiene una alta resistencia a la fractura es considerado generalmente fuerte, mientras que un material fuerte no es necesariamente resistente. (11)

DUREZA

El desgaste abrasivo puro de un material está correlacionado con su dureza de superficie. Hay varios métodos estándar y escalas para medir la dureza, pero un método común es conocido como la dureza Barcol. Este método consiste en forzar una punta de acero de carburo en el material bajo una carga específica. La profundidad a la cual la punta penetra el material indica su dureza. (11)

RADIOPACIDAD

Para examinar rutinariamente la condición de un diente posterior restaurado, es esencial que el material restaurativo sea adecuadamente radiopaco e identificable de la estructura dental.

La radiopacidad se determina al exponer una muestra de material de 1.0 mm de espesor y un estándar de aluminio con intervalos escalonados de 1.0 mm a 2.3, mas que en una película radiográfica convencional. La densidad de la película en la zona de la muestra se compara con la del estándar de aluminio. La densidad equivalente al espesor específico de aluminio muestra su radiopacidad. (11)

ADHESIÓN

La Odontología restaurativa moderna descansa sobre la adhesión de los materiales restaurativos a la estructura dental. El uso de adhesivos con materiales de obturación significa que las restauraciones pueden minimizarse y, en la mayoría de los casos, eliminarse permitiendo un mínimo de preparación y un máximo de conservación del diente. Un adhesivo particularmente efectivo es primer & Bond y 2.1 los valores de una excelente adhesión. Estos resultados muestran fuerzas de unión que exceden la resistencia de unión cohesiva de esmalte el 100% de las veces y la fuerza de unión cohesiva de la dentina 80% de las veces.

Las fuerzas de adhesión se determina al unir un cilindro del material de prueba de 4.5 mm de diámetro por 3 mm al esmalte o dentina, sumergiendolo en agua destilada por 24 hrs, y sujetando la unión a

fuerzas de corte mediante la UTM Instrum. La carga de fractura dividida por el área de contacto es la fuerza de unión adhesiva. (11)

POLIBILIDAD

El esmalte dental tiene una superficie altamente brillante, y para lograr óptima estética un material restaurativo debe lograr un brillo similar. La habilidad para lograr este atributo en un material restaurativo posterior es llamada pulibilidad. A pesar de su dureza, producida por su alto contenido de relleno, las partículas inferiores a un micrón hace que pueda pulirse fácilmente con el sistema de pulido Enhance. Su dureza excepcional y su resistencia al desgaste evitan que se pierda el brillo de la superficie causando por la masticación o abrasión por cepillado. (11)

EXPANSIÓN TÉRMICA

El coeficiente de expansión térmica de un composite posterior es una medida de la expansión y contracción de un material cuando está sujeto a variaciones de temperatura. Los cambios volumétricos significativos debido a la temperatura que inducen expansión y contracción, pueden llevar a la degradación de la integridad marginal y/o microfiltración. (11)

LAS TECNOLOGÍAS EN LAS RESINAS Y SU RELLENO

SUREFIL

Surefil está formado por la unión sinérgica de un sistema único de rellenos inorgánicos, desarrollado por Caulk "tecnología de partículas interfijadas" (IPT), y el sistema de resina BIS-GMA modificado con uretanos clínicamente probado. Esta unión de tecnologías de relleno y resina le proporciona al restaurativo Surefil los atributos del composite posterior como condensabilidad, posibilidad de tallado, no se escurre, baja contracción y excepcional pulido. Los componentes de relleno de Surefil consisten en una mezcla de cristales de bario, flúor, aluminio, borosilicato y vapor de sílice de diferentes distribuciones de tamaño de partícula y morfología. Con un tamaño promedio de 0.8 micrones combinado con una carga de relleno de cerca de 82%, Surefil es verdaderamente un composite posterior de alta densidad.

Mediante los principios IPT de distribución del tamaño de partícula, proporción de la morfología de partícula e interacción del contacto interpartícula, Surefil posee características de manipulación altamente parecidas a la amalgama.

Después del pulido, la superficie oclusal Surefil presenta una alta densidad de partículas fuertemente enredadas y fijas firmemente en una matriz de resina. La superficie es altamente resistente a las acciones abrasivas de la masticación y el cepillado dental.

El restaurativo de alta densidad Surefil combina los efectos benéficos de las partículas de relleno de interfijación, alta carga, y unión tenaz a la matriz de resina en una superficie oclusal altamente resistente al desgaste. La microestructura de esta superficie consiste de una alta densidad de partículas de relleno interfijadas y unidas que fuertemente resisten el desprendimiento de exfoliación por la abrasión. (8)

MODO DE EMPLEO

1).-Preparación de la cavidad. Las preparaciones pueden ser más conservadoras ya que no hay necesidad de realizar preparaciones retentivas, lo que le permite mantener más estructura natural del diente.

2).-Grabado Acido durante 15 segundos.

3).-Lavado y secado durante 15 segundos.

4).-Aplicacion de adhesivo Prime Bond 2.1 durante 20 segundos

5).-Preparación del relleno en bloque : Clase I : Coloque suficiente material (hasta un incremento de 5mm) sobreobturado ligeramente la cavidad.

Clase II Primero Se rellena la caja proximal con un bloque (hasta 5 mm) desde el piso pulpar con el restaurador Surefil y luego se polimeriza por 40 segundos Se completa la obturación de la cavidad siguiendo en incrementos de hasta 5 mm para sobreobturar la cavidad.

6) -Polimerizar la restauración completada por 40 segundos. se realiza el tallado y pulido finales utilizando el sistema Enhance. (8)

ALERT

Puede clasificarse como una resina para dientes posteriores condensables. El relleno de esta resina consiste en parte de fibra de vidrio microfilamentosa, tiene cerca de 6 µm de diámetro y 60 a 80 µm en longitud con respecto a sus proporciones de 10:1; las partículas se combinan con betosilicato de bario.

La dimensión promedio del relleno de forma irregular es casi de 0.8 µm. Los dos componentes principales del relleno están también combinados con sílice microfino silanado. El contenido del relleno combinado de la resina es 83.5% en peso. La matriz de la resina consiste en dimetacrilato de policarbonato (PCDMA), que consiste en el componente de la matriz de material de resina policerámico reforzado con fibras (Sculpture/Fibrekor).

La combinación de fibras de vidrio que no están interconectadas y que tienen un alto nivel de condensación única le da la característica a esta resina.

El módulo de elasticidad de la resina Alert es muy similar al de la amalgama, por lo que se evita el movimiento de la parte proximal en restauraciones clase II.

MODO DE EMPLEO:

- 1).-Preparación de la cavidad.
- 2).-Grabado ácido de 15 a 20 segundos.
- 3).-Grabado y secado de la cavidad durante 15 segundos
- 4).-Aplicar 2 capas de agente bond y se fotocura en 10 seg, para formar la capa híbrida . luego se coloca un banda matriz y se aplica flow-it en las paredes y piso de la preparación. se fotopolimeriza durante 20 seg.
- 5).-Colocación de la resina en pasta y fotopolimerizar durante 40seg.
- 6) - Tallado y pulido de la restauración
- 7).-Después de pulir la restauración se le aplica un agente sellante (protect-it) para rellenar y sellar las microgrietas que pueden existir en la superficie de la restauración (13)

SOLITAIRE

El fabricante nos menciona que en varios estudios de este material se demuestran alentadores resultados de su respuesta clínica. Es una resina para obturaciones directas en dientes posteriores, radiopaco, fotocurable con liberación de flúor. Se pule a alto brillo y es resistente al resgaste así como a la contracción y en combinación con el sistema adhesivo solid bond que está indicado para odontología adhesiva.

Solitaire esta fabricado a base de ésteres de ácido (meta) acrílico multifuncionales y contiene 65% en peso de relleno

Su condensado minimiza los espacios según lo menciona el fabricante por su composición de su matriz de relleno lo que da como resultado, mínimos espacios marginales que podrían causar sensibilidad post operatoria y caries recurrente.

Se menciona excelentes características de desgaste, superior a otros materiales (resinas composites) menciona que su manipulación es fácil, con gran aceptación por el paciente gracias a su gran cantidad de colores que asemejan al dientes. Indicado para cavidades clase I y II.

Por lo que se menciona como una alternativa a la amalgama por sus cualidades similares.

COMPOSICIÓN

Es a base de ésteres de ácido (meta) acrílico multifuncionales

Las partículas de relleno integradas a la matriz tienen un rango de medición de 2 a 26 micrones, éstas partículas de relleno son potosas las cuales permiten integrarse al monomero de resina,

Los componentes del vitro o relleno son, bario, aluminio, magnesio

INDICACIONES

- Obturaciones de clase I y II Black
- Obturaciones clase V según Black
- Restauraciones en dientes desiguos.
- Elaboración de muñones.

CONTRAINDICACIONES

No utilizarlos con materiales que contengan eugenol, ya que éstos afectan el endurecimiento (inhibe la polimerización).

Cerca de la cámara pulpar, no podrían excluirse irritaciones.

Utilizar una lámpara en malas condiciones, da como resultado una mala fotopolimerización. (12)

MÉTODO DE EMPLEO

Previo al tratamiento se recomienda limpiar la dentina con una pasta libre de flúor, selección del color a utilizar, usar el colorímetro anexo antes de iniciar el tratamiento y cuando los dientes estén todavía húmedos.

1) -Preparar la cavidad. A continuación se limpia y seca la cavidad.

Para cavidades muy profundas se recomienda proteger la dentina pulpar con una base adecuada

Mantener siempre una superficie seca.

2).-Cavidades complejas incluyendo el área proximal, colocar bandas matrices metálicas y cuñas con objeto de evitar residuos en cervical y obtener mejores condiciones de punto de contacto.

3).-Colocar ácido grabador en toda la cavidad y dejar actuar de 15 a 20 segundos

4).-Enjuagar perfectamente el ácido grabador con spray de agua por lo menos 15 segundos.

5) -Secar la cavidad con aire libre de aceite

6).-Vertir Solid-Bond en una gradilla y aplicarlo sobre la dentina, con un pincel por un período de 30 segundos

7) -Dispersar suavemente con aire una capa de Solid-Bond.

8) -Polimerizar durante 40 segundos

9).-Aplicar Silitaire en capas máximas de 2 mm en la cavidad, condensar cuidadosamente con un instrumento obturador y adaptar a las paredes de la cavidad

La compatibilidad de solitaire facilita la configuración de los puntos de contacto proximales.

10).-Polimerizar en capas máximas de 2 mm. con el aparato Luminico-tranlux por 40 segundos. Acercar lo más posible la ventana de salida de luz a la obturación.

Durante la polimerización se forma una capa de dispersión sobre la superficie, la cual no debe de tocarse ni eliminarse, ella servirá de enlace para la siguiente capa de polividrio.

Después de retirar la banda matriz se recomienda polimerizar por separado las restauraciones cervicales de la obturación por 40 segundos.

11).-Inmediatamente después de la polimerización, el polividrio puede ya tallarse y pulirse. Para el trabajo de acabado son apropiadas las fresas de diamante de grano fino y los discos flexibles.

12).-El pulido al alto brillo puede efectuarse con pulidores de silicones, discos finos y cepillos de pulido (12)

FILTEK P60

El nuevo sistema de resina p60, Filtek de 3M para restauraciones posteriores tiene un tamaño de partícula de 0.01 a 3.5 micrones.

Contiene resinas DIS-GAMA,UDMA Y BIS-EMA. En las restauraciones P60, Filtek, el mejorado del TEGDMA ha sido reemplazado con una combinación de UDMA (dimetacrilato de uretano y BIS-EMA (Bisfenol a polyethilémico de glicol dimetacrilato de diether) . Ambas resinas son de alto peso molecular y para eso tienen mejor unión doble por unidad de peso. El alto peso molecular de las resinas resulta con menor contracción, reduciéndola y dando una matriz de resina ligeramente suave. Adicionalmente esas resinas imparten una gran hidrofobicidad y son menos sensitivas a los cambios húmedos atmosféricos.

El relleno en el Filtek P60 de 3M restaurativo es zircinia/silica.

La carga de relleno inorgánico es 61% al volumen (sin el tratado de silano)

Material empacable de alta viscosidad y fácil manejo.

-No se pega al instrumento

-Buena adaptación a los márgenes

Consistencia ideal para restauraciones en clase I Y II

-Bajo nivel de contracción volumétrica.

-Disponible en 3 tonos A3, B2, Y C2

MODO DE EMPLEO

1.- Prepare y aísle el diente.

Aplique una base si así lo requiere:

Mezcle una cucharada de polvo y una gota de líquido de Vitrebond en una loseta.

Aplique una capa delgada con el aplicador de bola a la superficie dentinaria.

Polimerice por 30 segundos

2.- Aplique el agente grabador 3M Scotchbond a esmalte y dentina por 15 segundos. Grabar sobre la base de Vitrebond no la deteriora.

Lavar y eliminar el exceso de humedad con un cotonete.

3.- Usar una brocha saturada con 3M Single Bond (Adhesivo de 5ª generación) para aplicar dos capas consecutivas a esmalte y dentina.

Secar gentilmente de 2 a 5 segundos

Fotopolimerice durante 10 segundos

4.- Aplique la resina Filtek p60 en incrementos menores a 2.5 mm.

Fotopolimerice cada incremento durante 20 segundos.

5.- Termine la superficie oclusal con un instrumento apropiado de terminado. (13)

CONCLUSIONES

Para lograr el éxito en nuestras restauraciones siempre necesitaremos de la ayuda y conocimiento de los materiales así como de una técnica adecuada a fin de cumplir con las necesidades terapéuticas y sin separarse de la habilidad y preparación correcta del operador.

Uno de los puntos principales que los cirujanos dentistas debemos considerar en el momento de colocar un material estético, como los composites, es la higiene del paciente ya que, si no se tiene una técnica de cepillado correcta, será imposible llevar al éxito nuestra restauración

Siempre que busquemos estética, es necesario saber que nuestra restauración principal deberá ser funcional y evitar ocasionar problemas, ya que si nuestro material por muy estético que nos parezca no cumple con los requerimientos básicos, tendremos que buscar una alternativa y recordar que no podemos sacrificar función por estética.

**ESTA TERCERA NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Roth Francoise Los composites. Masson, S.A. Barcelona, 1994.
- 2 - Mount, G. J. Atlas práctico de cemento de ionómero de vidrio, guía clínica. Galvat 1990.
- 3 - Jordan, Ronald. E. Grabado compuesto estético, Técnicas y materiales. Mosby. Doyma 1994
- 4 - Crysaoti, Cagidiaco María. Comparison of in vivo and in vitro demineralized dentin with phosphoric and maleic acid. Jurnal of dentistry for children January - February 1997
5. Charles F. Cox, D. M. D. et al, Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners us - cohesive hybridización, JADA VOL. 125, JULY 1994.
- 6 - Nor, E. Jacques. Dentin bonding. SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth, pediatric Dentistry - 19.4, 1997. American Academy of Pediatric Dentistry.

- 7.- Borba, de Araujo Fernando. A comparison of three resin bonding agents to primary dentine: *pediatric Dentistry* 19:4, 1997. American Academy of Pediatric Dentistry.
- 8.- US Patent No. 4514,174 Dougherty et al. Method for posterior dental restoration employing light curable compositions.
- 9.- Leinfelder KF, Mirshahidi M, Cury C, O'Neal W. An in - vitro device for determining wear of posterior composites. *J. Dent. Res.* 1991, 70:345.
- 10.- Reed B, Dickens B, Parry Volumetric contraction measured by computer-controlled mercury dilatometry. *J. of Dental Research* Vol 75 (abstract 2184).
- 11.- Ruse ND, Troczynski T, MacEntee MI, Feduik D Novel fracture toughness test using a notchless triangular prism (NTP9 specimen). *J. Biomedical Materials Research*. Vol 31. 1998
- 12.- Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW A report on a new condensable composite resin. *Compend contin Educ Dent* 1998 Mar, 19(3),236-2,234, 236-7
- 13.- Leinfelder K, Prasad A. A New condensable composite for the restoration of posterior teeth. *Dent Today* 1998 Feb, 17(2),112-6

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Roth Françoise Los composites. Masson, S.A. Barcelona, 1994.
- 2.- Mount, G. J; Atlas práctico de cemento de ionómero de vidrio, guía clínica. Salvat. 1990.
- 3.- Jordan, Ronald. E. Grabado compuesto estético, Técnicas y materiales. Mosby/Doyma 1994.
- 4.- Crysanti, Cagidiaco María. Comparison of in vivo and in vitro demineralized dentin with phosphoric and maleic acid; Journal of dentistry for children January - February 1997.
- 5.- Charles F. Cox, D. M. D. et al, Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners us - cohesive hybridization, JADA VOL. 125, JULY 1994.
- 6.- Nor, E. Jacques. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth, pediatric Dentistry- 19:4, 1997. American Academy of Pediatric Dentistry.
- 7.- Borba, de Araujo Fernando. A comparison of three resin bonding agents to primary dentine; pediatric Dentistry 19:4, 1997. American Academy of Pediatric Dentistry.

- 8.- US Patent No. 4514,174 Dougherty et al. Method for posterior dental restoration employing light curable compositions.
- 9.- Leinfelder KF, Mirshahidi M, Cury C, O'Neal W. An in - vitro device for determining wear of posterior composites. *J. Dent. Res.* 1991, 70:345.
- 10.- Reed B, Dickens B, Parry Volumetric contraction measured by computer-controlled mercury dilatometry. *J. of Dental Research* Vol 75 (abstract 2184).
- 11.- Ruse ND, Troczynski T, MacEntee MI, Feduik D. Novel fracture toughness test using a notchless triangular prism (NTP9 specimen). *J. Biomedical Materials Research*, Vol 31, 1998.
- 12.- Leinfelder KF; Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. *Compend Contin Educ Dent* 1998 Mar; 19(3):230- 2,234, 236-7.
- 13.- Leinfelder K; Prasad A. A New condensable composite for the restoration of posterior teeth. *Dent Today* 1998 Feb; 17(2).112-6.