

244



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESINAS FLUIDAS UNA NUEVA
OPCION EN LA RESTAURACION DE
DIENTES TEMPORALES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

ADRIAN ALFONSO VILLAVICENCIO MORALES.



**DIRECTOR DE TESINA:
C.D.M.O. ADOLFO YAMAMOTO NAGANO.**

MÉXICO, D.F.

2000.

274/41



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.

AGRADECIMIENTOS.

Primeramente, quiero agradecer a Dios la oportunidad que me brindó y me brinda en todo momento de poder hacer lo que quiero; entre lo que está el poder ver realizado uno de los propósitos más importantes de mi vida: el realizarme como profesionista.

Quiero agradecer a mis padres, Santa y Alfonso por todo el apoyo, amor, comprensión, y regaños que me brindaron desde niño y por infundir en mí ese camino que inicio.

A mis hermanos, Lupe, Rosa, Lety, Male, Geo, Santita, Rogelio, y Román por todos sus consejos y desvelos que me acompañaron y ayudaron durante todo el tiempo de mi formación profesional y por haber sido mis primeros pacientes.

Al C.D.M.O. Adolfo Yamamoto Nagano, por su apoyo, comprensión y amistad y por transmitirme todos sus conocimientos.

Quiero agradecer sinceramente a Alejandra por ayudarme en todo.

Universidad Nacional Autónoma de México y a mi facultad de Odontología, de la cuál estoy orgulloso de ser egresado, a todos mis profesores y personal que labora en ellas y colaboraron en mi formación profesional.

A mis amigos del grupo 07.

Y a todos mis pacientes, por depositar su confianza en mí.

INDICE.

INTRODUCCION	Pág.
 CAPITULO 1	
ADHESION.....	1
1.1 Histología de las estructuras del diente	3
1.2 Acción de las soluciones desmineralizantes sobre la dentina.....	7
1.2.1 Acción sobre la dentina esclerótica.....	11
1.2.2 Barrillo dentinario (Smear Layer).....	12
1.2.3 Acondicionamiento dentinario	13
1.2.4 Modificación del barrillo dentinario	15
1.3 Adhesión a la dentina	16
 CAPITULO 2	
RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES.	
2.1 Generalidades.....	20
2.2 Composición química.....	20
2.2.1 Activadores.....	22
2.2.2 Inhibidores	22
2.3 Reacción química.....	23

2.4 Clasificación.....	23
2.4.1 Macrorrelleno.....	23
2.4.2 Microrrelleno.....	24
2.4.3Híbridas.....	24
2.5Adhesión.....	26
2.6 Propiedades físicas y mecánicas.....	26
2.7 Indicaciones Clínicas.....	29

CAPITULO 3

RESINAS FLUIDAS.....	31
3.1 Composición.....	33
3.2 Propiedades físicas.....	37
3.3 Ventajas.....	39
3.4 Desventajas.....	43
3.5 Indicaciones.....	44
3.6 Contraindicaciones.....	47

CONCLUSIONES.....	48
-------------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	49
---------------------------------	----

INTRODUCCION.

El presente trabajo, pretende presentar una descripción de la composición, propiedades, e indicaciones de las resinas fluidas para su uso en odontopediatría.

Desde su inicio, con orientación hacia las extracciones, la odontología pediátrica pasó a una era de intercepción de la caries, caracterizada además por un sólido énfasis en los procedimientos diagnósticos y la conservación de la integridad de los arcos dentales cuando, debido a la caries o los traumatismos, se perdía uno o más dientes en la arcada.

A través de los últimos 20 años, algunos temas dominan cada vez más el campo de la odontopediatría, entre los cuáles la prevención es uno muy importante.

Ciertamente, las técnicas de grabado con ácido, el empleo de selladores y resinas compuestas sobre el esmalte y la dentina grabados, son cambios importantes y espectaculares en el enfoque de la odontología sobre la restauración de los dientes. Los materiales nuevos y las técnicas con resinas y selladores desafían el empleo del oro, la amalgama y la porcelana. Sin duda, en la actualidad las resinas se usan en situaciones clínicas que hace 20 años no se enseñaban, perdonaban o comprendían. El movimiento de la odontología estética forma parte de esta nueva generación de sistemas y materiales. (1)

Todo lo anterior, hace de la Odontología pediátrica restaurativa un proceso dinámico con materiales siempre renovados y técnicas prácticas.

Sin embargo, a pesar de los numerosos refinamientos hechos en los años pasados, en los composites tradicionales; dos características clínicas de manejo para las resinas compuestas no existían hasta recientemente:

1. Que no fueran pegajosas, para, que de esta manera los materiales puedan ser empacados o condensados como la amalgama dental.
2. Fluidez para poder inyectarse.

Muchos composites condensables, como Solitaire (Heraeus-Kulzer) y A.L.E.R.T. (Jeneric/Penton); han sido introducidos recientemente en el mercado. (2)

La primera generación de resinas fluidas fue introducida a finales de 1996, justo antes de la introducción de las resinas condensables.(2)

Hasta hoy, existe muy poca información de estos nuevos materiales; los primeros reportes de una o dos propiedades sobre las resinas fluidas están empezando a aparecer.(2)

A pesar de la extraordinaria reducción durante los últimos 30 años de la frecuencia de caries dental en los niños, aún se realizan numerosas investigaciones para conseguir mejores materiales para las restauraciones y mejores técnicas de manipulación. Una gran parte de los esfuerzos de investigación constituye una reacción ante las cada vez mayores expectativas de los pacientes odontológicos.

Por ejemplo, los aspectos estéticos han pasado a tener mucha importancia al elegir los materiales y procedimientos que se van a utilizar.

Todas estas investigaciones han provocado un aumento espectacular de los conocimientos de los materiales usados en odontología, así como, en consecuencia, una generación de productos nuevos.

Para tomar una decisión correcta e inteligente, es esencial conocer la importancia clínica de las propiedades fisico-químicas y biológicas del material. La ciencia moderna actual de los materiales dentales ha evolucionado en este sentido, aspecto que justifica sobradamente la elaboración de este tema.

CAPITULO 1

ADHESIÓN

Es la atracción física de las moléculas hacia otras diferentes quedando unidas una a la otra: adherencia es la fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se ponen en 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 que es la que se produce cuando una de las partes penetra en las irregularidades que presenta la superficie de la otra.

Está basada en los efectos del grabado ácido del esmalte que va de unos 20 μm de profundidad con forma de microtúbulos y su fuerza de adhesión será de 15 a 20 MPa:

Química: es la unión ideal 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 dipolares 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 0 formado por la superficie del líquido y la interfase líquido sólido, (15)

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 si solos una unión a largo plazo ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase, por lo tanto. es necesario encontrar enlaces primarios o una retención mecánica.(15)

El doctor Oscar Hagger (1951) fue el primero en demostrar la adhesión a la estructura dentaria utilizando ácido glicerofosfórico de dimetacrilato, el cual podía ser catalíticamente polimerizado por la acción del ácido sulfúrico en un periodo de cinco a treinta minutos. Estos trabajos dejaron como resultado el desarrollo de la primera resina restaurativa, la cual estaba disponible en la profesión. Otros continuaron este trabajo, Kramer y McLean (1952) fueron probablemente los primeros en mostrar las alteraciones en la superficie dentinaria utilizando esta química. La adhesión a la dentina no era particularmente efectiva, pero ellos decidieron mostrar la adhesión al esmalte utilizando una técnica similar (McLean y Kramer, 1952), (11)

En 1955, con los artículos clásicos de Buonocore, el sistema micromecánico de adhesión al esmalte fue realmente reconocido, enfocó toda su atención en el tema de adhesión dentro de la cavidad bucal, ya que expandió el concepto de este hecho sobre el esmalte e investigó sobre sus efectos en dentina, de tal manera que llegó a ser considerado el padre de este concepto.(11)

Existe un lapso de 20 años de este descubrimiento hasta la aceptación general de la técnica de grabado ácido para resinas de composite en la profesión. En los 60's, los fabricantes comienzan a proporcionar grabadores en sus productos. A mitad de los 70's la técnica comienza a enseñarse en las escuelas dentales y es aceptada en general por la profesión como una técnica de rutina y como un requerimiento para la colocación de resinas. (11)

1.1 HISTOLOGÍA DE LAS ESTRUCTURAS DEL DIENTE

ESMALTE

Composición

Está formado por un 96% de sustancia inorgánica y 4% de sustancia orgánica. (15)

Dentro de la sustancia orgánica se encuentran glucoproteínas, hidratos de carbono, agua, en un 2.3% y glucosaminoglucanos sulfatados. Su composición inorgánica es calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio, sílice, zinc, hierro, cobre y flúor. En un 98% esta fase inorgánica esta formada por hidroxiapatita que tiene un aspecto de agujas pequeñas y cuya sección transversal es hexagonal.

Estos cristales se agrupan en estructuras prismáticas, cada prisma esta limitado por una interfase no mineralizada, y atraviesa la casi 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 μm .(11)

Estos cristales proporcionan dureza al esmalte, la susceptibilidad de éstos 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 subyacente de dentina, mas elástica para mantener su integridad. La matriz orgánica es muy polimorfa, amorfa y degradable por los ácidos. (11)

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 la pulpa y la protege para evitar las injurias químicas, físicas y biológicas. La dentina es mas 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 uno glucosaminoglucanos sulfatados, glucoproteínas en un 20% y un 70% de sustancia inorgánica: calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio, zinc, sílice, cobre, fierro y una pequeña cantidad de flúor (15)

Estructura de la Dentina

Dentina Fisiológica

De la unión amelodentinaria se distinguen tres tipos:

Dentina de recubrimiento, prácticamente desprovista de túbulos dentinarios. (15)

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. (15)

La dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital, los túbulos son menos abundantes. Al corte transversal se distinguen dos estructuras dentinarias diferentes: la dentina peritubular que delimita la luz de los túbulos, denudada de fibras colágenas, densa y muy inestable en el momento del ataque ácido- (15)

La dentina intertubular presenta gran cantidad de fibras colágenas que sufren una mineralización. (15)

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.(15)

Dentina Patológica

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 intratubular, una capa esclerótica hipermineralizada, denominada transparente que es inconsistente: por último una capa terciaria que ilustra el potencial reparador de la pulpa frente a las agresiones crónicas, esta capa es irregular y polimorfa (15)

La permeabilidad dentinaria se da a través de los túbulos dentinarios debido a que hay difusión de fluidos por la dentina, La permeabilidad dentinaria es proporcional al diámetro y al número de túbulos, y aumentan a medida que los mismos convergen hacia la pulpa. A medida que aumentamos la profundidad de la preparación, aumentamos la permeabilidad de la dentina remanente. (15)

La teoría hidrodinámica de Brånström sugiere el movimiento de fluidos en los túbulos dentinarios como el evento principal para el surgimiento de dolor. Estímulos dolorosos como el frío | el calor | chorros de aire, tienen en común la capacidad de dislocar el fluido de los túbulos dentinarios que llegan a los receptores sensoriales localizados en la pulpa, deformando la terminación nerviosa (15)

El calor expande el fluido dentro de los túbulos estimulando su flujo en dirección a la pulpa, (15)

El frío causa una contracción del fluido, produciendo un flujo hacia fuera. El rápido movimiento de fluido por la membrana celular del receptor celular aumenta el flujo de iones de sodio y potasio en canales activados por la presión hidrodinámica, iniciando la reacción dolorosa. El azúcar por ser higroscópica y los chorros de aire en la dentina expuesta, van a causar un movimiento hacia fuera de los túbulos dentinarios de las fuerzas capilares.(15)

Cuanto mayor es la abertura de los túbulos dentinarios más rápidamente es transmitido el estímulo. (15)

Los barnices, forros y bases han sido usados para proteger a la pulpa de la conductividad térmica, y minimizan la microfiltración. Las bases de cemento están indicadas en el piso de cavidades profundas y están contraindicadas en cavidades poco profundas, pues comprometen la retención y debilitan la restauración.(15)

1.2 ACCIÓN DE LAS SOLUCIONES DESMINERALIZANTES SOBRE LA DENTINA

Los productos grabadores pueden aplicarse a la dentina sin causar por ello irritación a la pulpa, ya que este ácido no irrita, más si en cambio, mejora el proceso de adhesión (Kanca, 1991; Fusayana 1990; Bertolotti, 1991). Para que el grabado ácido no produzca efectos perjudiciales sobre la dentina, se debe utilizar ácido fosfórico en solución diluida (10-15%) que su aplicación se haga en periodos breves de 15 a 20 segundos ya que la prolongación del proceso no mejora la adhesión, y en el proceso de adhesión se consiga un sellado hermético. A menos que exista una profundidad considerable y necesitemos la protección de la pulpa por la cercanía de la cavidad, esta protección la podremos conseguir por medio de un forro cavitario o liner de ionómero de vidrio o hidróxido de calcio fotopolimerizable(10)

El grado de grabado ácido será menos acentuado en los individuos jóvenes, especialmente en la zona cervical, debido a la presencia de una fase orgánica más importante que inhibe su disolución. (10)

El flúor reduce la sensibilidad del esmalte al ácido, ésta inhibición se debe al recambio de iones flúor en los grupos de hidroxiapatita, por lo tanto la aplicación del ácido grabador en cuanto a tiempo debe prolongarse.

Pueden utilizarse soluciones acuosas o geles de ácido fosfórico en una concentración de 10%. Esta concentración de ácido fosfórico resulta ser más intensa que la de ácido maleico aunque basta con grabar solo 15 segundos para obtener un buen sustrato para la colocación de nuestra resina. (10)

En la primera dentición la permeabilidad de la dentina es menor por la concentración de túbulos pequeños y también por su diámetro.

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, 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 dentario puede proveer sellado (hibridación dentinaria) de la interface de la dentina la obturación de los túbulos dentinarios.

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

Los ácidos minerales implican la desaparición casi total de los componentes no colagénicos, los ácidos orgánicos y los quelantes preservan una parte de estos componentes que sufren 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 centros 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 barrillo dentinario y la consecuente desmineralización de la dentina, seguida por una interdifusión dentro de las microporosidades de la exposición dentinaria de la matriz de colágena. (6)

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. (6)

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. (7)

El grabado ácido produce cambios significativos en la superficie de la dentina alargando los orificios de los túbulos hasta aproximadamente $3\mu\text{m}$ de diámetro, perdiendo la dentina peritubular. (7)

La porosidad de la dentina intertubular después de la desmineralización 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 $10\mu\text{m}$ y las fibras de colágena están colapsadas y pueden estar conectadas a una superficie amorfa o estar distribuidas en la dentina intertubular (6)

Una vez colapsadas las fibras de colágena la red se puede reexpandir 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 difusión de monómeros así como la penetración del agente de unión dentro de la superficie desmineralizada se 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. (7)

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 más rica de oxígeno. La interdifusión es indispensable para la difusión del monómero en el sustrato de la dentina vital. (7)

El sistema de monómeros con propiedades hidrofílicas e hidrofóbicas pueden incrementar la estabilidad de la unión (7)

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 es penetrada por el monómero. (7)

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 (7)

Los primers hidrofílicos, cohesivamente infiltrados a la dentina vital, proveen de una zona de hibridación impregnada de resina para prevenir al paciente de la hipersensibilidad posoperatoria y para prevenir la microfiltración a la dentina en la interfase híbrida. Estos adhesivos y sistemas de unión, son rápidos, de costos productivos, esto significa que rutinariamente se reforzará la permanencia por debajo de la dentina mientras sea totalmente biocompatible con la pulpa. (6)

1.2.1 ACCIÓN SOBRE LA DENTINA ESCLERÓTICA

Esta dentina parece poco sensible a la acción de una solución desmineralizante, las mineralizaciones exógenas que ocurren desempeñan un papel protector pero impiden una acción eficaz. (7)

La superficie dentinaria es el asiento de depósitos que perjudican la adhesión, pues se interpone entre el sustrato y el adhesivo. Estos depósitos son de dos tipos: capas de mineralización exógena de tipo tártaro, con un espesor de 10-20 micrómetros que se encuentran en las erosiones cervicales, restos dentinarios sobre las paredes de las cavidades recientemente talladas (smear layer). (7)

1.2.2 BARRILLO DENTINARIO (SMEAR LAYER)

Cualquier instrumento de mano o rotatorio que corte o abrasione, origina la producción de restos que recubren la dentina. La cualidad y cantidad de esta capa, compuesta por productos orgánicos e inorgánicos varía. Su espesor de 1 a 5 micrómetros depende 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 sin spray. (15)

Es posible definir dos zonas distintas en esta capa: una superficial, que recubre la dentina y una capa incluida en los túbulos dentinarios formando tapones. (15)

El barrillo dentinario puede perjudicar la unión de los materiales adhesivos que reaccionan químicamente con el tejido mineralizado, como ocurre con algunos adhesivos amelodentinarios de la generación y los ionómeros de vidrio. (7)

La capa de barrillo debe retirarse o ser modificada con algunos agentes biocompatibles, según Pashley son 4 las soluciones: 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 de toxinas se ve favorecida. Branstram dice que hay que eliminar el barrillo dentinario superficial y mantener los tapones después de haberlos sometido a un tratamiento antiséptico; eliminar el barrillo dentinario y colocar por precipitación en la superficie dentinaria, un material artificial de naturaleza cristalina que reaccione con el adhesivo; modificar la estructura del barrillo dentinario para fijarla a la dentina y aumentar su cohesión con sustancias mineralizantes que refuercen los puentes entre las fibras de colágeno, del barrillo y de la dentina: buscar y utilizar un material capaz de infiltrarse a través de toda la capa de barrillo con el fin de que se una a la dentina. (15)

1.2.3 ACONDICIONAMIENTO DENTINARIO

La eliminación del barrillo dentinario se lleva a cabo por medio de sustancias ácidas y agentes quelantes

La solución de ácido de oxalato férrico al 6.8%. El colágeno desnudado por el ácido asegura una superficie dentinaria microporosa que puede recibir el agente adhesivo. El empleo de esta sustancia es muy eficaz, pero el protocolo de aplicación es largo y complejo, ya que, exige la utilización de un acondicionador, un activador de superficie de base NPG-GMA y un agente adhesivo de base PMDM o bien un 4 Meta. (15)

La solución acuosa de ácido nítrico al 2.5% de N-fenil-glicina (4%), graba el esmalte y destruye el barro dentinario (Restobond):el ácido nítrico es neutralizado rápida y ampliamente al contacto con la estructura dentinaria. (15)

La N-fenil-glicina es un aminoácido capaz de provocar una unión a las proteínas del colágeno a la dentina, requiere la aplicación sucesiva del acondicionador, un "Sealer", una solución acetona al 10% de dimetacrilato asegura el sellado de los túbulos, un agente adhesivo fotopolimerizable sin relleno, de base BIS~ GMA. (15)

El Oxalato de aluminio, combinado al 2.5% de ácido nítrico (Tenure dentin) recomendado con un agente adhesivo derivado de la fórmula de Bowen que pertenecen a los grupos de la última generación. (15)

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. Puede presentar efectos nocivos sobre la dentina peritubular si el tiempo de exposición dentinario es demasiado largo y la concentración es demasiado elevada. Se utiliza a una concentración de 25% durante un tratamiento de 10s (Ketac Conditioner). (15)

Eliminación superficial del barrillo dentinario, Una solución acuosa de un monómero hidrófilo de metacrilato y de ácido maleico (Scotchprep 3M). Solubiliza parcialmente el barrillo dentinario y favorece la unión con el Scotchbond 2 M. El primero por mediación del ácido maleico que contiene, efectúa un ligero grabado de la dentina peritubular. (15)

Al evaluar el grado de remoción del barrillo dentinario de los túbulos dentinarios podemos valorar que a medida que dejamos más tiempo el ácido grabador dejando que ejerza su acción en diferentes tiempos podremos observar la cantidad de túbulos dentinarios se encuentran obliterados o completamente abiertos, también comparándolos si es dentición primaria o dentición permanente. En la dentición primaria el barrillo dentinario es más prontamente retirado que en la dentición permanente en tan solo 7 segundos, esto no depende del acondicionador que fuese usado si no del tiempo que se deje reaccionar al ácido grabador, es decir que si el ácido grabador se deja un tiempo de 30 segundos la capa de smear layer es más drásticamente removida con una completa apertura de túbulos dentinarios sin ningún rastro de smear layer, por lo tanto debemos considerar que no es deseable para la preparación de la dentina, ni para el medio de unión. (13)

1.2.4 MODIFICACIÓN DEL BARRILLO DENTINARIO

Pueden reaccionar algunos productos con el colágeno y fijar el barrillo dentinario (ácido tánico al 25% y cloruro férrico al 2%) aumentando la adhesión de los ionómeros de vidrio. (15)

El Dentin Primer se compone de un 300/0 de peso de HEMA, 64% de etanol y 6% de Penta modificando el barro dentinario haciéndolo impermeable. Se establece una unión iónica covalente con el colágeno y la hidroxiapatita de la dentina y paralelamente una unión química con el Dentin Primer por mediación del Pental/HEMA. (15)

Otro adhesivo como el Tripton, presentado como un modificador del barro dentinario para facilitar su penetración, como el Bonding S101, completado por el primer S101 y el XR Bond, de Kerr. (15)

Se han empleado soluciones mineralizantes EITS de Causton y Johnson es una solución isotónica de pH 7.4 cuyo componente activo iones calcio y fosfato que mejoran la adhesión de los ionómeros de vidrio en un 50%. (15)

1.3 ADHESIÓN A LA DENTINA

El NPG-GMA N-fenil-glicin-glicidil-metacrilato, produce quelación de los iones de calcio de la dentina, (15)

Los que producen una eliminación parcial o total del barrillo dentinario y la aplicación del agente adhesivo, con ciertos adhesivos NPG-GMAIPMDM de Última generación Restobond 3, Tenure, Dentin Mat, All Bond. (15)

Los que mantienen el barrillo dentinario además de la aplicación directa del adhesivo amelodentinario o de un agente expansor Stickybond, expaliner y la mayor parte de agentes basados en ésteres fosforados de la primera generación- (15)

La modificación del barrillo dentinario sin eliminación, impermeabilización y establecimiento de una unión iónica y covalente con el colágeno y la hidroxiapatita de la dentina (Prisma Universal Bond 2, Caulk, Tripton Cl, Bonding S101, Spad, Adefix).(15)

Actualmente existen tres tipos de posibles adhesivos, entre los que están:

Los autopolimerizables, de dos componentes, resina y líquido, la resina es a base de éster fosfórico de Bis-GMA, resina diluyente peróxido de Benziol sulfinato sódico, amina aromática y alcohol etílico. (Scotchbond, Creation Bond y Dentin Bond).

Adhesivos fotopolimerizables de un componente, endurecimiento inmediato, activador acetona, amina orgánica.(Light Cured Scotch, Bondlite, Prisma Universal Bond); adhesivos mixtos de dos componentes a la vez uno auto y otro fotopolimerizable. (15)

Los adhesivos dentinarios típicos (Scotchbond) están constituidos por un éster fosfórico de Bis-GMA disuelto en un solvente volátil como el alcohol, que actúa como agente humidificador- La resina puede ser fotopolimerizable o autopolimerizable- (15)

Debido a la naturaleza hidrófoba de los materiales adhesivos es imprescindible desplazar los tejidos gingivales separándolos del margen cementario de la lesión, no sólo para asegurar un buen acceso si no para evitar la contaminación del campo operatorio con líquido crevicular. (15)

Los adhesivos dentinarios pueden actuar sobre la capa de smear layer de tres formas diferentes, ya sea manteniéndola, modificándola o removiéndola. (15)

Actualmente las técnicas de grabado total (dentina y esmalte), técnicas que utilizan primers son las más difundidas y actuales, La clave para conseguir unión en un medio húmedo vino con la introducción de adhesivos hidrófilos, que por presentar afinidad con agua, no son repelidos del interior de los túbulos, al contrario, consiguen penetrar en éstos formando edentaciones que propician retención mecánica y sellado de los túbulos Existe unión química del adhesivo a las sustancias orgánicas, en especial al colágeno, o a sustancias inorgánicas como el calcio.(15)

Los adhesivos poseen ciertas cualidades que los hace que se diferencien según su acción de remover o mantener la capa de smear layer, ya sea por el uso de primers o acondicionadores para tratar la dentina y hacerla reactiva, así como la utilización de resinas con capacidad de unión de forma hidrofílica e hidrofóbica.(4)

Ya que los primers dentinarios mejoran la eficacia de la adhesión debido a su efecto de pretratamiento creando cambios estructurales de la dentina, se recomienda secar la superficie después de haber aplicado el primer debido a que contiene solventes como agua, alcohol y acetona que pueden interferir con la polimerización del agente adhesivo- La duración del secado con aire dependerá del producto- Pero cuando la dentina se seca por largos periodos de tiempo, el barrillo expone las fibras de colágena colapsadas y forma un barrillo denso y amorfo, si el tiempo de secado es muy largo el barrillo puede volverse forme lo que podría impedir la infiltración del agente de adhesión, debido a que el primer se satura de aire e inhibe la polimerización del agente de unión.

Por lo tanto disminuye la resistencia del adhesivo dentinario, El adhesivo se une al primer, formando edentaciones en el interior de los túbulos dentinarios, proporcionando traba mecánica del adhesivo. (4)

Un inconveniente de las resinas compuestas y los sistemas dentinarios de adhesión usados, es que se contraen al polimerizar, obstaculizando la unión. Casi todos los adhesivos logran resistencias adhesivas al corte de 20 MPa o más, eliminan la capa de desechos , ya que desmineralizan la dentina subyacente hasta 1 a 5 micrómetros de profundidad y conservan la integridad de la colágena estriada en la zona desmineralizada.(13)

Los sistemas de unión no solo logran un enlace eficaz con la dentina, si no que también crean una capa híbrida que impide la invasión bacteriana y la sensibilidad posoperatoria. Esta capa híbrida sella la dentina para proteger a la pulpa de los microorganismos que pueden causar necrosis pulpar, ya que los gérmenes pueden penetrar a los túbulos y dañar a la pulpa, también inmoviliza las prolongaciones odontoblásticas y suspende la circulación de líquidos. (15)

Dentro de los adhesivos que forman este tipo de capa son: Prisma Universal Bond 3 y Optibond ofreciendo alta resistencia adhesiva con varios componentes restaurativos. (15)

CAPITULO 2

RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES

Es un material plástico heterogéneo, formado por dos componentes que poseen cualidades superiores a las de cada uno de ellos". (15)

2.1 GENERALIDADES

Ha sido siempre reconocido que la adhesión entre el material restaurativo y la estructura dentaria es un atributo altamente deseado en nuestra profesión. Sin embargo, la cavidad bucal representa un ambiente muy hostil para cualquier intercambio químico, y el agua es considerada como un enemigo para la adhesión. (11)

2.2 COMPOSICIÓN QUIMICA

Estructuralmente están compuestas por una matriz orgánica, un relleno, un adhesivo, y algunos coadyuvantes que ayudan a la polimerización y a la estética, (15)

La matriz orgánica es una resina polimérica o prepolimérica que representa un 30 a 50% del volumen total del material La matriz más frecuente es la de BIS-GMA o matriz de Bowen Esta se obtiene a partir de 3 moléculas de base bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico. (3)

Algunas matrices están compuestas por una asociación de BIS-GMA y un monómero que contiene uno a más radicales de uretano: en la cual la estructura final será siempre de un metacrilato de uretano. (15)

La unión entre la matriz orgánica y el relleno mineral es asegurada por los silanos. (3)

El relleno confiere al composite sus propiedades físicas y mecánicas. (15)

Está constituido por vidrio, cuarzo o cerámica. (3,15)

Las partículas del relleno son silanizadas para permitir su relleno hidrofílico de unión hacia la matriz hidrofóbica de la resina, Una buena silanización es esencial para obtener un material estable el cual es resistente al uso y es homogéneo en su composición. (3)

Los coadyuvantes son sustancias que influyen en la reacción de la polimerización y la estética- Dentro de las sustancias que intervienen en la reacción de la polimerización son: (15)

2.2.1 ACTIVADORES

De tipo químico o fotoquímico, dentro de la activación química está la autopolimerización que se produce por la presencia de moléculas capaces de inducir radicales libres, cuando se presenta en pasta-pasta, esta reacción resulta inhibida por los fenoles como el eugenol, de ahí que esté contraindicado el uso de óxido de zinc y eugenol debajo del composite. La activación fotoquímica (fotopolimerización) se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan la energía.

Es necesario utilizar fotoactivadores que también sirven como estabilizadores entre los cuales se encuentran los derivados de la benzoína, benzofenona, acetofenona y dicetona- Los composites fotopolimerizables por UV contienen étermetílico de benzoína. Estos materiales se presentan en forma de una sola pasta, (15)

2.2.2 INHIBIDORES

Éstos permiten controlar los periodos de inducción, asegurando una mejor conservación del producto. Los más utilizados son las quinonas. (15)

Las sustancias que intervienen en la estética son sustancias absorbentes de anti UV (15) pigmentos y agentes radiopacos como el itrio trifluorado. (3)

2.3 REACCIÓN QUÍMICA

La reacción química de los composites se produce en el extremo de la molécula, formado por un grupo metacrilato, esta tiene un doble enlace que permite la reacción química con la fase orgánica del composite. En el otro extremo se incluye un grupo reactivo que puede determinar una unión química con el elemento inorgánico u orgánico del tejido dentinario. (15)

2.4 CLASIFICACIÓN

Dependiendo de la granulometría que presenta el relleno, los composites se dividen en: (3,15)

2.4.1 MACRORRELLENO

Su tamaño de partícula en la matriz de la resina es superior a $0.1\mu\text{m}$, $0.30\mu\text{m}$, $5 - 50\mu\text{m}$, son de forma irregular (3) y poseen propiedades físicas y mecánicas adecuadas, presentan una insuficiente resistencia a la abrasión además de una mala capacidad de pulido por lo tanto hay arrancamiento de partículas minerales en la superficie, esto provoca una porosidad que origina retenciones y alteraciones en el color, (3,15)

2.4.2 MICRORRELLENO

El tamaño de partícula es inferior a 0.1μ , $0.01\mu\text{m}$ hasta $0.07\mu\text{m}$. (3). Su relleno es de sílice coloidal que se fracciona en partículas muy pequeñas son también llamados rellenos aerosils sílice pirolítico o pirógeno con relación a su forma de obtención (15)

Su forma es redondeada o esférica. (3). Esta granulometría no permite un buen rellenado de la estructura orgánica por lo tanto se obtienen granulados, esféricos o conglomerados que son compuestos de polímero endurecido y molido incluyendo microrrelleno a éstos se les llama organominerales, su tamaño varía entre los $10\mu\text{m}$ y $50\mu\text{m}$. (3).

Este recubrimiento de resina le da una mayor resistencia al desprendimiento y una excelente capacidad de pulido. Al contener una gran cantidad de resina estos materiales presentan una buena translucidez, por lo tanto son apropiados para su utilización en restauraciones visibles que no impliquen una carga oclusal. (15)

2.4.3 HÍBRIDOS

Es una mezcla de los macro y microrrelleno con un tamaño de partícula de $0.5\text{-}5.0\mu\text{m}$, fueron creados para rellenar los espacios ocupados en los composites por la resina, estos alcanzan una elevada densidad de carga. (3). Sus propiedades fisicoquímicas y mecánicas mejoradas hacen que estos materiales se utilicen en restauraciones anteriores y posteriores, siendo su relación de relleno/resina, en volumen mayor, por lo tanto la unión silánica fuera de una buena calidad. (3)

El agente adhesivo es esencial para la unión entre las dos fases resina/relleno que condicionará el buen comportamiento físico y mecánico del material, evitando la concentración de fuerzas. (3) Debido a que la fase orgánica es la más dúctil además de repartir y transmitir fuerzas hacia la fase mineral u organomineral será la que resista la deformación. La superficie de relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente un silano (metacrilato-oxipropil-trimetil-silano). (15)

Es importante que nosotros seamos capaces de distinguir la cantidad de relleno así como el tamaño de relleno de los composites, como los ahora llamados composites condensables (16) y composites fluidos (2), para poder diferenciar también su utilización clínica.

El contenido de relleno es meramente una descripción de la cantidad de relleno de un composite. Es generalmente medido como peso a peso y la cantidad de resina que hay dentro de la matriz el cual es representado en un porcentaje.

Si no hay relleno en la matriz el material puede ser llamado resina sin relleno, estos materiales pueden ser utilizados como sellantes y algunas veces como componentes del material que sirve como agente de unión. (3)

Si la matriz de la resina tiene 30% de relleno por peso, entonces el material se llama sellante, muchos sellantes tienen relleno y algunos agentes de unión también, pero en una proporción menor, por lo tanto se les llama agentes de unión con relleno. (3)

2.5 ADHESION.

La unión se efectúa por medio de un adhesivo que se une a la dentina y al esmalte conjuntamente, ésta unión se puede potenciar sobre la dentina con un preparado dentinario, denominado, "primer". (15)

En una situación ideal esta unión es fisico-química producida generalmente con la hidroxiapatita; de esta manera se puede explicar que la adhesión sobre la dentina es menor que sobre el esmalte y que la calidad de unión disminuye en capas profundas menos mineralizadas. También son posibles las uniones de trama orgánica que contienen los agentes adhesivos.(15)

2.6 PROPIEDADES FISICAS Y MECÁNICAS

Excelentes: éstas condicionan la estabilidad dimensional del material, respecto a la relación relleno/resina en volumen. El coeficiente de expansión térmica volumétrica es 2 a 6 veces más elevado que el del esmalte. Los que son más ricos en resina presentan los coeficientes más altos. La contracción por polimerización es mayor mientras sea mayor el volumen de la resina, por lo tanto, la contracción de los composites híbridos es menor. La contracción determina la aparición de fracturas cohesivas en el material, la formación de fracturas marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material.

La absorción hídrica determinada por la posibilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero. Los composites de microrrelleno absorben entre dos a cuatro veces más agua que los convencionales, mientras que en los híbridos es menor. La porosidad depende de la manipulación, del protocolo clínico, y se presenta menos en los composites híbridos fotopolimerizables. Las propiedades estéticas entre las que se encuentran el color, el índice de refracción, de translucidez, opacidad y la capacidad de pulido son determinantes para mejores resultados.

Su radiopacidad representa una ventaja para la apreciación de los contorneados, recidivas cariosas, interfaces y las imágenes lacunares, esta característica la contienen los materiales híbridos. (2,3,16,)

La adaptación marginal es la mejor garantía de tolerancia biológica sino hay un hermetismo total entre el diente y el composite, se crea un espacio accesible a las bacterias y toxinas provenientes del medio bucal que llegan a la pulpa a través de los túbulos dentinarios. (3)

Presentan resistencia a la compresión entre 25 daN/cm² y 75 daN/cm² en los molares más posteriores, siendo los composites híbridos los más resistentes, también presentan una buena resistencia a la tracción sobretodo en la amplitud de las preparaciones oclusales amplias y especialmente en los istmos. La dureza no alcanza a la de una amalgama, pero se puede mejorar con un porcentaje elevado del relleno en la matriz BIS-GMA de Bowen y la fotopolimerización. Su resistencia a la abrasión es inferior comparada con la amalgama ya que hay pérdida de sustancia de la matriz que está situada en la superficie y por la exfoliación del relleno. El desgaste se acelera por el tiempo y aumenta con la dimensión de la restauración (16)

Tienen una alta resistencia a la flexión a la tensión, pero no ha podido reemplazar a la amalgama debido a su dificultad de manipulación. Existen muchos procedimientos que permiten la adhesión del composite a la estructura dentaria. Uno de los más importantes que se deben considerar es el de obtener una unión excelente del composite al diente, por medio de un agente de adhesión y de unión, utilizando agentes hidrofóbicos para una superficie húmeda de dentina, esto es necesario para crear una unión superficial del composite hidrofóbico.

Al haber un entrecruzamiento de las redes de colágena creadas por el grabado se utilizará un agente de unión y un adhesivo de 5ª. Generación. Haciendo que los agentes a utilizar solo se manipulen en una misma botella. (16))

La contracción que existe después de la polimerización con los composites actuales, si está en un rango de 2 a 3.5% volumétricamente el composite fue unido circunferencialmente a las paredes de la cavidad para empujar al centro la masa, creando posiblemente tensión, mejorando la técnica de colocación. (16)

El número de pasos, el cuidado y la efectiva colocación del composite permitirá que siga ofreciendo una excelente estética, durabilidad clínica, características mejoradas, y su utilización en dientes anteriores y posteriores. (16)

2.7 INDICACIONES CLINICAS

Los composites son materiales fotocurables monocomponentes, por lo que no requieren la mezcla manual

Su presentación es en Compules, tubos enroscables o Aplitips. Las ventajas de este material son: sus excelentes propiedades físicas y estéticas, su manipulación sencilla y baja solubilidad.

Dentro de sus desventajas se encuentran que este material no presenta liberación de flúor, no tiene autoadhesión como los ionómeros, es decir, requiere de agentes de unión, durante su manipulación se requiere invariablemente de la técnica de aislamiento absoluto llevándose a cabo en varios pasos: grabado ácido, primer y bond; por último presenta un alto coeficiente de expansión térmica además de contracción por polimerización.

(15)

Las principales aplicaciones de las resinas convencionales son:

Clase I o restauraciones preventivas: cualquier situación donde se necesite una excelente estética. (3) ,

Clase II. cualquier situación en donde sea posible llevarse a cabo un aislamiento absoluto. (3) ,

Clase III: cualquier situación en la que se tenga un excelente aislamiento y se necesite estética, (3) ,

Clase IV. En las que se requiera una mejor estética recomendables para áreas de estrés incisal (3)

Clase V: cualquier situación en la que sea posible un excelente aislamiento y la estética sea necesaria.(3)

CAPITULO 3

RESINAS FLUIDAS

Las resinas compuestas tradicionales, son densamente cargadas con partículas de relleno para una mayor dureza y mayor resistencia al desgaste. Generalmente, todas las propiedades mecánicas mejoran con las cargas de relleno. A pesar de los numerosos refinamientos hechos en los años pasados, en los composites tradicionales; dos características clínicas de manejo para las resinas compuestas no existían hasta recientemente:

1. Que no fueran pegajosas, para , que de esta manera los materiales puedan ser empacados o condensados como la amalgama dental.
2. Fluidez para poder inyectarse.

Nuevas resinas condensables, como Solitaire (Heraeus-Kulzer) y A.L.E.R.T. (Jeneric/Penton); han sido introducidos recientemente en el mercado. (2)

La primera generación de resinas fluidas fue introducida a finales de 1996, justo antes de la introducción de las resinas condensables.(2)

Hasta hoy, existe muy poca información de estos nuevos materiales; los primeros reportes de una o dos propiedades sobre las resinas fluidas están empezando a aparecer.(2)

La introducción de composites fluidos fue creada por la necesidad de definir el contenido de relleno, los composites fluidos son composites de resina, con un 50 a 70% de relleno por peso, también ante la necesidad de una mejor manipulación en su utilización clínica, esto se realizó manteniendo el mismo tamaño de partícula de los composites híbridos, pero reduciendo el contenido de relleno e incrementando la resina para disminuir la viscosidad de la mezcla. Por lo tanto un composite puede ser fluido e híbrido y solo de microrrelleno. (1)

Los composites fluidos no son tan resistentes como los composites convencionales, en ninguna de sus características mecánicas, sin embargo, algunos sistemas, demostraron una excelente fluidez comparada con los composites tradicionales. Se debe tener precaución y limitaciones en el uso de estos materiales, sus aplicaciones, sus beneficios de fluidez y su colocación en zonas de bajo estrés. (2)

Sus ventajas por supuesto son su fluidez, en zonas de bajo estrés pueden ser utilizados como liners, selladores, reparadores de composites, reparadores de defectos en el esmalte, restauraciones clase I, II (gingivales), III, IV, V, resina preventiva y cavidades tipo túnel. (18)

Cuando hay una gran cantidad de relleno en un 75 a 85% de relleno por peso, en este caso el material se vuelve más duro, empacable o condensable y se puede utilizar para dientes anteriores y posteriores.

3.1 COMPOSICION.

La composición de las resinas fluidas, está basada en los componentes del resto de las resinas compuestas.

a) Matriz

Consiste de moléculas de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilen-gicol dimetacrilato (TEGDMA), que se utilizan para Tetric Ceram y Tetric Flow. Los tres monómeros son bifuncionales y contienen uniones dobles polimerizables. Por ello, la mayoría de las moléculas de monómero se integran en dos redes de polimeros durante la polimerización. El resultado es un composite con excelentes propiedades físicas y un mínimo contenido residual de monómero.(9)

b) Partículas de Relleno.

Contiene las mismas partículas de relleno que el Tetric Ceram, pero en diferente proporción. Aquí se mencionan el porcentaje que contiene de cada partícula y su función.(9)

Vidrio de Bario contiene 43.5% de peso, el tamaño de la partícula es de 1.0 μm , influye en el comportamiento de abrasión, radiopacidad y propiedades ópticas.(9)

Vidrio fluorosilicato de Bario-aluminio representa el 4.4% de peso, con una partícula de $1.0\mu\text{m}$, este relleno de vidrio adicional, proporciona las características anteriores además tiene como resultado un aumento en la liberación de flúor.(9)

Oxidos mixtos contenidos en la misma proporción que el anterior, pero con una partícula de menor tamaño ($0.2\mu\text{m}$), que determina la translucidez.(9)

Silice altamente dispersa contiene 0.9% del peso, con una partícula de $0.04\mu\text{m}$ disponiendo así la consistencia de la resina.(9)

Trifluoruro de Iterbio representa el 14.6% del peso, y la partícula es de $0.24\mu\text{m}$;nos ofrece el grado de radiopacidad y liberación fluoruros.(9)

CUADRO COMPARATIVO DE RESINAS CONVENCIONALES Y RESINAS FLUIDAS.

TIPO DE RESINA	FABRICANTE	INSTRUCCIONES DE USO	RELLENO	TONO
----------------	------------	-------------------------	---------	------

RESINAS FLUIDAS

Eliteflo	Bisco inc	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa Fotocurar en capas con luz visible durante 20-40 seg	Tipo: Cristales de bario, sílice coloidal Promedio: 0.7 micrómetros Peso: 60% Volumen: Información no disponible.	049107 (A-2)
Cristal Essence	Confi-Dental Products	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa Fotocurar en capas con luz visible durante 20 seg	Tipo: Información no disponible. Promedio: Información no disponible. Peso: Información no disponible Volumen: Información no disponible.	E7019 (A-2)
Flo Restore	Den-Mat Corp	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa (s 2 mm) Fotocurar en capas con luz visible durante 20 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Bario, Sílice, Fluorossilicato de Bario. Promedio: 0.7 micrones Peso: 50% Volumen: 43%	274004 (A-2)
Flow-It	Jeneric /Pentron Inc	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa (s 2 mm) Fotocurar en capas con luz visible durante 40 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Borosilicato de Bario. Promedio: 1.5 micrómetros. Peso: 70.5% Volumen: Información no disponible.	721930 (A-2)
Revolution	Kerr Corp	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa(s 2 mm) Fotocurar en capas con luz visible durante 15-30 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Bario, Sílice sintético. Promedio: 1 micrómetro Peso: 62% Volumen: 46%	705234 (A-2)
True-Look	Denpac/Fire Star	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa (s 2 mm) Fotocurar en capas con luz visible durante 40 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Bario. Promedio: Información no disponible. Peso: Información no disponible. Volumen: Información no disponible.	750910 (A-2)
Ultra Seal XT Plus	Ultradent Products	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa Fotocurar en capas con luz visible durante 20 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Ionómero de vidrio. Promedio: 1.0 a 1.5 micrómetros. Peso: 60% Volumen: Información no disponible.	77304 (A-2)

Versaflo	Centrix Inc	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Aplicar la resina con la jeringa (≤ 2 mm) Permita que fluya Fotocurar en capas con luz visible durante 30 seg	Tipo: Cristales de vidrio de Bario. Promedio: Información no disponible. Peso: Información no disponible Volumen: 72%	20775 (A-2)
----------	-------------	---	--	------------------

RESINAS DE CONTROL (Convencionales)

Prodigy	Kerr Corp.	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Colocar la pasta Fotocurar las capas 40 seg.	Tipo: Vidrio de Fluorossilicato de Bario. Promedio: 0.6 micrones Peso: 79% Volumen: 59%	604558 (A-2)
Z 100	3M Dental Products Division	Grabar la estructura dentaria Aplicar el adhesivo Colocar la pasta Fotocurar las capas 40 seg.	Tipo: Zirconia/Silice. Promedio: 0.6 micrones Peso: 85% Volumen: 66%	19970610 (A-2)

3.2 PROPIEDADES FISICAS.

Resistencia a la torsión	110N/mm ²
Módulo de plasticidad	5300N/mm ²
Absorción de agua	24.3µg/mm ²
Solubilidad en agua	1.0µg/mm ²
Radiopacidad	280% Al
Profundidad de la polimerización	>5 mm
Resistencia a la presión	230 N/mm ²
Dureza Vickers HV 0.5/30	400N/mm ²
Transparencia	15-18%
Densidad	1.96g/cm ²

Debido a que las resinas fluidas son más ricas en resina que las tradicionales, puede tener un mayor valor de flexibilidad ésta propiedad puede relacionarse con la resistencia al desgaste y a la fractura.(9)

La fluidez crea una unión íntima con los defectos microestructurales en el piso y paredes de la preparación cavitaria.(9)

Dentro de los materiales de restauración fluidos que se han estudiado, Tetric Flow es actualmente el único material de restauración fluido radiopaco. (5,9,12)

Con respecto a la solubilidad y contenido de monómero residual, su citotoxicidad es limitada; es decir, no son irritantes, incluso cuando están sin polimerizar; sin embargo, pueden tener un efecto irritante en personas predispuestas y pueden causar una reacción alérgica o sensibilización a los dimetacrilatos. Estas reacciones se pueden prevenir con condiciones higiénicas de trabajo y evitando el contacto del material sin polimerizar con la piel.(9)

Muestra un tiempo de trabajo considerablemente más largo en presencia de luz ambiente que todos los demás materiales de restauración polimerizables probados. Además, el odontólogo tiene un margen de tiempo suficiente para la reconstrucción de la anatomía dental; esto se puede lograr sin comprometer la translucidez, profundidad y grado de polimerización, y propiedades físicas.(9)

Se ha sugerido que una propiedad mecánica clave para la predicción clínica de comportamiento puede ser la dureza. Esta propiedad podría relacionarse con desgastes y resistencia a la fractura, debido a que las resinas fluidas son más ricas en resina que las tradicionales (de macrorrelleno, microrrelleno, e híbridas).

Uno puede esperar, que los valores de dureza son mejores que las resinas convencionales. Las resinas fluidas podrían tener mayores valores de resistencia a la fractura debido a un menor módulo de elasticidad. (2)

Todas las resinas fluidas tienen fluidez inmediata después de su aplicación (jeringa o con cavifils).

3.3 VENTAJAS.

Excelente humectación de todas las áreas de la cavidad;

El material se adapta a las paredes de la cavidad, sin inclusiones de aire, sin necesidad de condensación.(2,9,17)

Excelente adaptación marginal

Con el uso de nuevas tecnologías, como dispositivos de aire abrasivo, (2,8,9,17)

Forma de suministro en monodosis;

Están contenidas en jeringas, requiriendo un uso mínimo de instrumentos. Además con ello se excluye el riesgo de infección cruzada por el uso de jeringas multiuso.(2,9,17)

Punta de aplicación larga y estrecha de los Cavifils;

Permite excelente acceso incluso a defectos con aperturas muy pequeñas; aplicación segura y exacta dosificación incluso con cantidades mínimas de material.(2,9,17)

Amplia gama de indicaciones:

Reparación del margen de amalgamas, restauraciones clase I, clase II (particularmente incrementos gingivales), restauraciones clase III, IV y V, reparación de resinas, y defectos de esmalte, reparación de bordes incisales, liners, (forros cavitarios o bases), sellador de fosetas y fisuras, etc. (2,9,17)

Alta radiopacidad:

Algunos estudiosos, realizaron investigaciones in vitro para determinar la radiopacidad de 8 resinas fluidas para restauración recién introducidas, comparar su radiodensidad con las del esmalte, y dentina.(12)

Obtuvieron como resultado que, sólo 3 resinas mostraron radiopacidad igual o mayor que el esmalte, y la de los 5 materiales restantes no fue significativamente mayor que la dentina.(5,12)

Concluyendo que el nivel de radiopacidad de las resinas es variable, y deberían evitarse las de baja radiodensidad, sobre todo en restauraciones clase II, donde puede comprometerse una clara determinación de caries recurrente a través de la examinación clínica y sobre todo radiográfica.(12)

La alta radiopacidad, permite una clara distinción del material de restauración y de caries secundaria con rayos X, incluso pueden ser detectadas las más pequeñas cantidades de material sobrante en áreas proximales.(5,9,12)

Liberación de flúor;

Propicia la prevención de caries en el área de contacto de la restauración y diente gracias a la liberación de flúor.(2,9)

Esta liberación es un proceso de disolución, que disuelve tanto el sodio como los iones de fluoruro, esto puede debilitar al composite para evitar este problema en el trifloruro de lterbio, los iones fluoruro son reemplazados por otros iones (OH-), y esto no debilita al composite. En el caso del vidrio fluorosilicato de Ba-Al, la liberación de fluoruros es una combinación probable de intercambio y disolución.(15)

Abrasión limitada;

Conservación de la superficie de la restauración, también aplicable en zonas oclusales.(2)

Variada gama de colores;

Existen: A2, A3, A4, B1, C2, A3 opaco, y translúcido.(2,9,17)

Cinco rellenos finamente particulados;

Dan como resultado una superficie de la restauración muy suave; el material se puede pulir rápida y fácilmente a alto brillo; agradable sensación para los pacientes por lo tanto reducida acumulación de placa.(9)

La resistencia al desgaste de cualquier resina compuesta está dada por el tamaño de partícula y la extensión de la densidad de la partícula de relleno.

El tamaño de la partícula es reducido, con partículas de relleno más pequeñas como los microrrellenos; aún así el porcentaje de relleno por volumen puede ser de un 30 a 50%. Por esta razón, las resinas compuestas de microrrelleno, siempre han demostrado una resistencia al desgaste, debido a que las actuales resinas fluidas parecen estar basadas en "microrrellenos". Uno puede esperar razonablemente buenos resultados al desgaste.

El desgaste por abrasión con el cepillado no muestra diferencias significativas entre las resinas fluidas y las resinas convencionales, en las pruebas de abrasión por cepillado en más de 100 000 de ciclos realizados (en prueba) esto es aproximadamente lo mismo que a 10 años de cepillado diario con treinta ciclos.

Por esta razón las resinas de microrelleno siempre han demostrado buena resistencia al desgaste.(2)

El desgaste de los materiales para resina involucra diversos procesos, esto incluye:(2)

- Desgaste por contacto directo (típicamente en contactos céntricos).
- Desgaste libre de contacto (asociado con el bolo alimenticio).
- Desgaste por contacto funcional (relacionado con contactos por deslizamiento).
- Desgaste en contactos proximales (en regiones interproximales).
- Desgaste por abrasión (por cepillado en combinación con pasta dental).

3.4 DESVENTAJAS.

Los materiales fluidos de restauración deben usarse con precaución en zonas de alta tensión para odontología restauradora.(2,9,17)

Estas resinas no son tan fuertes como las convencionales en ninguna prueba mecánica.(9)

Si no existe habilidad por parte del operador; la fluidez puede ser una desventaja ; sobre todo en el control del material dentro de la cavidad.

3.5 INDICACIONES.

Idealmente, debería de haber una lista de los valores requeridos para el éxito del material restaurador para cada aplicación clínica específica. Sin embargo, esta lista no existe.

ISO 4049, requiere para los materiales de resina tengan, que el grado de curado sea al menos de 2 mm y la fuerza de flexión exceda de 5 Mpa.

Basada en estas propiedades, todas las resinas fluidas podrían ser aceptables como material de relleno en aplicaciones de bajo stress,

Dadas las ventajas de manipulación debidas a las propiedades de fluidez, estos nuevos materiales de restauración están recomendados para la restauración de defectos cervicales, así como para restauraciones preventivas de resina.(2,9)

En la práctica, estos materiales se consideran para casi todos los procedimientos de restauración con resina.(2,9)

La literatura, hace mención de las siguientes indicaciones:

- reparación del margen de amalgamas,
- restauraciones clase I, clase II (particularmente incrementos gingivales),

- restauraciones clase III, IV y V,
- reparación de resinas,
- reparación de defectos de esmalte,
- reparación de bordes incisales,
- liners, (forros cavitarios o bases)
- sellador de fosetas y fisuras,
- cemento para restauraciones de resina o porcelana
- como restauración para preparaciones realizadas con aire abrasivo,
- restauraciones de preparaciones tipo túnel.

Estas aplicaciones son las recomendadas por los fabricantes, pero no están del todo verificadas para la aplicación clínica. Por tal motivo estos materiales no deberían ser usados en situaciones que involucren grandes tensiones o asociadas con desgaste.(2,9,17,18,20)

Las resinas fluidas deben usarse como capa para resinas o ionómero de vidrio o para reconstruir áreas de contacto desgastada. (18)

Debido a la facilidad relativa de fluidez, se pretende usar éstos materiales en situaciones con dificultad de acceso o que requieren buena penetración. (18)

De ahí que, la suposición de muchos operadores puede ser que éstos materiales fluyen y se adaptan y rellenan los ángulos de preparaciones clase II. (18)

Por lo tanto, una aplicación popular para estos sistemas sería el uso como liners en áreas de difícil acceso (especialmente cajas proximales de clase II y para pequeñas restauraciones clase III y clase V).(2,9,18,20)

3.6 CONTRAINDICACIONES

Los operadores deben limitarse al uso de tales materiales en aplicaciones que se beneficien por mejor fluidez y que no se relacionen con gran tensión.(2,18)

Se recomienda que las resinas fluidas no sean usadas para restauraciones clase I y clase II en molares permanentes y premolares.(2)

La reparación de ángulos incisales con resina es riesgoso puesto que ésta zona tiene considerablemente mayores tensiones.(2)

Realmente, no se ha encontrado información acerca de las desventajas de este material; debido al poco tiempo que tienen en el mercado y mucho menor todavía, el de aplicación clínica.

CONCLUSIONES

En conclusión, las resinas fluidas de primera generación no son tan fuertes como las convencionales en ninguna categoría de prueba mecánica. Sin embargo, algunos sistemas han demostrado excelente fluidez comparado con las convencionales. Los operadores deben tener cuidado y limitar el uso de tales materiales en aplicaciones que se benefician por mejor fluidez y no se relacionen con gran tensión; ya que el comportamiento clínico de las resinas fluidas en términos de resistencia al desgaste todavía está por demostrarse.

Debido a que estos materiales fueron desarrollados en respuesta de los requerimientos especiales de las propiedades de manejo más que en su criterio de desarrollo clínico, sus limitaciones son desconocidas.

Muy pocas propiedades físicas o mecánicas han sido correlacionadas directamente con la longevidad clínica de las restauraciones.

Sin embargo, las propiedades mecánicas de las resinas compuestas pueden ayudar a determinar si las propiedades de éstos materiales son iguales, o quizá superiores a los materiales que actualmente han sido utilizados.

Para materiales que no han estado sujetos a pruebas clínicas específicas, como en este caso las resinas fluidas, el éxito clínico es descubierto por el odontólogo, experimentando con el material en una gama de aplicaciones.

Por esta razón, el odontólogo asume una responsabilidad ilimitada, puesto que debe analizar y someter a crítica la literatura del tema como las afirmaciones de cada fabricante sobre el óptimo servicio que obtendrá tras la utilización de sus materiales y técnicas.

El material de discusión, está provisto de un sin fin de indicaciones y ventajas; mismas que deben aprovecharse, siempre y cuando su aplicación sea adecuada.

Por otra parte, se puede concluir que las resinas fluidas constituyen una nueva opción para restauraciones de dientes temporales, y en casos seleccionados pueden ser utilizados en dientes permanentes como: selladores de fosetas y fisuras, reparadores de composites, reparadores de defectos en el esmalte, restauraciones clase I, II (gingivales), III, IV, V, resina preventiva y cavidades tipo túnel.

Se sugiere que por la característica de fluidez, este material es útil como forro cavitario en pequeños incrementos en cavidades clase II.

ESTA TERCERA NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA.

REFERENCIAS.

- 1) Barber, K. Thomas; "Técnicas restaurativas", Odontología pediátrica; Edit. El Manual Moderno, S.A de C.V; México, 1985; pp.142-176
- 2) Bayne, S.C. et. al. "A characterization of first-generation flowable composites"; J.A.D.A.; 1998; Vol.129; Mayo; pp.567-572
- 3) Berg, H. Joel, "The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician"; Pediatric Dentistry.; 1998; Vol.20; núm.2; pp.93-100
- 4) Borboa, de Araujo Fernando; "A comparison of three resin bonding agents to primary thooth dentine"; Pediatric Dentistry; 1997; Vol.19; núm.4; pp. 253-257
- 5) Bouschlicher, M.R. et. al. "Radiopacity of compomers, flowable an conventional resin composites of posterior restorations", Oper. Dent.; 1999; Vol.24; núm.1; pp.20-25 ABSTRACT
- 6) Charles, F. Cox; D.M.D. et. al. "Re-evaluating pulp protection: calcium hidroxide leners vs cohesive hybridization"; J.A.D.A.; 1994; Vol.125; July; pp.823-831
- 7) Crysanti, Cagidiaco María; "Comparison of in vivo and in vitro desmineralized dentin with phosphoric and maleic acid"; Journal of Dentistry for children;1997; January-February; pp.17-21
- 8) Ferdianakis, K. "Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanenet molars"; J Clin Pediatr Dent; 1998; Vol.23; núm.3; pp.221-229
- 9) Ivoclar; "Tetric Ceram, Tetric Flow. Documentación científica"; Investigación y desarrollo; México, 1997 (Ficha técnica)
- 10) Jordan, Ronald. E; Grabado compuesto estético. Técnicas y materiales ; Edit. Mosby/Doyma. México; 1994; pp.34,35,38
- 11) Mount, G.J. "Atlas práctico de cementos de lonómero de vidrio. Guía clínica. Edit. Salvat; México, 1990; pp.1-44

- 12) Murchinson, et. al. ; "Comparative radiopacity of flowable resin composites"; Quintessence Int; 1999; Vol.30; núm.3; pp.174-184 ABSTRACT.
- 13) Nör, E. Jacques; "Dentin bonding: Sem comparison of the dentine surface in primary and permanent teeth; Pediatric Dentistry; 1997; Vol.19; núm.4; pp.246-252
- 14) Payne, J.H; "The marginal seal of class II restorations; flowable composite resin compared to injectable glass ionomer"; J Clin Pediatr Dentr; 1999, Vol.23; núm.2; pp.123-130
- 15) Roth, francoise; Los composites; Edit. Masson, S.A; Barcelona, 1994; pp.1-100
- 16) W. Farah, John; "Condensable composites"; The Dental Advisor.; September; 1998; Vol.15; núm.7; pp.1-4
- 17) [http:// www.caulk.com](http://www.caulk.com)
- 18) [http:// www.kerdental.com](http://www.kerdental.com)
- 19) <http://www.bisco.com>.