

384



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**COMPOSICIÓN Y CLASIFICACIÓN
DE LOS
COMPOSITES DENTALES
RESTAURATIVOS**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

REGINA NOLASCO EMILIANO

DIRECTOR: C.D.RAFAEL ROMERO GRANDE
ASESOR: C.D.GASTÓN ROMERO GRANDE



México.

9-11-2001

2001



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.

DEDICO ESTA TESINA:

A DIOS:

Te doy gracias Señor por la vida, por todo lo que me has dado, por la fe que has sembrado en mi, que me ayuda a no desesperarme ante los fracasos. Por todos los dones que me has dado para que éstos te sirvan como una herramienta para ayudar y servir con mi profesión a los demás.

A MIS PADRES:

Gracias por haberme enseñado lo bueno, lo malo y decirme que camino elegir, él enseñarme a creer en Dios, en apoyarme en toda mi carrera de estudio, y por haber siempre creído en mí.

A MIS HERMANOS:

Por su cariño, apoyo, confianza y comprensión.

A MAGDALENA SOSA:

Gracias por creer en mí, por el apoyo que me has brindado y por la amistad incondicional que en cada momento me ofreces.

A LA UNAM:

Por haberme dado la oportunidad de desarrollarme profesionalmente.

REGINA NOLASCO E.

COMPOSICIÓN Y CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITOS DENTALES RESTAURATIVOS

ÍNDICE.	Pag.
INTRODUCCIÓN.....	1
OBJETIVO.....	2
ASPECTOS GENERALES.....	3
RESEÑA HISTÓRICA DE LOS COMPOSITOS.....	3
I. COMPOSICIÓN QUÍMICA.....	6
1. RELLENOS.....	9
2. MONÓMEROS DE RESINA.....	11
3. PROMOTORES DE LA POLIMERIZACIÓN Y MODIFICADORES.....	14
4. AGENTES DE ACOPLE ENTRE LA MATRIZ Y EL RELLENO.....	16
II. CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITOS.	
1. COMPOSITOS CONVENCIONALES.....	18
2. COMPOSITOS DE MICRORELLENO.....	18
3. COMPOSITOS HÍBRIDOS.....	19
III. PROPIEDADES DE LOS COMPOSITOS.	
1. PROPIEDADES MECÁNICAS.....	21
2. PROPIEDADES FÍSICAS.....	23
3. PROPIEDADES ESTÉTICAS.....	25
4. PROPIEDADES DE RADIOPACIDAD.....	27
5. PROPIEDADES BIOLÓGICAS.....	27
IV. SISTEMAS ADHESIVOS.	
1. AGENTES ADHESIVOS AL ESMALTE Y GRABADO ÁCIDO.....	28
2. AGENTES ADHESIVOS A LA DENTINA.....	29

V. APLICACIONES CLÍNICAS.	
1. CAVIDAD CLASE III Y SU RESTAURACIÓN.....	35
2. CAVIDAD CLASE IV Y SU RESTAURACIÓN.....	39
3. CAVIDAD CLASE V Y SU RESTAURACIÓN.....	45
4. CAVIDAD CLASE I, II Y SU RESTAURACIÓN.....	47
CONCLUSIÓN.....	50
BIBLIOGRAFÍA.....	51

INTRODUCCIÓN.

Durante décadas, la odontología restauradora ha tenido que conformarse con la utilización de materiales de obturación sujetos a variaciones dimensionales.

Anteriormente, las restauraciones dentarias se efectuaban con dos clases de materiales plásticos: las amalgamas para las restauraciones con componente oclusal y los silicatos para los dientes anteriores. El uso de las amalgamas es todavía extenso, dado su buen comportamiento físico sobre todo en las nuevas composiciones de alto contenido de cobre y el uso de silicatos ha sido abandonado. En efecto, los silicatos, cuyas cualidades estéticas inmediatas eran adecuadas, tenían el gran inconveniente de presentar una importante solubilidad en boca que producía su degradación. Debido a su falta de adhesión y a su fragilidad en espesores reducidos, era necesario el tallado de grandes cavidades retentivas, lo que implicaba, en último término, una pérdida importante de tejidos dentarios.

Durante un tiempo, las resinas metacrílicas representaron una esperanza, por otra parte pronto defraudada. Si bien era cierto que resultaban inmediatamente estéticas, muy pronto presentaron numerosos defectos, contracción excesiva a la polimerización, coeficiente de dilatación térmica importante, poca resistencia y falta absoluta de adhesión a los tejidos dentarios, lo que producía filtración marginal e inestabilidad cromática.

La matriz orgánica, sin embargo, se confirmaba como material de elección debido a sus propiedades estéticas. Así pues, resultaba imperativo mejorarla, combatiendo todos sus defectos.

OBJETIVO

El presente trabajo pretende conocer el desarrollo vertiginoso de los materiales dentales durante las últimas décadas, que ha dado lugar a que los profesionales dedicados a la Estomatología tengan que actualizar sus conocimientos constantemente con el objetivo de conocer correctamente los nuevos productos que salen al mercado.

Las resinas dentales compuestas restaurativas (composites) han sido uno de los materiales que han tenido un buen desarrollo, siendo necesario conocer en forma general algunos de los avances experimentados en su composición y clasificación, que los caracterizan en los momentos actuales.

Aspectos generales.

Las resinas compuestas o composites son una mezcla o combinación de, al menos, dos materiales químicamente diferentes (ej: metales, cerámicas, polímeros, etc.), con una interface que separa los componentes y que le confieren propiedades distintas que no podrían ser obtenidas por algunos de los componentes aisladamente (1,2). Por lo tanto, un material restaurativo de resinas compuestas, es aquel en que una cantidad máxima de relleno inorgánico ha sido adicionado a una mínima cantidad de una matriz consistente de una resina orgánica polimerizable de cadenas cruzadas (3). Para obtener estas resinas compuestas se mezclan los componentes entre sí, provocando una reacción de polimerización que puede ser iniciada por medio del calor, la luz visible o ultravioleta o por activadores químicos, dando lugar a la formación del polímero de cadenas cruzadas y alto peso molecular.

Reseña histórica.

La introducción de las resinas compuestas dentales comenzó en la década de 1960 por el Dr. Bowen, el cual utilizó un nuevo monómero denominado Bis-GMA. (bisfenol A glicidilmetacrilato) con un relleno de cuarzo granulado, sustituyendo a sus predecesores: resinas acrílicas y cemento de silicato como un material restaurativo anterior, ya que brindaba una mayor estética y una mejor manipulación; aunque posteriormente hubo que variar el tamaño del grano del relleno pues las restauraciones tenían poca resistencia al desgaste y al pulido (2,4). A partir de ese momento su composición y utilización fue variando considerablemente.

Estos materiales fueron ganando aceptación por su versatilidad y por las controversias que surgieron con respecto a la toxicidad de las amalgamas dentales.

Por ello fue necesario ampliar las investigaciones con el objetivo de obtener una resina compuesta que tuviera las características de poseer excelente estética, resistencia al desgaste y a la fractura y que pudiera ser utilizado en el sector posterior donde las fuerzas de la masticación son más intensas. De esas investigaciones surgieron los composites posteriores.

Numerosas fueron las dificultades que se presentaron con las restauraciones posteriores de resina compuesta. Entre las más importantes podemos citar la poca resistencia al desgaste relacionada con el mayor tamaño de las partículas de relleno, la contracción de polimerización que provocaba pobre adaptación en los márgenes de la cavidad, con pérdida del sellaje a ese nivel, microfiltraciones, sensibilidad postoperatoria y caries recurrentes. Esto conllevó al empleo de una serie de nuevas técnicas como son la utilización de la técnica del grabado ácido, la técnica del curado incrementa con luz ultravioleta, los sistemas bonding, el empleo de cavidades de mínima preparación, las técnicas de restauración onlay/inlay, la diversificación en la composición de la matriz de resina, el empleo de medidas de partículas de relleno más pequeñas, etc.

Más adelante surgió la problemática de que los operadores no se sentían cómodos al tener que utilizar dos tipos de resinas compuestas para las restauraciones anterior y posterior respectivamente, lo que dio lugar a que los fabricantes se dieran a la tarea de lograr un producto que tuviera esas posibilidades de uso y que mantuviera las propiedades adecuadas para este tipo de restauraciones. A partir de este momento surgieron las conocidas resinas compuestas universales, las cuales pueden ser utilizadas para casi todas las aplicaciones clínicas, excepto para restauraciones Clase II con un área extensa de fuerzas masticatorias o en restauraciones clase V que necesiten flexarse durante la función dentaria (5).

Sin embargo, Leinfelder K. F. (6), planteo recientemente que es extremadamente difícil en base a la tecnología de hoy, desarrollar una resina compuesta que sea idealmente conveniente tanto para dientes anteriores como para dientes posteriores y que cumpla con las características mecánicas y el comportamiento clínico en ambas situaciones. El recomienda que a pesar de que el tipo universal de estos materiales esta ganando en popularidad, los clínicos deben continuar considerando a estos materiales en forma separada. Ya en 1984 la American Dental Association Council & Dental Materials, Instruments and Equipments, aprobó provisionalmente el uso de los composites para molares primarios y en 1986 desarrollo un programa de aceptación para resinas compuestas posteriores que son usadas en áreas donde se aplicarán mínimas fuerzas(4). En estos momentos se esta implementando una norma internacional sobre estos materiales en específico.

Características de los composites

A- Composición química.

Las resinas compuestas dentales poseen varios componentes en su estructura. En 1990, la compañía Ivoclar (1), determinó que los componentes requeridos para una resina compuesta son:

- 1.- monómero o polímero, respectivamente.
- 2.- Relleno.
- 3.- Iniciador de la polimerización
- 4.- Estabilizadores
- 5.- Pigmentos.
- 6.- Agentes de enlace entre la matriz y el relleno.

La Adept. Report (7) agrupa los componentes de una resina compuesta directa en cuatro fases:

- 1.- Fase matriz: la que actualmente contiene una resina de dimetacrilato.
- 2.- Iniciadores de la polimerización: los que son activados químicamente o por la luz ultravioleta.
- 3.- Fase dispersa: formada por rellenos y tintes.
- 4.- Fase de acople: la que une la matriz, con las partículas de rellenos, ej: silanos.

En 1995 y 1997 Ferracane, J.L. (2) y Nadarajah, V. (4) respectivamente, hacen una descripción de los componentes de estas resinas y mencionan las recientes y futuras áreas de estudio que se llevan a cabo en la actualidad sobre dichos componentes. Nadarajah, V. (4) refiere que las resinas compuestas consisten típicamente de monómero principal y monómero diluyente, rellenos, agentes de acople, iniciadores e inhibidores de la polimerización y absorbedores de radiación:

Entre los monómeros principales (alto peso molecular) describe al Bis-GMA, que es un dimetacrilato aromático y que es producto de la adición del Bisfenol A y el glicidilmetacrilato (GMA), el cual posee altas cadenas cruzadas. El dimetacrilato de uretano es un monómero principal alternativo.

- Los monómeros diluyentes (bajo peso molecular) son los que se utilizan para disminuir la viscosidad de la resina, no polimerizada y facilitar la manipulación clínica. Existen dos tipos de monómeros diluyentes: monofuncional y difuncional. Un ejemplo de un diluyente monofuncional es el metilmetacrilato

Los monómeros diluyentes difuncionales más comúnmente usados son el dimetacrilato de etilenglicol y dimetacrilato de trietilenglicol.

- Rellenos inorgánicos: Los rellenos más usados en las resinas compuestas incluyen el cuarzo, vidrios y partículas de sílice coloidal. En adición el litio, el bario o el estroncio son usados en algunos vidrios para impartir radiopacidad.

- Agentes de acople silánicos: El gamma metacriloxipropiltrimetoxisilano es el agente de acople universalmente usado en las resinas compuestas dentales.

- Iniciadores de la polimerización: Los radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización son producidos en los composites por la reacción de los iniciadores.

El peróxido de benzoilo y las aminas terciarias aromáticas son los iniciadores más comunes en la polimerización químicamente activada.

En el pasado la amina terciaria aromática más comúnmente usada fue el N,N-dimetil-p-toluidina (DMAT).

La N,N-dihidroxietil-p-toluidina (DHEpT) es la amina terciaria aromática más ampliamente usada en estos momentos.

La iniciación del proceso de polimerización activada a través de la luz visible, puede ser inducida por medio de la generación de radicales libres que resulten de la interacción de la luz ultravioleta o luz visible con componentes orgánicos apropiados.

El fotoiniciador en un sistema de luz visible es una alfa-dicetona, tal como la canforoquinona, usada en combinación con un agente reductor tal como el 4-N,N-dimetilaminofetil alcohol (DMAPE), el cual es una amina terciaria alifática.

- Inhibidores de la polimerización. Muchos componente retardaran o inhibirán la polimerización. En el pasado la hidroquinona fue comúnmente usada como un inhibidor pero causaba pérdida de coloración de las restauraciones. Uno de los inhibidores mas comúnmente usados es el eter monometilico de hidroquinona que en concentraciones bajas en partes por millón demoran adecuadamente la polimerización espontanea y proveen tiempo de trabajo para el clínico en los sistemas activados químicamente.

- Absorbedores de la luz ultravioleta. Son componentes químicos que se adicionan a las resinas compuestas para proveer estabilidad del color. El mas comúnmente usado es la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, el cual absorbe las radiaciones electro magnéticas que causan la decoloración. Ferracane J.L. (2) refiere que los componentes están formados principalmente de polímeros sintéticos, rellenos de refuerzos de partículas cerámicas, moléculas que promueven o modifican la reacción de polimerización que produce la matriz polimérica de cadenas cruzadas a partir de los monomeros de la resina de dimetacrilato y agentes de acople silánico que unen los rellenos de refuerzo a la matriz polimérica. Este autor hace un análisis de cada componente por separado, describiendo su estado actual y las áreas recientes y futuras de investigación en que están envueltos de la siguiente forma

1. Rellenos.

Los rellenos son usados en las resinas compuestas dentales para proveer resistencia, incrementar la rigidez, reducir los cambios dimensionales cuando las resinas son calentadas y enfriadas, reducir la contracción, proveer radiopacidad, mejorar la estética y la manipulación. En general, las propiedades físicas y mecánicas de estas resinas son mejoradas en relación directa a la cantidad de relleno adicionado.

En los inicios, cuarzo cristalino o fusionado y varios vidrios de borosilicato o aluminosilicato de litio fueron usados como rellenos para las resinas compuestas dentales.

La mayor ventaja al usar cuarzo fue que este relleno es fácilmente obtenible y tiene una excelente igualdad óptica con la resina polimérica. Sin embargo, el cuarzo tiene el inconveniente que no es radiopaco y puede ser muy abrasivo al esmalte. Otra desventaja en relación al cuarzo original y los rellenos de vidrio fue que las partículas eran largas y muy duras en relación a la matriz polimérica.

Estas características aseguraban que en la superficie del composite que fuera abrasionado, el polímero se desgastaría de una forma mas rápida que los rellenos. Esto hacia que la superficie de la restauración fuera rugosa y menos parecida al esmalte, estando comprometidas la estética y el pulido. Los microrrellenos que contienen sílice amorfa fueron desarrollados para dirigir los requerimientos de pulido de las restauraciones anteriores. La sílice amorfa es incorporada sola y como relleno de resinas pre-polimerizadas y aglomeradas.

Sin embargo, estos rellenos parecidos al cuarzo no son radiopacos.

Recientemente la radiopacidad ha sido obtenida en microrrellenos por la adición de pequeñas concentraciones de otros rellenos, tales como el trifluoruro de Ytterbium, el cual además tiene el potencial terapéutico de liberar flúor a partir de la restauración. Sin embargo, se ha confirmado que el flúor liberado es de una magnitud inferior a la de las restauraciones de ionómero de vidrio por lo que este efecto terapéutico es cuestionable. Muchos composites corrientes están rellenos con partículas de silicato radiopaco basados en óxidos de bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio. Estos composites también contienen una pequeña cantidad de microrrellenos de sílice amorfa para proveerlos de características adecuadas para su manipulación y reducir su pegajosidad.

No existe ningún estudio definitivo que pruebe la superioridad de algún relleno específico. Varios estudios in vitro han identificado y evaluado los elementos de los composites y han verificado que los vidrios radiopacos que contienen zinc, bario y estroncio, son más solubles que el cuarzo o sílice en soluciones acuosas, aunque no existen evidencias clínicas que soporten este asunto.

Recientes áreas de estudio.

El desarrollo de rellenos que son más blandos que los vidrios corrientes serían clínicamente beneficiosos porque ellos deben ser menos abrasivos a la dentición antagonista. Esto es especialmente importante cuando se hacen restauraciones múltiples en un arco.

Las cerámicas de metafosfato de calcio (CMP) ofrecen un material de relleno potencial que reúne este criterio.

Otra alternativa a los composites convencionales fue desarrollada por medio de las restauraciones megarrellenadas. Estas restauraciones son producidas por el relleno del volumen total de la preparación cavitaria con vidrios de beta cuarzo insertados.

Otros estudios recientes han utilizado fibras de vidrio como relleno de refuerzo, mostrando mejoría en la resistencia a la fractura y al desgaste. El futuro de la tecnología de los rellenos probablemente descansa en el uso expandido del proceso sol-gel de las partículas con excelente radiopacidad y resistencia a la abrasión, lo cual producirá medidas de partículas mucho mas pequeñas que las medidas corrientes, lo que determina producir resinas con mas altos niveles de relleno y con mas eficientes empaquetados.

Una consideración es el uso de nanorellenos, partículas ente 1 y 100 nm, en medida, por lo que se plantea que las nuevas formulaciones de los composites tendrán alguna proporción de rellenos por debajo de 50 nm en medida, aunque hay dificultades técnicas en producir dichos materiales con apropiadas características en la manipulación. Tambien un mayor énfasis se hará sobre el uso de materiales inorgánicos que contienen flúor como relleno y las mejoras en la tecnología serán requeridas para incrementar el nivel de liberación de flúor.

2. Monómeros de la resina.

El grado de curado es muy importante, ya que dicta mucha de las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones de resinas compuestas.

Este curado es influenciado por muchos factores incluyendo la adición de promotores e inhibidores de la polimerización, la estructura química de los monómeros, la energía impartida por los medios químicos o la luz para activar la reacción, la composición del material de relleno, etc.

Desde hace mas de 3 décadas los composites dentales comerciales utilizan el monómero de Bis-GMA como el formador de su resina matriz.

Otros monomeros base usados durante muchos años excluyen al dimetacrilato de uretano (UDMA), el tetrametacrilato de uretano, el bis (metacriloximetil) tricloodecano, el bisfenol A- dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA) y un poliuretano lineal hecho de Bis-GMA y hexametilendioxianato. Debido a su baja viscosidad, los composites basados en UDMA pueden curar mas ampliamente que los composites basados en Bis-GMA. El Bis-GMA tiene una alta viscosidad por lo que necesita ser diluido con una resina mas fluida para ser aplicable como material restaurativo. El TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) tiene excelente viscosidad y características de copolimerización y es casi siempre usado como el monómero diluyente para UDMA o para el mas viscoso Bis-GMA.

Otros diluentes incluyen al etileno y hexametilenglicol dimetacrilato y al benzilmetacrilato.

Recientes áreas de estudio

Recientes estudios han investigado el efecto que causa la incorporación de diferentes monomeros a las resinas compuestas dentales, así como la elaboración e incorporación de otros nuevos monomeros. En este ultimo aspecto se han tratado de desarrollar materiales con mejoras en el curado y en las propiedades, y con mínima contracción de polimerización.

Se han planteado que ácidos cíclicos anhídridos como el anhídrido maleico o la metacrilamida pudieran servir como agentes de cadena cruzadas para componentes de Bis-GMA o UDMA y mejorar su fortaleza y resistencia a la abrasión.

La adición de un 20% de quetonas bifuncionales como la diacetilacetona a los composites de UDMA y Bis-GMA causan un significativo incremento del grado de modulo de ruptura y el incremento del grado de curado y el entrecruzamiento de las cadenas. Resultados similares son obtenidos cuando aldehidos como el propanol y el benzaldehido son adicionados a estas resinas.

Otras pruebas han tenido el propósito adicional de reducir la contracción de polimerización como es la síntesis de una serie de monomeros ciclopóimerizables descritos como "oxibis-metacrilatos".

La serie de oxibis metacrilatos tales como el oligómero de bisfenol-A-diacrilatoetoxilado (DEPBA) han sido sintetizados y usados para producir composites de fotocurado con propiedades similares a los composites de Bis-GMA etoxilados.

Se han sintetizado también el metilen-butirolactona (MBL), el análogo cíclico del metilmetacrilato, el cual es más reactivo que este último y que el adicionado a la combinación de resinas de Bis-GMA/TEGDMA produce composites con fortaleza ligeramente mejorada y mejor estabilidad. Se han producido resinas sin relleno hechas a partir de copolímeros de Bis-GMA y tetrahidrofurfuril metacrilato que han aumentado la rigidez de las resinas.

Otros monomeros han sido sintetizados para disminuir la absorción de agua de las resinas compuestas, como son los monomeros fluorurados y los oligomeros.

Los monómeros fluorurados han demostrado tener más fortaleza que los materiales basados en Bis-GMA debido a la naturaleza hidrofóbica del aditivo de flúor.

Otro sistema monomérico ha sido desarrollado y comercializado, el cual está basado en un éster metacrílico de un polímero oligocarbonado. Los beneficios de este material son: mejora la dureza y disminuye la contracción de polimerización comparados con resinas basadas en Bis-GMA o UDMA. También se han sintetizado monómeros espiro-ortocarbonados (SCOCs) los cuales se expanden durante la polimerización a través de un proceso de doble anillo abierto.

3.- Promotores de la polimerización y modificadores.

Hay dos formas fundamentales para lograr la polimerización de las resinas compuestas, a través de componentes químicos (composites de autocurado) y a través de la luz (composites de fotocurado).

En los composites de autocurado la polimerización es iniciada por dos pastas, lo cual induce al iniciador: el peróxido de benzoilo y al activador: una amina terciaria como la dihidroxi-etil-p-toluidina (DHEpT) a comenzar la reacción de polimerización.

Este procedimiento causa disminución del tiempo de trabajo, incorpora porosidades dentro del material durante la mezcla y los composites resultantes, tienden con el tiempo a oscurecer.

Esta situación no ocurre por el procedimiento de fotocurado, lo cual, dio lugar a que salieran al mercado composites autopolimerizables que presentaban la forma dual o de doble curado.

Estos composites fueron usados fundamentalmente como cementos e inlays cerámicos.

El método más popular para obtener la polimerización de los composites es a través de la activación luminosa. El iniciador en estos casos es la camproquinona (CQ), la cual es sensible a la luz azul.

La reactividad del CQ es mejorada por la adición de un agente reductor amino, como el dimetilamino etilmetacrilato (DMAEM), el etil-4-dimetilaminobenzoato (EDMAB) o el N,N- cianoetil-metilaniлина (CEMA).

Se han producido modificaciones en los tipos y cantidades de aditivos usados para mejorar sobre todo la profundidad de curado, pero al mismo tiempo, estas modificaciones en la composición han producido resinas compuestas mas sensibles a la operatoria y a la luz de las unidades dentales.

Otro método común para el curado de los composites extraoralmente es a través de la aplicación de calor, tanto solo, como en conjunción, con el fotocurado. Este procedimiento es comúnmente usado para la ubicación de composites del tipo inlay/ onlay que pueden ser confeccionados directa o indirectamente.

Muchos composites de este tipo (onlay/inlay) pueden ser tambien curados con la luz primero y el calor después o en hornos de fotocurado para producir estas restauraciones.

El tratamiento con calor ha demostrado proveer a la resina de resistencia al desgaste y resistencia a la degradación marginal.

Recientes áreas de estudio

Una de las áreas de estudio incluye el desarrollo de polimeros sin contracción los cuales son polimerizados por iniciación vía catiónica.

La pregunta que surge es si estas resinas son compatibles con aquellas que usan adhesivos dentales y que polimerizan por el mecanismo o vía de los radicales libres.

Otra área incluida es el uso de los láseres para curar las resinas compuestas a una mayor extensión y a una mayorprofundidad usando tiempos de iluminación mas cortos.

4.- Agentes de acople entre la matriz y el relleno.

La obtención de buenas propiedades en las resinas es dependiente de la formación de una fuerte unión entre las partículas de relleno inorgánicas y la matriz polimérica orgánica.

El enlace entre estas dos fases se realiza a través del cubrimiento de los rellenos con un agente de acople que tiene características tanto del relleno como de la matriz.

El agente de acople usual para los composites es una molécula que tiene grupos silánicos en un extremo (Si-OH) y grupos metacrilatos (C=C) en el otro extremo.

Muchos composites comerciales contienen rellenos a base de sílice y por lo tanto usan silanos con grupos metacrilatofuncionales como agentes de acople entre la matriz y el relleno. El silano más común es el metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS).

Otros agentes han sido experimentados como otros silanos, entre ellos el 3-acriloxipropiltrimetoxisilano (APS), 4-META y varios tatanatos y zirconatos, pero ninguno ha sido tan prospero como el MPS.

Recientes áreas de estudio

Se han reportado mezclas de silanos que han dado como resultado una mejoría de las resinas en su fortaleza tensil y menos absorción de agua.

El desarrollo más amplio en los rellenos puede necesitar el desarrollo continuado del agente de acople y en futuros estudios incluirán solamente refinamientos más amplios de los silanos existentes en términos de cantidades óptimas y modos de cubrimiento.

En relación a los composites con efecto anticariogénico Peutzfeldt A. (10) señaló en su artículo de revisión que estos han sido aplicados con el objetivo de prevenir la acumulación de la placa dentro y fuera de las restauraciones incorporando agentes antibacterianos dentro de la matriz. Diferentes compuestos de clorhexidina han sido adicionados en materiales experimentales que al liberar a este agente produce actividad antibacteriana, sin embargo, esto no ha sido ampliamente usado por el deterioro de las propiedades mecánicas de la resina y la reducción de su actividad con el tiempo.

También ha sido sintetizado un prometedor monómero, el MDPB, que es un compuesto del agente antibacteriano dodecilmiridinio bromuro y un grupo metacrilil. Este monómero puede copolimerizar con monómeros dentales convencionales como el Bis-GMA.

Se han investigado diferentes métodos para combinar el flúor con resinas compuestas. Un método incorpora flúor como parte del sistema de relleno en forma de una sal insoluble, como el fluoruro de Yterbium (YbF_3). El flúor se puede adicionar, también, al sistema de la resina por otros métodos, como es utilizando fluoruro de sodio (NaF), el cual se añade a las resinas compuestas como una sal insoluble, aunque la cantidad de flúor liberado es menor que con los ionómeros de vidrio.

Dentro de los métodos que incorporan el flúor a la resina o matriz tenemos a un monómero que es basado en la sal de Lewis (BF_3 aminoacrílico), el cual copolimeriza con el Bis-GMA; otro monómero sintetizado consiste de fluoruro metacrílico y un tercero es basado en otra sal (aminoacrílico de HF). Todos estos monómeros son utilizados fundamentalmente como sellantes y resinas compuestas de fotocurado.

II. 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:

- A. Los composites convencionales.
- B. Composites de microrelleno.
- C. Composites híbridos.

A. Composites convencionales.

Contienen macrorellenos de 5–30 μm de diámetro para los más antiguos (Adaptic, Concise, version 1970), y de 1–5 μm para los más recientes (Adaptic, Concise, version 1980, Command, Profile, etc.).

Estas resinas poseen unas 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 μm de media, y microrelleno de sílice de 0.04 μm (Estilux posterior XR, Prisma Fil, Visio Fil), pero la mejora de las características ha sido poco importante.

B. Composites de microrelleno.

Se caracterizan por su relleno de sílice coloidal que puede ser fraccionado en partículas de relleno muy pequeños (0.02–0.07 μm) que implicaban el desarrollo de una gran superficie, pero a su vez dejan sitio para un volumen importante de resina. Esta presentación corresponde a los microrellenos homogéneos.

Las mejoras en estos materiales se deben al tratamiento de los rellenos, estos 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.

La práctica totalidad de los composites de microrelleno son heterogéneos. Dentro de su matriz, que puede ser un BIS GMA, un diuretano o una combinación de ambos elementos, coexisten conglomerados organominerales y microrelleno 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 microrelleno.

Por el hecho de poseer una gran cantidad de resina, estos 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.

La superficie desarrollada a nivel del relleno produce una gran viscosidad que imposibilita la incorporación de una cantidad de relleno mayor, a pesar de la adición de fluidificantes.

Esta característica es aun más marcada en los composites denominados homogéneos, que se realizaron en principio pensando en la estética, pero que por este motivo no han tenido una mayor expansión.

C. Composites híbridos.

Composites híbridos simples. Contienen el macrorelleno de los composites tradicionales combinado con microrelleno que rellena los espacios ocupados en los composites tradicionales por la resina; estos materiales alcanzan así una elevada densidad de carga.

Esta combinación permite ensamblar las cualidades propias de ambas categorías de los 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 tres subgrupos:

Con un relleno, en volumen inferior al 65%, de macropartículas de tamaño mediano.

Con un relleno en volumen inferior al 65%, de partículas más reducidas, inferiores a $2\mu\text{m}$.

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.

III. Propiedades de los composites.

Las propiedades de los composites están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: el entramado de la fase orgánica, el porcentaje y tipo de relleno y la calidad de los enlaces. No obstante, generalmente se considera como parámetro esencial la cantidad de fase de relleno, que condiciona las diferencias de las propiedades mecánicas y físicas. El conocimiento del porcentaje de relleno en volumen es primordial, pero no siempre está indicado.

Propiedades mecánicas.

El composite es un material plástico; resulta interesante comparar por una parte sus propiedades mecánicas con el diente soporte, es decir, con los tejidos dentarios y, por otra, con otro material común; la amalgama.

Resistencia a la compresión.

Es una propiedad que se pone a prueba sobre todo durante la masticación. Este acto implica el desarrollo de fuerzas, aplicadas sobre las caras oclusales, comprendidas entre 25 daN/cm² y 75 daN/cm² en los molares más posteriores. Los composites híbridos aguantan una comparación con la amalgama y con la dentina.

Su resistencia a la compresión alcanza rápidamente su valor máximo, aproximadamente el 90% al cabo de una hora, mientras que la amalgama alcanza únicamente 1/3 del valor total en el mismo tiempo.

Esto supone una ventaja clínica evidente, pero puede verse alterada con una inadecuada manipulación, principalmente por contaminación húmeda.

Resistencia a tracción.

Aquí una vez más los composites híbridos presentan las mejores características de funcionamiento. Su manera de comportarse podría justificar una economía de tejidos a nivel de la amplitud de las preparaciones oclusales y especialmente en los istmos.

Modulo de elasticidad.

Es la relación entre la tensión y la deformación: cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del modulo de elasticidad y más rígido, el material. Esta propiedad es importante en clínica para el buen comportamiento de la interfase material/ diente.

Los composites de microrelleno son los que presentan peor modulo.

Dureza.

Es la resistencia del material a la deformación plástica. Este parámetro es importante porque condiciona el desgaste de la superficie. La dureza de un composite no alcanza nunca la de la amalgama, sobre todo si se toma como referencia una amalgama de alto contenido en cobre.

La dureza varía en función de muchos factores que pueden mejorarla, como el porcentaje elevado de relleno, la matriz de BIS GMA de Bowen más que la de tipo uretano y la fotopolimerización.

Resistencia a la abrasión.

Es el punto débil de los composites y es inferior a la de la amalgama. El desgaste se explica por la pérdida de sustancia de la matriz situada más en la superficie, seguida de la exfoliación del relleno.

El desgaste se acelera con el tiempo, al estar el material sometido a tensiones diversas que producen fisuras y fracturas. Las porosidades son elementos que favorecen este desgaste.

El desgaste aumenta con la dimensión de la restauración, lo que contraindica las cavidades grandes que presentan una mala resistencia a la atrición y se extiende más allá de las caras oclusales implicadas en los movimientos de disoclusión.

Propiedades físicas.

Condicionan la estabilidad dimensional del material y, por lo tanto, la duración de la restauración. También aquí desempeña un papel fundamental la relación relleno/ resina considerada en volumen.

Expansión térmica.

El coeficiente de expansión térmica volumétrica debería ser similar al del esmalte para asegurar la estanquidad, pero esto no se ha podido conseguir, dicho coeficiente es entre 2 y 6 veces más elevado.

Los composites más ricos en resina presentan los coeficientes más altos (composites de microrelleno) y deben utilizarse con un protocolo clínico estricto, destinado a desarrollar los enlaces dentinarios y del esmalte para poder compensar así este inconveniente (biseles periféricos anchos, adhesión amelodentinaria y utilización de técnicas combinadas que permiten reducir el volumen de material).

La dilatación no compensada del material implica la formación de hiatos periféricos y de fisuras, favoreciendo la aparición de caries secundarias, coloraciones, etc.

Contracción de polimerización.

Se produce en todos los composites. A lo largo de la polimerización, las moléculas de monómero que hasta ese momento permanecían equidistantes a 4 nm (distancia de Van der Waals) se redistribuyen en el espacio. Después de la polimerización, estas distancias quedan reducidas a la distancia del enlace covalente tres veces menor.

Esta disminución de la distancia interatómica traduce una contracción que será tanto mayor cuanto mayor sea el volumen de resina. La contracción de los composites híbridos es menor que la de las demás categorías de composites.

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/ relleno y la disminución de la resistencia del material.

Absorción hídrica.

Esta determinada principalmente por la posibilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero.

Los composites de microrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales, siendo los híbridos los que presentan un mejor comportamiento en relación con un volumen de materia orgánica menor.

La absorción se ve favorecida por las porosidades y las fisuras y constituye un factor de degradación del composite en los fluidos bucales.

El fenómeno de inhibición implica una expansión volumétrica del material que podría, en algunos casos, compensar parcialmente la contracción de polimerización. Dado que el equilibrio hídrico solo se consigue al cabo de 1 a 2 semanas, es importante indicar la abstención del consumo de bebidas o alimentos que contengan colorantes durante ese lapso de tiempo.

La degradación hidrotérmica acentúa los fenómenos de descohesión entre las fases mineral y orgánica. En concreto, parece ser que el enlace silánico puede hidrolizarse a medio plazo, lo que produciría como consecuencia un aumento de las distancias intermoleculares entre el relleno y la argamasa, y una degradación de su unión.

Porosidad.

Fue un problema en las primeras familias de composites, especialmente en los autopolimerizables que necesitaban un mezclado. Es poco importante para los composites híbridos fotopolimerizables, pero sigue dependiendo de la manipulación y del protocolo clínico. El material debería, de forma ideal, conservarse en cápsulas predosificadas que permitieran la inyección directa.

Propiedades estéticas.

Las propiedades estéticas determinantes son el color, el índice de refracción, la translucidez y la opacidad y, por último, la capacidad de pulido de la restauración.

Además de estos elementos propios del material, las condiciones clínicas de la preparación son determinantes para los resultados.

Color. Es percibido por el ojo humano, que distingue la longitud de onda dominante, el brillo y la saturación. El papel de los pigmentos es fundamental.

Índice de refracción. Debe aproximarse al de los tejidos dentarios vecinos, como condición indispensable para conseguir un efecto estético correcto.

Translucidez y opacidad. La translucidez permite la penetración difusa de la luz, mientras que la opacidad la impide. También aquí las características deben ser comparables a las de los tejidos duros vecinos.

Capacidad de pulido. La superficie del material debe aparecer lisa como el esmalte. Si hay pequeñas irregularidades residuales, deben ser menores que la longitud de la onda de la luz visible para que no sean percibidas por el ojo humano. Esta situación es frecuente en el esmalte que no es completamente regular.

Únicamente los composites de relleno pequeño pueden asegurar este tipo de resultado. Es un criterio de elección esencial para las restauraciones anteriores visibles.

Factores clínicos de modulación.

La delicada elección del color entre un abanico de posibilidades en el que el pigmento marca la diferencia.

La incertidumbre sobre la translucidez del material. Los composites de microrelleno por el hecho de poseer una proporción relativamente elevada de materia orgánica, son más traslúcidos que los otros composites. Los pigmentos interfieren en la penetración de la luz, por lo que se limitan en los materiales fotopolimerizables que, por lo tanto, son bastante traslúcidos.

Con el tiempo se producen modificaciones en la coloración algunas son intrínsecas por reacción incompleta de las aminas.

Limitándolos inhibidos en los últimos materiales ha disminuido este fenómeno, ya que el consumo de aminas ha mejorado. Esta alteración frecuente en los primerocomposites tradicionales, no es evitable y compromete toda la restauración.

Las modificaciones extrínsecas están relacionadas principalmente con las propiedades de la superficie del material, conseguidas tras el pulido, y con su duración.

La naturaleza de la matriz desempeña un papel importante en la absorción de depósitos provenientes de la placa dental o de sustancias colorantes.

La matriz hidrófila de la mayoría de los composites es un elemento desfavorable, lo que ha llevado a la búsqueda de matrices hidrófobas.

La higiene es una forma excelente de prevenir las coloraciones extrínsecas, ya que se mantendrá el pulido de la superficie.

El recurso a elementos modificadores o correctores, superposición de materiales de color o translucidez diferentes, aposición de opacificantes debajo del material.

Propiedades de radiopacidad.

La visualización sobre una radiografía de un material de obturación coronario representa una gran ventaja para la apreciación de los contorneados ,las recidivas cariosas ,las interfaces y las imágenes lacunares. Muchos composites son poco visibles con rayos x, pero la mayoría e los materiales híbridos destinados a restauraciones posteriores tienen una radiopacidad suficiente.

Propiedades biológicas.

Los composites se consideran materiales tóxicos frente al complejo dentinopulpar. Esta incompatibilidad biológica puede ser:

Directa, ligada al material mismo.

Indirecta, ligada a un defecto de metodología clínica.

IV- Sistemas Adhesivos o Bonding.

Los composites no se adhieren químicamente al esmalte y a la dentina y la contracción de polimerización provoca brechas o vacíos en los márgenes de la restauración, lo que trae como consecuencia la invasión bacteriana y el posterior compromiso de la vitalidad pulpar. Por ello es necesario que los composites se adhieran a los tejidos dentarios en forma mecánica a través de un agente adhesivo o bonding, del esmalte y la dentina según corresponda.

Agentes adhesivos al esmalte y su grabado ácido.

Para lograr la retención mecánica de la resina compuesta al esmalte es necesario realizar el grabado ácido del mismo a través de la aplicación de ácidos como el ácido fosfórico al 37% (solución acuosa o gel) o el ácido pirúvico, los cuales atacan a la sustancia interprismática solubilizando los iones fosfato que forman parte de su composición.

Los agentes convencionales de adhesión al esmalte, son soluciones de Bis-GMA y comonómeros diluidos como el trietilenglicidildiacrilato (TEGDA) y el Bisfenol A dimetacrilato (Bis-DMA). Una pequeña cantidad de relleno inerte puede también ser adicionado.

La fina solución resultante puede ser infiltrada dentro del esmalte grabado y endurecida por activación química o por la luz.

La incorporación de flúor dentro del esmalte incrementa la resistencia a la disolución ácida.

Agentes adhesivos a la dentina.

La adhesión de los composites a la dentina es complicado debido al incremento del contenido del agua del sustrato.

Muchos de los agentes adhesivos dentinarios fueron originalmente desarrollados con la idea de la adhesión química a la dentina, pero la extensión de tal interacción química no se demostró. Sin embargo, los agentes adhesivos dentinarios pueden poseer valores retentivos a la dentina parecidos a los agentes de esmalte y se considera que la retención es por medios mecánicos.

Tratamiento de la superficie dentinaria.

Cuando un instrumento rotatorio es usado para preparar una cavidad un "smear layer" o capa oscura, es colocada hacia abajo y a través del esmalte y la dentina. Esta capa consiste de colágeno, hidroxiapatita y bacterias.

Varia en grosor entre 1-5 micrones, no puede ser removida simplemente con un instrumento pero si puede ser removida por ácidos acuosos y agentes quelantes o puede ser modificada mecánicamente por el arenado. Esta capa incluye los túbulos dentinales a una profundidad de aproximadamente 10 micrones.

Para lograr los procedimientos de adhesión del composite o la dentina esta capa debe ser solubilizada y removida totalmente. Esto es obtenido por el uso de una solución convenientemente formulada denominada "dentine conditioner" o acondicionador de dentina.

El líquido grabador del esmalte puede ser incorporado al acondicionador de dentina donde se obtiene el grabado total. El esmalte es grabado y la capa oscura (smear layer) se remueve sobre la dentina. Este grabado se amplía a los túbulos dentinales a través de la disolución de la dentina peritubular. El acondicionador de dentina no acepta una resina hidrofóbica como los adhesivos convencionales de esmalte, debido a la superficie mojada.

Esta dificultad es resuelta usando un iniciador de dentina (dentine primer). En el tratamiento de la superficie dentinaria se pueden utilizar otros sistemas hidrófilos como el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP), el hidroxietilmetacrilato (HEMA), el N-tolitiglicina glicidilmetacrilato/ácido piromelítico dianhidrido hidroxietilmetacrilato N(MTG-GMA/PMDM), el metilmetacrilato/ 4-metacriloxietiltrimelítico anhídrido/ tributilborano o esteres fosfatados de Bis-GMA.

Estos componentes incrementan el humedecimiento de la superficie por formulaciones de Bis-GMA como los agentes adhesivos del esmalte. Al menos algunos de estos materiales pueden formar una capa impermeable sobre la superficie interior de las paredes de los túbulos expuestos y sobre la dentina intertubular. Esta capa es denominada "hibrid layer" o capa híbrida o dentina reforzada con resina.

Bayne, S.C (5) en su artículo de actualización se refiere a los sistemas adhesivos de la siguiente forma:

Los sistemas anteriores para la adhesión de los composites al esmalte estuvieron basados sobre el acondicionamiento ácido (grabado) y el entrelazamiento micromecánico con agentes adhesivos (resinas de Bis-GMA sin relleno).

El Bis-GMA es hidrófilo y no se difunde bien sobre superficies mojadas. Pero la adhesión es satisfactoria, porque el grabado y el secado del esmalte no contiene humedad.

Los sistemas adhesivos dentinarios corrientes logran el entrecruzamiento micromecánico con pequeños espacios entre los túbulos dentinales a lo largo de la superficie.

El acondicionamiento dentinario (grabado) remueve o modifica la capa oscura a lo largo de la superficie de la dentina y también desmineraliza las capas exteriores de dentina entre los túbulos (dentina intertubular).

Después que la superficie dentinaria es acondicionada, iniciadores hidrofílicos (primers), tales como el hidroxietilmetacrilato, son usados para mojar la superficie dentinaria y penetrar los numerosos espacios intersticiales de la dentina intertubular.

Cuando se polimeriza el iniciador (primer) sobreviene micromecánicamente en los intersticios (microapéndices) con las fibras colágenas que quedan después de la descalcificación. Esto produce una capa híbrida (zona de interpenetración o interdifusión) de colágena y resina, que es la base de la fuerte retención micromecánica.

Una vez que la capa híbrida se forma, entonces un agente adhesivo (resina adhesiva compuesta de monómeros, tales como el Bis-GMA y el HEMA) se aplica para aumentar el iniciador y completar el sistema adhesivo. El agente adhesivo polimeriza tanto con el iniciador como con el material restaurativo de resina compuesta subsecuentemente ubicado en la parte superior, creando un emparedado adherido químicamente.

Dentro de condiciones óptimas, esto genera una adhesión tan fuerte como el formado con el esmalte grabado.

Muchas variables clínicas pueden interferir con la adhesión óptima. El tercio medio y exterior de la dentina son mucho más mineralizados que el tercio interno e incluye mucho menos volumen tubular.

La dentina interna contiene más humedad, la cual puede interferir con el establecimiento de una fuerte adhesión dentinaria.

Aunque el exceso de humedad es malo hay nuevas evidencias que plantean que la desecación de la dentina decididamente disminuye la fortaleza de la adhesión.

Se requiere alguna humedad para mantener la red de colágeno abierta después del paso de acondicionamiento, tal que la resina pueda mojar y penetrar los espacios durante los pasos de inicio y adhesión.

Sistemas mas avanzados pueden producir una capa hibrida y, aunque hay diferencias clinicas entre ellos, todos trabajan en la dentina intertubular con el mismo mecanismo de retención micromecánica. Los sistemas generalmente incluyen las etapas de acondicionamiento (grabado), iniciación (impregnación) y adhesión (enlace al composite). En los sistemas mas nuevos que se están formulando, las tres etapas pueden ocurrir en un paso.

Una larga controversia en la adhesión a la dentina, es la elección del agente condicionante. Para la adhesión al esmalte la recomendación tradicional ha sido el ácido fosfórico al 35-50% diluido en agua como liquido o gel por 60 segundos para grabar esmalte de dientes permanentes o 120 segundos para esmalte de dientes temporales. Investigaciones corrientes han demostrado que el esmalte puede ser grabado adecuadamente en 15 o 30 segundos. Desafortunadamente patrones de grabados mas finos creados por grabadores alternativos como el ácido nítrico y el ácido maleico y por tiempos de grabados mas cortos no producen la apariencia helada, que muchos clínicos han determinado como el indicador clínico de un grabado optimo. Durante los últimos 20 años, mientras los márgenes de esmalte de las preparaciones cavitarias estuvieron siendo grabadas, la dentina fue a su vez inadvertidamente grabada, mientras el liquido o gel corría dentro de las superficies dentinarias vecinas.

Siempre durante el enjuagatorio no hay evidencias que los agentes acondicionadores estuvieran fluyendo sobre la dentina.

Si la dentina que estuvo siendo grabada no era profunda o no se expuso por mucho tiempo, probablemente no hubo mucho daño a la pulpa. El ácido no penetra profundamente dentro de la dentina, siendo inactivado por los iones en el fluido dentinal (efecto buffer); por lo tanto hay muy poco riesgo de daño celular.

La clave para prevenir el daño, es asegurar que los ácidos minerales fuertes como el ácido fosfórico (especialmente en concentraciones de 30 a 50%), no sean ubicados en la dentina profunda por largo tiempo. Cuando los sistemas adhesivos dentinarios comenzaron a demostrar sus posibilidades se inicio un acercamiento conservador con respecto a los acondicionadores dentinarios, usando ácidos minerales mas débiles, como el ácido fosfórico y el ácido nítrico al 10% o ácidos orgánicos mas benignos, como las soluciones acuosas de los ácidos poliacrílico, oxílico, cítrico, maleico o pentacritritol.

Muchos clínicos no querían un sistema adhesivo que requiriera grabado del esmalte y la dentina en pasos separados.

La solución puede ser combinando los tres componentes: acondicionador (grabador), iniciador (primer) y agente adhesivo (bonding). Ya en estos momentos existen en el mercado estos tipos de sistemas, con estos tres componentes (composites de 5ta.generación).

Además se están haciendo otros estudios donde se investiga la posibilidad de utilizar el ácido láctico como un sustituto del ácido fosfórico o maleico en el grabado dentinario. (9)

En la preparación de cavidades pequeñas donde predominan las paredes de esmalte, la adhesión al esmalte puede ser efectuada con el acondicionador y el adhesivo; pero para preparaciones cavitarias largas , aquellas especialmente con dentina como la superficie interna principal (donde los márgenes de esmalte son delgados o ausentes), la adhesión del esmalte y la dentina deben ser hechos con acondicionador (grabador), iniciador (primer) y adhesivo (bonding).

También el adhesivo dentinario es recomendado (en adición al adhesivo del esmalte) para restauraciones mas largas donde una significativa cantidad de dentina esta incluida o donde el esmalte a lo largo de los márgenes es delgado o ausente.

V. APLICACIONES CLÍNICAS

Clase III y su restauración.

Este tipo de lesión se localiza en las caras proximales de dientes anteriores sin destrucción de ángulo incisal. Las cavidades pueden ser simples o compuestas.

Cavidades simples:

1. Coronarias: engloban el punto de contacto y suelen ser las más frecuentes.
2. Conorradiculares.
3. Radiculares.

Cavidades compuestas:

1. Próximo vestibulares.
2. Próximo linguales.
3. Vestíbulo próximo linguales.

Preparación de la cavidad.

El acceso se realiza por medio de una pequeña fresa de bola, el punto de apertura se debe elegir en función de la localización de la lesión. Se evita mutilar la cara vestibular siempre que sea posible. El esmalte de esta zona no está sometido a tensiones mecánicas y, por lo tanto, se puede conservar, incluso aunque no sea dentinosoportado.

Si es necesario retirar una parte de la pared palatina, se deberán controlar las relaciones oclusales antes, con el fin de poder visualizarlas para restablecerlas posteriormente.

Se realiza la eliminación de los tejidos cariados. Generalmente la cavidad obtenida tendrá una estructura no armoniosa, aunque si redondeada.

Después se procede al aislamiento del campo operatorio, a la limpieza de las superficies y la elección de color.

Realización del bisel.

Sobre las superficies vestibulares: bisel plano; sobre las caras palatinas: bisel cóncavo.

Sobre el reborde cervical supragingival: bisel plano corto.

Sobre el reborde cervical yuxtagingival, existen diversas posibilidades: bisel plano corto, sin bisel o bisel adhesivo.

Para facilitar la realización de bisel, se puede colocar una cuña de madera, con la que se consigue una ligera separación. En este momento, la madera es preferible al plástico ya que se puede impregnar de la humedad gingival y dilatarse, acentuándose de esta forma la fuerza sobre los dientes.

Elección y pruebas de matriz y cuña.

Las características de elección de la matriz son: la transparencia, el espesor, la anchura, la forma y la comodidad.

El espesor, suele ser generalmente de 0.05 mm y puede alcanzar 0.07 mm. Estas dimensiones son bastante adecuadas, pero es necesario subrayar que estas bandas suelen ser mas gruesas que las de acero inoxidable. Sin embargo, son comparables a las matrices de aluminio blando.

La anchura. Generalmente estas matrices miden 6.8 y 10 mm o 6.7 y 8 mm.

La forma. Las matrices anatómicas presentan la ventaja de tener un ensanchamiento conforme a la orientación de las caras proximales; normalmente son lisas y la materia de la que están hechas no permite la depresión a nivel del punto de contacto.

Para restaurar las cavidades grandes con morfología muy acusada, las matrices preformadas y torneadas resultan muy adecuadas.

La comodidad. Las bandas o las tiras se ajustan o se mantienen en la posición con pinzas de bandas denominadas de cocodrilo, no. 111, que suelen ser bastante adecuadas en la mayoría de los casos y especialmente en el maxilar superior, o bien no.111 A para la mandíbula. Algunas matrices se presentan en una versión autoadhesiva, lo que permite excluir los demás sistemas de contención. Sin embargo, el ajuste suele ser menos preciso y estas matrices no son anatómicas.

Elección de la cuña.

Son la transparencia y forma. Se recomienda utilizar preferentemente cuñas transparentes, especialmente aquellas que focalizan la luz y que tienen una forma anatómica y una cabeza que permite una buena presión. Es necesario disponer de varios tamaños y de una cuña blanda, para los espacios interdentarios cerrados.

El sistema matriz cuña se retira y se deja aparte.

En el caso de dientes muy unidos, con poca separación, se puede dejar la cuña seleccionada o bien recolocar la cuña de madera que se utilizó antes.

Se debe proceder a grabar la cavidad con ácido grabador, se lava y posteriormente se seca. La protección pulpar se realiza controlando su limitación estricta. Así un espesor demasiado grande en sentido vestibulopalatino tendrá como resultado la formación de capas demasiado finas de composite, lo que implicaría una fragilidad mecánica de la cara oclusal y una dificultad estética en la zona vestibular, ya que los materiales de protección dentinopulpares son normalmente demasiado blancos y actúan como opacificadores. En sentido mesiodistal, la unión amelodentinaria no debe ser sobrepasada en ningún caso.

Realización de la restauración.

Debemos aplicar el agente adhesivo elegido y polimerizarlo, y reinstalar el sistema de matriz y cuña. En este momento se procederá a la obturación realizándola de diferente manera según el tipo de cavidad.

Cavidad clase IV y su restauración.

Incluye las cavidades de ángulos próximo incisales del grupo incisivo y canino, y puede ser el resultado de la extensión de un proceso carioso de clase III o bien el resultado de una fractura traumática.

Amplitud de la pérdida de sustancia.

Existen numerosas variantes:

1. Fractura simple de ángulo, por debajo del punto de contacto o a nivel del punto de contacto.
2. Fractura alta, que incluye el punto e contacto.
3. Fractura asimétrica, que incluye los dos ángulos y el borde incisal en su totalidad.
4. Fractura del borde incisal.

Cada una presenta dificultades propias que deben ser evaluadas. En el primer caso, la persistencia del punto de contacto podría, juzgarse como favorable, pero en realidad representa un doble problema, el de la preparación en borde cervical y el del paso de la matriz. Estas dos operaciones, en caso de contactos muy ajustados, pueden exigir una separación para llevarlas acabo correctamente.

En el caso de fracturas altas, podría ser necesario realizar una resección gingival previa. La fractura asimétrica compleja puede tener estas dificultades y requiere un sistema de matriz tipo encofrado. La fractura de borde incisal, aunque es mas limitada, tiene un tratamiento complejo, ya que es visible en su totalidad y se acentúa en la porción adelgazada y traslúcida de la corona. El resultado estético es difícil de conseguir y las tensiones mecánicas producidas por la masticación se ejercerán sobre la totalidad del material.

Consideraciones morfológicas.

El estudio morfológico previo de toda restauración es fundamental, ya que si bien es cierto que para cada unidad dentaria existen unas características generales, las variaciones son frecuentes y tienen consecuencias clínicas.

Incisivos. Sus características comunes son:

Sus coronas en pico de flauta son aplanadas de delante y atrás.

Sus caras linguales son cóncavas.

Sus caras vestibulares son convexas.

Sus bordes incisales son relativamente rectilíneos, pero en los individuos jóvenes presentan en tres segmentos distintos divididos por fisuras oclusales.

Caninos. Sus características comunes son:

Forma general en punto de lanza.

Estas piezas son las más largas, con una corona generalmente tan larga como la del incisivo central correspondiente.

La raíz y la corona son convexas en todas sus caras

El borde oclusal triangular presenta una punta ligeramente inclinada hacia la cara mesial.

Variaciones morfológicas que determinan consecuencias clínicas:

La forma curva en pala que se encuentra en el 18% de los incisivos crea dificultades en la restauración del ángulo debido a una concavidad marcada en la cara palatina y a un espesor del borde libre reducido.

En los caninos ,el elemento que mas cambios experimenta es el diámetro mesio distal del cuello .Generalmente es de 5.5 mm para un diámetro mesiodistal coronario de 7 mm en el canino inferior y de 7.5 mm para el canino superior. Si existe una diferencia más importante entre estas 2 dimensiones medias, las caras proximales presentan zonas sin apoyo en las que la restauración implica una mutilación histica más importante.

Consideraciones mecánicas.

La elección de la restauración debe hacerse después de un estudio cuidadoso de las relaciones oclusales y de las presiones ejercidas sobre la región afectada.

Las fuerzas que intervienen son de dos tipos:

1. Las fuerzas aplicadas sobre la cara lingual imprimen un componente transversal, que tiende a desplazar la reconstrucción hacia la zona vestibular.
2. Las fuerzas aplicadas sobre los bordes libres tienen un componente horizontal, que podría separar lateralmente la obturación de la porción residual del diente.

De esta forma, el diente esta siempre sometido a tensiones. La combinación de estas diferentes fuerzas puede determinar la fractura de la reconstrucción.

Consideraciones clínicas.

La evaluación de la perdida de sustancia debe hacerse:

Globalmente, expresándose como un porcentaje en relación con la parte restante del diente. Este elemento de apreciación es determinante para la elección de la restauración.

En el ámbito de la pérdida de sustancia fisiológica o patológica concomitante, especialmente un desgaste del borde libre

Edad del paciente. Influye en varias características:

1. Volumen de la cámara pulpar y proximidad en relación a la lesión.
2. Permeabilidad dentaria.
3. Color de los tejidos residuales.
4. Modo de vida: el paciente joven esta mas expuesto, por el juego o por el deporte, a un fracaso secundario de tipo traumático.
5. Evolución de la lesión.

Evolución de la lesión.

Existen patologías peculiares: caries recidivantes o especialmente importantes, o con localizaciones atípicas, que pueden ser vestibulares. Estas lesiones se presentan generalmente en pacientes predispuestos o expuestos a su profesión a elementos cariogenicos o químicos corrosivos.

Morfología pulpar.

Es variable ,en función fundamentalmente de la edad del paciente. El estudio radiológico permite apreciar la proximidad pulpar y el riesgo que representa el tallado de los tejidos.

Relaciones oclusales.

Precisan un estudio con detenimiento. El contacto denominado de borde a borde resulta muy desfavorable. También es importante no hacer coincidir las líneas de acabado de la preparación, es decir, los bordes de la restauración con los impactos oclusales.

Relación del bisel.

En una cavidad cariosa, después de la eliminación de los tejidos cariados, es importante analizar el espesor y la naturaleza del esmalte vestibular remanente. En ocasiones y por motivos estéticos, se puede eliminar la dentina subyacente. En este caso, el esmalte restante es demasiado fino para que se pueda biselar bien sobre todo utilizando un bisel largo. Sería necesario recortar la pared vestibular hasta que se obtenga un espesor de esmalte suficiente y, en ese momento, se puede practicar el bisel plano.

Sobre una lesión traumática, en la que no es necesario eliminar dentina, el análisis anatómico y oclusal previo será el que determinara la elección. Sobre la cara vestibular, un bisel simple asegura la retención y la estética. En las lesiones muy importantes, se puede alargar hasta el borde gingival y terminarlo con un chanfer comparable a la preparación Jacket.

Sobre la superficie palatina, solo los biseles cóncavos permiten en todos los casos la obtención de un espesor de material conveniente que pueda resistir las exigencias oclusales. La concavidad, en estos casos, será mayor si el engranaje es muy marcado. Esta preparación, para adaptarse a la situación clínica puede adoptar formas y volúmenes diferentes sobre la misma cara del diente. El retoque de una pieza antagonista resultara imprescindible sobre todo en los casos de extrusión, frecuentes si la fractura es antigua.

Elección y prueba de la matriz.

Con los composites autopolimerizables, la utilización de una corona preformada era indispensable y sistemática, y con los fotopolimerizables existen técnicas factibles:

Utilización de una corona preformada transparente anatómica: se trata de una funda completa, recortada de forma que sobrepase en 1mm aproximadamente la zona de bisel y evite el punto de contacto sobre la superficie proximal opuesta.

Una perforación del ángulo de la funda permite la salida de material y evita la formación de bolsas de aire en el momento de la compresión, que se convertirían en agujeros en el composite polimerizado.

Las coronas deben ser semirígidas; por eso presentan un espesor mayor que las bandas, lo que exigirá también una mayor separación.

Los inconvenientes de la utilización de las coronas son: formas mal conseguidas (a menudo se crean espesores demasiado gruesos que dificultan el restablecimiento del punto de contacto debido al espesor del plástico y a su rigidez relativa, con la consiguiente exclusión de realizar cualquier tipo de modelados sobre el diente vecino); la imposibilidad de emplear esta técnica de capas, o bien la obligación de no colocar la funda hasta el momento de la colocación de la última capa. Sin embargo en casos de destrucciones muy importantes sobre dientes con contactos interproximales poco ajustados, la elección de las coronas puede estar indicada.

Cavidad clase V y su restauración.

Preparación de la cavidad de biselado.

Caries de clase V, supragingival. Se llevan acabo la eliminación de la dentina cariada y la regularización de las paredes, a las que puede darse una inclinación ligeramente retentiva a nivel oclusal y cervical. Las extensiones laterales quedaran limitadas. La forma general externa suele corresponder a la clase V de Black. Se realizara sobre toda la periferia un bisel simple o bien tipo chanfer.

Caries de clase V infragingival. El grabado ácido del esmalte y el adhesivo resultan inoperantes sobre el cemento, de tal manera que esta localización constituye de hecho, una contraindicación, sin embargo, hay dos soluciones posibles:

1. Retracción gingival con el bisturí eléctrico y tallado de una cavidad más convencional, en la que con una pequeña fresa de bola se hace una ranura cervical en el ángulo de la pared gingival y en el fondo de la cavidad. Esta retención compensa, en parte, la ausencia del bisel en esta zona. Sobre el resto de la cavidad situada en la corona, la preparación periférica será la misma que la realizada anteriormente.
2. Se efectúa la misma preparación, pero sin la ranura y se recurre a una técnica combinada de ionomero de vidrio y composite, y a la utilización de un adhesivo amelodentinario.

Erosiones. Resulta inútil realizar los tallados si no se ha hecho una corrección previa de la oclusión, frecuentemente traumática. Si un tallado convencional resulta a menudo inútil, se aconseja a proceder a una erosión de las superficies con el fin de biselar ligeramente la periferia del esmalte, para reavivar las superficies y suprimir los depósitos orgánicos y las mineralizaciones exógenas.

También es posible realizar surcos de estabilización en el borde cavosuperficial, estos permitirán una inmovilización del composite durante la polimerización y se harán con una fresa de bola de diámetro pequeño.

Elección de matriz.

La condensación del material sin la matriz no resulta difícil, pero es imposible restituir el perfil anatómico peculiar del tercio cervical.

Las matrices cervicales transparentes de Hawe en 5 variedades de formas son muy útiles.

Este tipo de matriz presenta una espiga de presión y puede colocarse con un instrumento adaptador de teflon.

Hay que elegir un modelo que sobrepase la preparación aproximadamente 1 mm y no se debe recortar nunca.

Realización de la obturación.

La colocación del material en la cavidad se puede realizar con frecuencia en una sola capa, sin embargo; cuando la profundidad sea muy acentuada, es preferible operar en dos tiempos a fin de limitar las contracciones en la zona cervical, obteniendo una excelente polimerización con detenimiento. En el caso que se coloque primero un ionomero de vidrio, se deberá recortar antes de la colocación del composite para crear un volumen suficiente en la región coronaria de la cavidad.

Cavidades clase I , II y su restauración.

Indicaciones:

1. Cavidades visibles, especialmente premolares inferiores.
2. Demanda expresada por el paciente.
3. Cavidades de extensión pequeña, donde la línea de margen se puede situar fuera de los impactos oclusales.
4. Cavidades supragingivales.
5. Oclusión en máxima intercuspidad equilibrada y protección canina confirmada
6. Higiene adecuada.
7. Intolerancia a otros materiales.

Contraindicaciones:

1. Cavidades infragingivales.
2. Destrucciones importantes.
3. Caras oclusales erosionadas.
4. Malas condiciones de oclusión.
5. Materiales desfavorables en los antagonistas.
6. Higiene insuficiente.
7. Ausencia de motivación.
8. Parafunciones no compensadas, especialmente bruxismo.

Preparación de la cavidad y biselado.

La preparación de la cavidad depende de la extensión de la caries, cuya eliminación permite obtener una forma redondeada, en la que muchas zonas anfractuosas, no anguladas, de volúmenes y de niveles diferentes, pueden coexistir. El esmalte sin apoyo puede mantenerse, excepto cuando resulte ser especialmente friable.

El deseo de conservación de estructuras oclusales sanas pueden inducir a la elaboración de cavidades denominadas en túnel.

Esta configuración se puede encontrar bajo las crestas marginales dotadas de un espesor suficiente por encima de la caries, pero también en zonas menos frecuentes, puentes de esmalte de molares superiores, borde oclusal vestibular por encima de una foseta en piezas mandibulares y en un palatino, sobre los dientes superiores del maxilar. Si se trata de eliminar una obturación previa, la cavidad tendrá una forma más convencional.

La preparación cavitaria se realizara con una fresa en forma de pera, diamantada o en carburo de tungsteno.

El bisel debe permitir la colocación de un espesor de material que pueda resistir las tensiones oclusales y también las inherentes a la polimerización del material. La elección del bisel cóncavo responde ha estas exigencias, permite obtener un ángulo cavo superficial comprendido entre 70 y 90 grados según la morfología de la pendiente de las cúspides. Esta situación resulta mecánicamente conveniente.

Elección de matriz/ portamatriz.

La mayor dificultad reside en la restitución del punto de contacto y en el modelado de la cara proximal. La matriz transparente suele ser la menor Elección y para compensar sus inconvenientes se seguirán ciertas indicaciones, no se ajustara excesivamente, con el fin de no acentuar su variable morfología, se insertara la cuña transparente con fuerza, pero vigilando que su ajuste sea preciso; se reforzara, si fuera necesario, la cuña a lo largo del tratamiento y, en el momento de colocar la capa del punto de contacto del composite, entonces se ejercerá una presión lateral sobre la matriz para ajustarla sobre el diente vecino.

Colocación del composite:

1. Acondicionamiento dentinario durante 10 segundos con ácido poliacrílico en suspensión acuosa.
2. Lavado abundante y secado moderado. Colocación en ocasiones de un material de protección pulpar a base de hidróxido de calcio, en las zonas profundas.
3. Colocación de un ionomero de vidrio sobre la destina hasta la unión amelodentinaria con el mismo tipo de instrumentos que para los composites.
4. Se deja endurecer por 4 minutos.
5. Se realizan los retoques. El biselado también se puede efectuar en este momento.
6. Grabado ácido del esmalte periférico biselado.
7. Aplicación del agente adhesivo sobre los tejidos permanentes y sobre el ionomero de vidrio.
8. Colocación del composite.
9. Se debe verificar la calidad del punto de contacto conseguido. En el momento de acabar los retoques y el pulido se realizara una irradiación complementaria de 10 segundos sobre la superficie.

CONCLUSIÓN.

Despues de realizar la revisión bibliografica de la clasificación, composición y las aplicaciones clínicas de los composites utilizados en Odontología Restauradora nos damos cuenta que durante las dos últimos años ha ido probando su enorme potencial clínico, primero en el sector anterior de la boca y más recientemente en los sectores posteriores.

La demanda cada vez mayor de los pacientes por una estética de aspecto natural ,nos ha llevado a conocer los materiales que cumplan con estos requisitos, como son los composites,que nos permite devolver al organo dentario la función y la estética sin alterar la vitalidad, más aun el conocer sus propiedades nos permite no abusar de este tipo de material,ya que antes de realizar cualquier tratamiento se debe elaborar una Historia clínica detallada para asi poder dar un buen diagnostico y por consiguiente realizar el tratamiento adecuado. .

Bibliografia

1. Ott, G. Composites filling materials-Ivoclar-Vivadent. Report No. 5.1990; pp: 3-5.
- 2- Ferracane, JL. Current trends in Dental Composites. Crit Rev.Oral Biol Med. 1995;6(4):302-318.
- 3- Phillips, RW. Composite Resin System (comments) Annals Academy of Medicine. 1996;15(3):438.
- 4- Nadarajah, V. et al. Local inflammatory effects of Composite Resins. Compendium. 1997;18(4):367-374.
- 5- Bayne, S.C. et al. Update on dental composite restorations. J. Amer. Dent. Assoc. 1994;125:687-701.
- 6- Leinfelder, K.F. Posterior Composites. State of the art, clinical applications. Dent. Clin. N. Amer. 1993;37(3):411-418.
- 7- Adept Report, Alberts, HF, editor. Direct Composite Restoratives. 1991; 2(4):53-65.
- 8- Ray, NJ. Updates in Dental Materials-Part 1: Dental Composites. J. Irish Dent Assoc. 1992;39(1):5-11.
- 9- Anon. Update-Esthetic & Restorative-Lactic Acid effective in removing dentin smear layer. Compendium. 1997;18(9):938.
- 10- Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.
- 11- Willems, G. et al. Clasification of Composites in: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentin Bonding.Proceedings of the International Symposium Euro Disney, Paris. 1993, March 24-25, pp:76-105.
12. F. Roth. Los composites. Edicion Masson,1994, 15 a 34 pp.