



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**SISTEMAS DE ADHESIÓN E INFLUENCIA DE LA
FOTOPOLIMERIZACIÓN EN EL USO DE RESINAS
COMPUESTAS.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MARÍA DEL CARMEN BENÍTEZ DESIDERIO

TUTOR: Mtro. ENRIQUE NAVARRO BORI



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Le agradezco a Dios por permitirme realizar otro sueño más, y darme fuerzas para no rendirme en el camino.

A mi padre Rosalino Benítez por brindarme su apoyo incondicional durante todos estos años, por confiar en mí a pesar de todas las situaciones difíciles que pasamos y siempre tratar de darme lo mejor. Este logro en gran parte es por él.

A mi madre Socorro Desiderio por darme todo su amor y cariño, por motivarme siempre a seguir adelante dándome sabios consejos. Por estar a mi lado en todo momento.

A mi hermano Javier, que siempre ha confiado en mí y con su sabiduría me ha guiado para ser mejor.

A Alejandro por ofrecerme todo su amor, tiempo, comprensión y no dejarme caer.

Al Mtro. Enrique Navarro por apoyarme en la realización de esta tesina, compartiendo su tiempo y sus conocimientos.

Le agradezco a la Mtra. María Luisa Cervantes, que me ayudo en la culminación de esta etapa de mi vida.

Les agradezco a todos mis amigos que estuvieron siempre a mi lado, compartiendo mis alegrías y ayudándome a superar los momentos difíciles.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y en especial a la Facultad de Odontología por mi formación académica.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVOS	7
Objetivo general	7
Objetivos específicos.....	7
CAPÍTULO 1: CARACTERÍSTICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS	8
1.1 Componentes	8
1.1.1 Matriz.....	9
1.1.2 Relleno	10
1.1.3 Agente acoplador	11
1.1.4 Coadyuvantes	12
1.2 Clasificación de las resinas compuestas	13
1.2.1 Composición de resinas compuestas convencionales.....	13
1.2.2 Resinas compuestas de microrrelleno.....	14
1.2.3 Resinas compuestas híbridas	15
1.3 Propiedades de las resinas compuestas	17
1.3.1 Propiedades mecánicas	17
1.3.2 Propiedades físicas.....	19
1.3.3 Propiedades estéticas.....	23
1.3.4 Propiedades de radiopacidad.....	23
1.3.5 Propiedades biológicas.....	23
CAPÍTULO 2: MECANISMOS DE ADHESIÓN	25
2.1 Concepto de adhesión.....	25
2.2 Enlaces interatómicos primarios.	25
2.2.1 Enlace iónico.....	25
2.2.2 Enlaces covalentes	26
2.2.3 Enlaces metálicos	26
2.3 Enlaces interatómicos secundarios	26
2.3.1 Enlace de hidrógeno.....	26

2.3.2 Fuerzas de Van der Waals	27
2.4 Tipos de adherencia.....	27
2.4.1 Adherencia física.....	27
2.4.2 Adherencia mecánica.....	27
2.4.3 Adherencia química	28
2.5 Elementos básicos de la adhesión	28
2.5.1 Alta energía superficial del sustrato.	28
2.5.2 Ángulo de contacto	29
2.5.3 Baja viscosidad del adhesivo	29
2.5.4 Baja tensión superficial del adhesivo.....	30
2.6 Características del adhesivo ideal	30
2.7 Usos de los adhesivos a dentina	31
CAPÍTULO 3: TEJIDOS DENTARIOS: ESMALTE Y DENTINA.....	32
3.1 Esmalte	32
3.1.1 Prismas adamantinos	34
3.1.2 Estrías de Retzius	35
3.2 Composición del esmalte	35
3.3 Dentina	37
3.3.1 Estructura de la dentina	37
3.4 Túbulos dentinarios.....	40
CAPÍTULO 4: ADHESIÓN A TEJIDOS DENTARIOS.....	41
4. 1 Acondicionamiento del esmalte.....	42
4.2 Acondicionamiento de la dentina.....	43
4.3 Adhesión a esmalte.....	44
4.4 Adhesión a la dentina	45
4.5 Barro dentinario (Smear layer)	47
CAPÍTULO 5: ADHESIVOS.....	49
5.1 Adhesivos de primera generación.	49

5.2 Adhesivos de segunda generación.....	50
5.3 Adhesivos de tercera generación.....	51
5.4 Adhesivos de cuarta generación.....	52
5.5 Adhesivos de quinta generación.....	53
5.6 Adhesivos de sexta generación.....	54
5.7 Adhesivos de séptima generación.....	56
CAPÍTULO 6: FOTOPOLIMERIZACIÓN.....	58
6.1 Química de la polimerización.....	58
6.1.1 Polimerización por adición.....	58
6.1.2 Etapas de la polimerización por adición.....	58
6.1.3 Inhibición de la polimerización por adición.....	60
6.2 Copolimerización.....	61
6.3 Resinas compuestas activadas por luz.....	61
6.4 Espectro de las radiaciones electromagnéticas.....	62
6.5 Unidades de fotopolimerización.....	63
6.5.1 Usos de las unidades de fotopolimerización.....	63
6.6 Características deseables de un fotopolimerizador.....	64
6.7 Lámparas de fotopolimerización.....	65
6.7.1 Lámparas halógenas.....	65
6.7.2 Lámparas de arco de plasma.....	66
6.7.3 Lámparas de láser (láser de argón).....	67
6.7.4 Lámparas de LED.....	68
6.8 Factores que afectan la calidad de la polimerización.....	71
CONCLUSIONES.....	73
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74

INTRODUCCIÓN

Hoy en día las resinas compuestas utilizadas para las restauraciones estéticas, son muy comunes en la práctica odontológica, y se han convertido en un área de interés para la investigación, tanto en sus usos, como las variantes de sus composiciones.

Estos materiales se introdujeron en la odontología para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato. En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló una molécula orgánica polimérica que tiene menores cambios dimensionales llamada bisfenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA) y con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional aumentado su resistencia de esta manera se trataba de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales. Todos estos adelantos dieron pie a que en los 70's se desarrollara una resina con activador fotosensible a una luz activadora por medio de una intensa fuente de irradiación óptica-electromagnética.

El presente trabajo, tiene como propósito presentar los diferentes componentes de las resinas compuestas actualmente utilizadas en odontología, describir los diferentes sistemas de adhesión más usados y la influencia de la fotopolimerización en el uso de las resinas compuestas, para poder hacer la mejor elección cuando se trate de adquirir alguno de estos productos y así lograr una mayor durabilidad y calidad de las restauraciones.

OBJETIVOS

Objetivo general

- Identificar los diferentes sistemas de adhesión y la influencia de la fotopolimerización en el uso de resinas compuestas.

Objetivos específicos

- Conocer los componentes de las resinas compuestas.
- Describir los diferentes sistemas de adhesión en el uso de las resinas compuestas.
- Conocer las diferentes lámparas de fotopolimerización para el uso de las resinas compuestas.

CAPÍTULO 1: CARACTERÍSTICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas han ganado una amplia aceptación debido a sus propiedades físicas, mecánicas, estéticas y por su comportamiento clínico que depende de la estructura del material. Básicamente, las resinas compuestas se encuentran constituidas por tres materiales químicamente diferentes: un reticulado de matriz polimérica, una fracción de alto volumen de relleno inorgánico y un agente de acoplamiento para garantizar la adhesión matriz-relleno.^{1, 2, 3.}

1.1 Componentes

La fórmula de base de las resinas compuestas es:

- Una matriz orgánica (resina) que representa del 30 al 50% del volumen total del material, puede ser una molécula BIS-GMA o UDMA o una mezcla de las dos, además de trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA).
- Una fase dispersa considerada de alta resistencia mineral u órgano-mineral de granulometría y de porcentaje variables (relleno), donde además se encuentra una base de sílice, bario, hidroxiapatita y zirconia.
- Un agente acoplador (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina.

A esto, se añaden los coadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización (activadores, aceleradores e inhibidores), además de otras sustancias que proporcionan estabilidad de color (absorbentes de la luz

ultravioleta) y pigmentos que activan un color aceptable a la estructura del diente.^{4,5}

1.1.1 Matriz

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros como diacrilatos aromáticos o alifáticos, donde el Bis-GMA, el dimetacrilato de uretano (UDMA) y el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) son los más comúnmente usados en las resinas compuestas. En la práctica, la matriz más utilizada es la de monómeros de alta viscosidad BIS-GMA. El Bis-GMA (fig.1) se obtiene a partir de 3 moléculas de base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

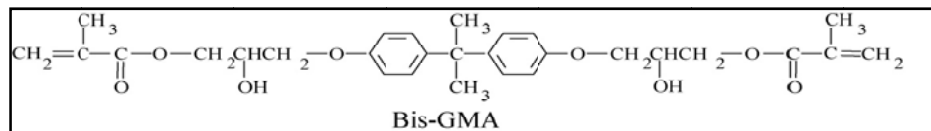


Fig. 1 Estructura de Bis-GMA.

Esta molécula (Bis-GMA) tiene en el extremo de su cadena dobles enlaces que permitirán la polimerización de sus monómeros.

El Bis-GMA es extremadamente viscoso a la temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes de baja viscosidad para lograr una alta carga de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. En particular, el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) se emplea para tal fin, agregándose en la fracción de la masa común en una razón del 20 al 50%. Desafortunadamente la adición del TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en las resinas compuestas. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra el enlace cruzado entre cadenas, dando

por resultado una matriz más resistente a la degradación de solventes. Otros compuestos de resina compuesta contienen monómeros de dimetacrilato de uretano (UDMA). Las ventajas de UDMA son: una viscosidad inferior, en comparación a Bis-GMA y un enlace uretano altamente flexible que puede mejorar la dureza de las resinas compuestas basadas en este monómero. El UDMA se usa solo o en combinación con otros monómeros como Bis-GMA y TEGDMA.^{1, 4}

1.1.2 Relleno

Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación, una mayor resistencia al arrancamiento e incrementar la estética (una buena capacidad de pulido). Obviamente, como hay menos resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina sin relleno.

Las partículas de relleno comúnmente son producidas por pulido o trituración de cuarzo, cerámica o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 μm . Las partículas de sílice de tamaño coloidal (alrededor de 0.04 μm), referidas como microrrelleno, se obtienen por el proceso de precipitación o pirolítico, el óxido de sílice debe hidrolizarse y precipitar a alta temperatura para poder ser micronizado.

Los microrrellenos y macrorrellenos pueden combinarse en el interior de una resina compuesta, que se denomina entonces “híbrido”. La ventaja de este tipo de composición es el aumento del porcentaje de relleno, lo que le confiere propiedades mecánicas y físicas superiores.^{2, 4, 6.}

1.1.3 Agente acoplador

Es importante que las partículas de relleno se enlacen a la matriz de resina. Esto permite que la matriz del polímero más flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. El enlace entre las dos fases del compuesto es proporcionado por un agente de acoplamiento. Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfaz relleno-resina.

Aunque se utilicen titanatos y zirconatos como agentes de acoplamiento, son más frecuentes los silanos orgánicos, como meta-crilato-oxipropil-trimetil-silano. En estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano (fig. 2). Los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta se polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento, el cual es extremadamente importante para el funcionamiento clínico de los compuestos de base de resina.⁴



Fig. 2 Componentes de una resina compuesta.

1.1.4 Coadyuvantes

Son sustancias que influyen en la reacción de polimerización en el sistema activador–iniciador. Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por la adición de mecanismos de polimerización iniciados por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación energética (calor o luz). Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm (nanómetros) en la región azul del espectro visible de la luz. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetilmetacrilato al 0.15% en peso, el cual está presente en la pasta.

Los inhibidores se agregan a los sistemas de resinas para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros. Estos inhibidores tienen fuerte potencial de reacción con radicales libres. Si se ha formado un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se ha dispersado el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la cadena terminando la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá propagación de la cadena. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado que se emplea en concentraciones de 0.01% por peso.

Otros coadyuvantes son los modificadores ópticos, utilizados para lograr la apariencia de diente adecuada. El matizado se logra por la adición de diferentes pigmentos, los cuales a menudo consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas.

Para aumentar la opacidad, los fabricantes adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.001 a 0.007% en peso) a los compuestos porque estos óxidos son eficaces opacificadores.⁴

1.2 Clasificación de las resinas compuestas

Suelen dividirse en tres tipos basándose principalmente en el tamaño, la cantidad y la composición del relleno inorgánico (fig. 3):

- Las resinas compuestas convencionales o tradicionales.
- Las resinas compuestas de microrrelleno
- Las resinas compuestas híbridas:
 - Fluidos
 - Condensables
 - Nanorrelleno⁶

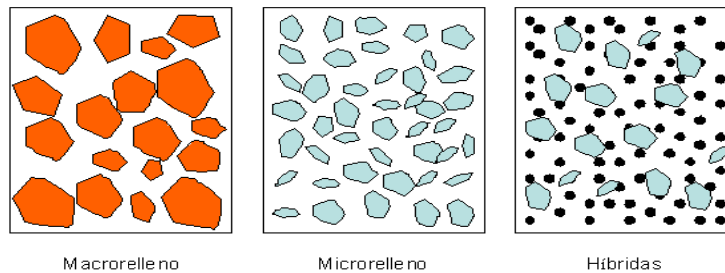


Fig. 3 Diferentes tipos de rellenos.

1.2.1 Composición de resinas compuestas convencionales

Estos compuestos también se conocen como convencionales o macrorrellenos, esto último por el tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. El relleno más común de estos materiales es el cuarzo. Aunque el tamaño promedio es de 0,1 a 100 μm . La carga de relleno generalmente es de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Las partículas de relleno expuestas son grandes y están rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina.

Estas resinas poseen unas características físicas y mecánicas generalmente consideradas como adecuadas, pero la matriz de resina se desgasta a una velocidad más rápida que las partículas de relleno, haciendo la superficie más rugosa lo que da lugar al arrancamiento de partículas minerales en la superficie y que la restauración sea más propensa a la pigmentación por tinción extrínseca. En la actualidad, la mayoría de las resinas compuestas convencionales se han sustituido por las resinas compuestas híbridas y los que siguen en uso han sufrido modificaciones presentando a la vez partículas más reducidas, de 8 μm en promedio, pero la mejora de las características ha sido poco importante.^{4, 5, 6}

1.2.2 Resinas compuestas de microrrelleno

A finales de 1970 se introdujeron las resinas compuestas de microrrelleno o pulibles. En vez de contener las grandes partículas de relleno contienen partículas de sílice coloidal, cuyo diámetro medio es de 0,01 a 0,04 μm . El pequeño tamaño de estas partículas produce una superficie pulida y lisa en la restauración acabada que es menos receptiva a la placa y a las tinciones exógenas. Típicamente, las resinas compuestas de microrrelleno tienen un contenido de relleno inorgánico de aproximadamente el 35 al 60% por peso. Como estos materiales contienen considerablemente menos relleno que las resinas compuestas convencionales o que los híbridos, algunas de sus características físicas y mecánicas son inferiores. Sin embargo, las resinas rellenas de microrrelleno son muy resistentes al desgaste clínico. Además, su bajo módulo de elasticidad puede permitir que las restauraciones con resinas compuestas de microrrelleno se flexionen durante la flexión del diente, protegiendo mejor la interface de adhesión.

La mayoría de las resinas compuestas de microrrelleno son heterogéneas, dentro de su matriz, que puede ser un BIS-GMA, un diuretano o una

combinación de ambos elementos, coexisten conglomerados organominerales y microrrelleno incorporado directamente al polímero.

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.^{4, 6}

1.2.3 Resinas compuestas híbridas

Se denominan así por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros. Las resinas compuestas híbridas se desarrollaron en un esfuerzo por combinar las favorables propiedades físicas y mecánicas, las características de las resinas compuestas convencionales con la superficie lisa típica de las de microrrelleno. Estos materiales tienen generalmente, un contenido de relleno inorgánico de, aproximadamente el 75 al 85% por peso.

Debido al contenido relativamente elevado de rellenos inorgánicos, las características físicas y mecánicas suelen ser superiores a las de las resinas compuestas convencionales. Además, la presencia de partículas de microrrelleno de tamaño submicrométrico intercaladas entre las partículas más grandes proporciona una textura de superficie lisa en la restauración finalizada. Las resinas compuestas híbridas son los materiales de restauración estética directa predominantemente usados y tienen una aplicabilidad casi universal, que dentro de esta clasificación podemos encontrar las siguientes:^{2, 6}

- **Resinas compuestas fluidas**

Están compuestas de resina de baja viscosidad, haciéndolas más fluidas que las resinas compuestas convencionales y proporcionan fácil manipulación. En ellas se encuentra disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y por consiguiente, presenta propiedades físicas inferiores, como una menor resistencia al desgaste y al esfuerzo, en comparación con las resinas compuestas de mucho más relleno.

Presentan como ventajas una alta fluidez, especialmente para aquellas cavidades que no son de fácil acceso, capacidad de formar capas de espesor mínimo para eliminar la inclusión de aire, y alta flexibilidad que favorece en un menor desplazamiento en las zonas de concentración de esfuerzos. A pesar de la facilidad de su uso, las indicaciones clínicas para su empleo son limitadas (restauraciones de clase I, como selladores de fosas y fisuras o como materiales de reparación de márgenes).

Como inconvenientes señalaremos: la alta contracción de polimerización debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores.^{2, 6, 7}

- **Resinas compuestas condensables**

Las resinas compuestas condensables están diseñadas para ser inherentemente más viscosos y que proporcionen una sensación a la inserción similar a la de la amalgama, debido a la mayor viscosidad y a la resistencia a la compresión. No existen estudios a largo plazo que equiparen los beneficios atribuidos a las resinas compuestas condensables con los de otras resinas compuestas híbridas. Su desarrollo es un intento de lograr dos objetivos: 1) la restauración más fácil de los contactos proximales y 2) la similitud con las propiedades de manipulación de la amalgama. No se ha conseguido por completo ninguno de los dos.⁶

- **Resinas compuestas de nanorrelleno**

Las resinas compuestas de nanorrelleno contienen partículas de relleno que son sumamente pequeñas (0,005-0,01 μm). Dado que estas pequeñas partículas primarias pueden ser aglomeradas fácilmente, es posible todo un muestrario de tamaños de relleno. Por consiguiente, pueden generarse elevados niveles de relleno en el material de restauración, produciendo buenas propiedades físicas y estéticas. El pequeño tamaño de las partículas primarias también hace que los nanorrellenos sean fáciles de pulir. Debido a estas cualidades, es probable que estos materiales sean una opción popular como material de restauración de resina compuesta.⁶

1.3 Propiedades de las resinas compuestas

Las propiedades de las resinas compuestas están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: el entramado de la fase orgánica, el porcentaje y tipo de relleno, así como la calidad de los enlaces. No obstante, generalmente se considera como parámetro esencial, la cantidad de fase de relleno que condiciona las diferencias en las propiedades mecánicas y físicas. El conocimiento del porcentaje de relleno en volumen es primordial pero no siempre está indicado.⁴

1.3.1 Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas hacen referencia al comportamiento de los cuerpos ante cargas o fuerzas externas, que tratan de modificar su forma o estructura, ocasionando deformación y ruptura.

Resistencia a la compresión: La resistencia a la compresión, en particular indica la habilidad demostrada por un material para soportar cargas verticales 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. La resistencia a la

compresión del esmalte (348 MPa) y la dentina (297 MPa) pueden servir como patrón mecánico para seleccionar la resistencia ideal de las resinas compuestas.^{4,5}

Módulo de elasticidad: El módulo de elasticidad es la rigidez de un material. Aquel material que tenga un módulo más alto es más rígido y de manera inversa, un material con un módulo más bajo es más flexible. Un material de resina compuesta de microrrelleno con mayor flexibilidad puede tener un mejor rendimiento en algunas restauraciones, ya que el estrés provocado por las fuerzas oclusales puede causar flexión dentaria que puede afectar a la interface de adhesión. El uso de un material más flexible, como una resina compuesta de microrrelleno, permite que las restauraciones se doblen con el diente, protegiendo mejor la interface adherida.⁶

Dureza: Es la resistencia del material a la deformación plástica. Este parámetro es importante porque condiciona el desgaste de la superficie. La dureza de una resina compuesta no alcanza nunca la de la amalgama, sobre todo si se toma como referencia una amalgama de alto contenido en cobre (de aproximadamente 120 Vickers).

Las resinas compuestas de partículas finas e híbridos tienen una dureza de Knoop (55-80 kg/mm²) mayor que la de las resinas compuestas de microrrelleno (23-36 kg/mm²), lo que refleja la dureza y el volumen de partículas de relleno. Estos valores indican que los materiales con mayor cantidad de relleno tienen la resistencia moderada bajo tensiones funcionales.^{4,8}

Resistencia a la abrasión: Es el punto débil de las resinas compuestas. El desgaste se explica por la pérdida de sustancia de la matriz situada más en superficie, seguida de la exfoliación del relleno.

En general, el proceso de desgaste se relaciona con un fracaso en la cohesión de los componentes fundamentales de las resinas compuestas de uso odontológico (relleno, matriz, agente acoplador).

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, éste también aumenta con la dimensión de la restauración, lo que contraindica las cavidades grandes que presentan una mala resistencia a la atrición y se extienden más allá de las caras oclusales implicadas en los movimientos de desoclusión.^{4, 9}

1.3.2 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 su permanencia, pero esto no se ha podido conseguir; dicho coeficiente es entre 2 y 6 veces más elevado.

Las resinas compuestas tienen unos coeficientes ligeramente inferiores a los valores medios para la matriz del polímero y la fase inorgánica por separado; por consiguiente, la adición de un 50% de volumen de fase inorgánica permite reducir el coeficiente de expansión térmica mejor de lo esperado. Las resinas compuestas de microrelleno poseen coeficientes más altos, debido fundamentalmente a que contienen más polímero. Algunos vidrios permiten reducir los efectos de las fluctuaciones térmicas y algunas resinas contienen varios tipos de rellenos para compensar estas diferencias.

La diferencia entre el coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas y del diente, junto con la hendidura formada por la contracción de polimerización, permite la percolación de los líquidos orales. Cuando se enfría un diente que tiene una restauración de resina compuesta, dicha restauración tiende a contraerse más que la estructura dental que la rodea, lo que amplía el espacio entre los dos y permite una mayor filtración de los líquidos orales. Cuando se calienta el diente o cuando éste recupera nuevamente la temperatura corporal, el espacio disminuye y el líquido se ve forzado a salir de dicho espacio existente entre el diente y la restauración (percolación).

Las tensiones térmicas generan una distorsión adicional en la unión de la superficie grabada, que se suma al efecto negativo de la contracción de polimerización. Los cambios térmicos son de naturaleza cíclica, y aunque es posible que el conjunto de la restauración no alcance nunca el equilibrio térmico, el efecto cíclico puede producir la fatiga del material y la ruptura prematura de la unión con el diente.^{4,8}

Contracción de polimerización: A pesar de los amplios estudios que han resultado en mejoras significativas en el rendimiento clínico de la restauración a base de materiales de resina, la contracción por el estrés de polimerización sigue siendo una persistente desventaja. Se ha establecido que durante el proceso de polimerización, la resina compuesta atraviesa tres fases claramente diferenciales, a saber: la fase pregel, que se produce al inicio de la polimerización, es en este momento que el material todavía es una pasta, por lo que la resina compuesta aun puede fluir. Los monómeros que forman parte de la matriz pueden moverse o adoptar nuevas posiciones dentro de ella. El punto gel se detecta cuando la reacción de polimerización ha avanzado lo suficiente como para formar más macromoléculas, que logran transformar el material en un sólido. En la fase posgel, el material alcanza un grado de rigidez elevado, no obstante, como la polimerización sigue

avanzando, el material continúa contrayéndose. La contracción desarrollada durante la polimerización es transferida a la interfaz diente-resina compuesta (fig. 4). Esta contracción puede causar dolor postoperatorio, decoloración marginal, caries recurrente y la pérdida de la restauración. La microfiltración y la formación de una brecha en la interfaz entre el diente/restauración, es un fenómeno adverso, frecuente en diferentes situaciones clínicas.¹⁰

El fenómeno anterior no puede evitarse y se han de incorporar importantes técnicas a los procedimientos clínicos para ayudar a compensar los posibles problemas asociados con el desprendimiento del material de las paredes de la preparación a medida que se endurece. Para mejorar la adhesión, se reducen estos problemas mediante el control cuidadoso de la cantidad y del punto de inserción del material y la colocación adecuada del agente grabador, el primer y el adhesivo sobre la estructura dentaria preparada.



Fig. 4 Fotopolimerización de una restauración de resina.

Se produce en todas las resinas compuestas, 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 (0,15 nm). Esta disminución de la distancia interatómica traduce una contracción que será mayor cuanto mayor sea el volumen de resina orgánica. La contracción de

las resinas compuestas híbridas es menor que la de las demás categorías de las resinas compuestas.^{4, 6, 10}

Sorción acuosa: Actualmente el desarrollo acelerado de resinas compuestas ofrece productos de mejor calidad, sin embargo, no se ha logrado evitar la pigmentación que sufren las restauraciones. La matriz porosa de la resina determina la capacidad de sorción acuosa, uno de los factores determinantes de la pigmentación y del acumulo de placa dentobacteriana.

La sorción acuosa es un fenómeno en el que están presentes la adsorción y la absorción. Las resinas compuestas 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 de resina compuesta en los fluidos bucales.^{8, 11}

Solubilidad: La solubilidad es la pérdida de peso por unidad de superficie o de volumen secundaria a la disolución o desintegración de un material en los fluidos orales, con el tiempo y a una temperatura dada. Los materiales de resina compuesta no muestran una solubilidad clínicamente importante.

En el caso de las resinas compuestas fotopolimizables es fundamental una adecuada exposición a la luz. Una resina insuficientemente polimerizada tiene unos valores de sorción acuosa y solubilidad mucho mayores, que posiblemente se manifiestan clínicamente con una inestabilidad cromática prematura.^{4, 8}

1.3.3 Propiedades estéticas

La composición y el contenido de relleno juegan un papel importante en las propiedades ópticas de las resinas compuestas. 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.^{4, 7}

1.3.4 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 y las interfaces. Muchas resinas compuestas son poco visibles con rayos X, pero la mayoría de los materiales híbridos destinados a restauraciones posteriores tienen una radiopacidad suficiente.

Para aumentar la opacidad, los fabricantes adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.001 a 0.007% en peso) a los compuestos porque estos óxidos son eficaces opacificadores.^{4, 5}

1.3.5 Propiedades biológicas.

Acerca de la biocompatibilidad de los materiales de restauración relacionados con los efectos sobre la pulpa, hay dos aspectos: la toxicidad química inherente del material y la filtración marginal.

La agresión química a la pulpa por parte de los compuestos es posible si los componentes se difunden a través de los materiales y posteriormente alcanzan la pulpa. El elemento resinoso es el responsable de la toxicidad. Las resinas compuestas pobres en relleno mineral se consideran más peligrosas. En las resinas compuestas a base de BIS-GMA, las funciones

cetona y alcohol son las más irritantes. Las matrices a base de poliuretanos parecen dotadas de una mejor tolerancia biológica.

Las resinas compuestas polimerizadas adecuadamente son relativamente biocompatibles porque muestran solubilidad mínima y las muestras no reactivas son alcalinizadas en pequeñas cantidades, estas son demasiado pequeñas para causar reacciones tóxicas.

Los materiales compuestos no curados pueden servir como reservorio de los componentes que pueden inducir inflamación pulpar a largo plazo. Esta situación es de particular importancia para los materiales activados por luz. Si se trata de polimerizar una capa demasiado gruesa de resina o si el tiempo de exposición a la luz es inadecuado, el material mal curado o sin curar puede liberar constituyentes alcalinizables adyacentes a la pulpa.

La segunda preocupación biológica se relaciona con la contracción del compuesto durante el polimerizado y la consecuente filtración marginal. Si no se consigue un hermetismo total entre el diente y la resina compuesta, se crea un espacio accesible a las bacterias y a las toxinas provenientes del medio bucal que pueden llegar a la pulpa a través de los túbulos dentinarios y ocasionarán caries secundarias, reacciones pulpares, o ambos. Los procedimientos de restauración deben ser diseñados para minimizar la contracción al polimerizado y la filtración marginal.^{4, 5}

CAPÍTULO 2: MECANISMOS DE ADHESIÓN

2.1 Concepto de adhesión.

Se define adhesión como “el estado en que dos superficies están unidas por fuerzas entre sus interfaces que pueden consistir en fuerzas de valencia, de entrelazamiento, o ambas». La palabra *adhesión* deriva del latín *adhaerere* (pegar a). Un adhesivo es frecuentemente un fluido viscoso que une dos sustratos y solidifica, siendo capaz de transferir una carga de una superficie a la otra. La adhesión o la fuerza adhesiva es la medida de la capacidad de soportar carga de una unión adhesiva. Los principios de adherencia se conocen desde hace mucho tiempo; sin embargo, la unión duradera entre el material y el soporte dentario sigue siendo un objetivo por alcanzar.^{2, 6}

2.2 Enlaces interatómicos primarios.

Las fuerzas que unen a los átomos se denominan fuerzas de cohesión. Estos enlaces interatómicos pueden ser primarios o secundarios. La fuerza de estos enlaces y su capacidad para volver a formarse tras su ruptura determinan las propiedades físicas de un material. Los enlaces interatómicos primarios pueden ser de tres tipos.

2.2.1 Enlace iónico

Se da en átomos en los cuales uno cede y otro gana electrones. Ejemplos: cloruro de sodio (NaCl), óxido de titanio (TiO₂).

En odontología, los enlaces iónicos se presentan en determinadas fases cristalinas de algunos materiales dentales, como el yeso y los cementos de fosfato.^{5, 12}

2.2.2 Enlaces covalentes

En muchos compuestos químicos, los átomos adyacentes comparten dos electrones de valencia. Los enlaces covalentes se dan en muchos compuestos orgánicos, como las resinas dentales, en las que los compuestos forman la columna vertebral de las cadenas de hidrocarburos. El átomo de carbono tiene cuatro electrones de valencia que forman una configuración híbrida y puede estabilizarse al combinarse con hidrógeno. Una característica clásica de los enlaces covalentes es su orientación direccional.⁵

2.2.3 Enlaces metálicos

Es el tercer tipo de interacción atómica primaria, que resulta del aumento en la extensión espacial de las funciones de onda valencia-electrón cuando se acerca un agregado de átomos metálicos. También se comparten electrones pero como, los metales en su órbita exterior contienen sólo uno, dos o tres electrones débilmente ligados al núcleo, es relativamente fácil quitar esos electrones, formando así una especie de nube de electrones libres, que actúa en este tipo de enlace como un pegamento.^{5, 12}

2.3 Enlaces interatómicos secundarios

En comparación con los enlaces primarios, los secundarios no comparten electrones, en su lugar, las variaciones en las cargas entre las moléculas o grupos de átomos provocan fuerzas polares que atraen a las moléculas.⁵

2.3.1 Enlace de hidrógeno

Dos átomos de hidrógeno se unen al átomo de oxígeno. Estos enlaces son covalentes, ya que los átomos de oxígeno e hidrógeno comparten electrones. Como consecuencia, los protones de los átomos de hidrógeno que sobresalen del átomo de oxígeno no son cubiertos eficazmente por los

electrones y el lado donde se encuentra el protón de la molécula de agua se carga positivamente.⁵

2.3.2 Fuerzas de Van der Waals

Las fuerzas de Van der Waals constituyen la base de la atracción bipolar. En general, los electrones de los átomos se distribuyen equitativamente alrededor del núcleo y producen un campo electrostático alrededor del átomo. Sin embargo, este campo puede fluctuar, por lo que la carga es alternativamente positiva y negativa; por tanto, se crea un dipolo fluctuante que atraerá otros dipolos similares. Estas fuerzas interatómicas son bastante débiles.⁵

2.4 Tipos de adherencia

Entre el diente y la restauración hay 3 tipos de adherencia posibles.

2.4.1 Adherencia física

En ella intervienen las uniones moleculares, conocidas como fuerzas de Van der Waals. La adherencia física se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto O , formado por la superficie del líquido y la interface líquido-sólido. La impregnación depende de la energía libre de superficie, que debe ser muy elevada en el diente, y de la tensión superficial del adhesivo, que debe ser baja.⁴

2.4.2 Adherencia mecánica

Se produce por la penetración del material en las irregularidades de la superficie. En este principio se fundamenta la técnica descrita por Buonocore en 1955, basada en los efectos del grabado ácido del esmalte.

Una solución acuosa ácida en contacto con el esmalte determina la aparición de cavidades irregulares, de unos 20 μm de profundidad y con forma de microtúbulos, en cuyo seno un agente impregnador de baja viscosidad puede cubrir y realizar después de la polimerización un microenclavado, que será la base de la adhesión al esmalte. La fuerza de adhesión conseguida es del orden de 15 a 20 MPa.⁴

2.4.3 Adherencia química

Es la adherencia ideal; es de tipo primario, y se puede realizar en forma de enlaces iónicos o covalentes.⁴

2.5 Elementos básicos de la adhesión

Todo procedimiento adhesivo debe reunir ciertas condiciones para tener éxito, entre ellas está la humectación del adhesivo sobre el sustrato. Es decir, requerimos que nuestro adhesivo, al ser aplicado sobre el sustrato lo humedezca completamente, se extienda lo más posible sobre su superficie, y no deje huecos de aire en la interface. Si la humectación es Incompleta habrá zonas de concentración de tensiones donde comenzará la falla del adhesivo. Para que un adhesivo humecte bien el sustrato, los requisitos que se deben cumplir son:

2.5.1 Alta energía superficial del sustrato.

Se trata de un sólido en donde los átomos están tan juntos que la fuerza de atracción entre ellos es muy intensa, lo que permite a ese cuerpo en particular mantener su forma y ser (en grados variables) impenetrable.

Las superficies metálicas limpias tienen alta energía superficial y son apropiadas para la adhesión. El esmalte y la dentina tienen alto contenido de iones metálicos, así que, si se limpian perfectamente, son tejidos apropiados

para la adhesión. Además se debe considerar que su área superficial se incrementa después del grabado ácido, lo que también favorece la adhesión, pues permite un mayor contacto del adhesivo con el sustrato.^{12,13}

2.5.2 Ángulo de contacto

El ángulo de contacto es indicativo de buena o mala humectación. Este es el ángulo que forma un adhesivo al ser colocado sobre un sustrato. Si el adhesivo es muy espeso (viscoso) o tiene alta tensión superficial, similar a la del mercurio, el ángulo de contacto será muy alto (90° ó más); pero si es muy fluido (poco viscoso), con baja tensión superficial, tendera a formar un ángulo de contacto mínimo, cercano al cero, que sería indicativo de una humectación perfecta (fig.5).¹³

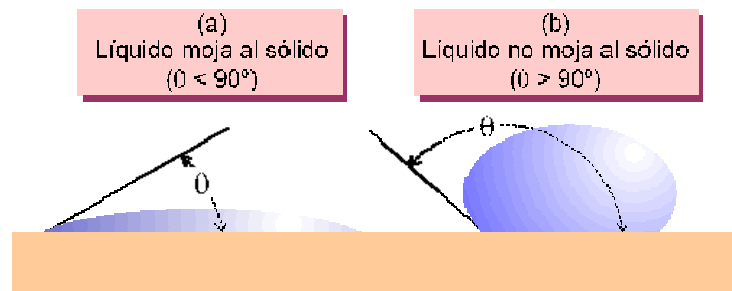


Fig. 5 Ángulo de contacto.

2.5.3 Baja viscosidad del adhesivo

Los mejores adhesivos son muy fluidos, para humedecer lo mejor posible el sustrato, ya que así no dejaran huecos en la interface y se extenderán ampliamente sobre el sustrato. Si el adhesivo es muy viscoso, no humedece bien, y además deja una película de gran espesor como interface.

Los agentes de unión comunes para esmalte grabado son resinas de tipo Bis-GMA, sin relleno o con poco relleno, pero aun así son muy espesos como para penetrar eficazmente en los túbulos dentinarios, por lo que no son

adecuados como agentes de unión a dentina. Además, son hidrófobos, por lo que el fluido dentinal los rechaza.¹³

2.5.4 Baja tensión superficial del adhesivo.

Esta propiedad está directamente relacionada con la anterior. El agua tiene una tensión superficial de 75 dinas/cm², pero la acetona y el etanol tienen menor tensión (alrededor de 25 dinas/cm²), lo que los convierte en mejores humectantes. Además, la resina de los primeros puede disolverse en acetona o etanol, pero no en agua.

Por tanto, los modernos adhesivos a dentina tienen por lo general imprimadores disueltos en algún alcohol o acetona. Por ello, es bueno recomendar abrir los recipientes sólo el tiempo necesario para su uso clínico, y de inmediato cerrarlos para evitar la evaporación de los solventes con el consecuente espesamiento del primer, que disminuiría su efectividad.^{5,13}

2.6 Características del adhesivo ideal

- ✓ Tener alta resistencia de unión in vivo e in vitro.
- ✓ Que selle totalmente los túbulos dentinarios.
- ✓ Que sea adhesivo a superficies húmedas (el estado fisiológico natural de la dentina es húmeda).
- ✓ Que sea biocompatible.
- ✓ Que sea autopolimerizable o de polimerización dual.
- ✓ Que forme película de poco espesor.
- ✓ Que la unión sea prácticamente instantánea.
- ✓ Que se adhiera a múltiples superficies.
- ✓ Que haya sido probado clínicamente.
- ✓ Que la unión quede libre de espacios, sin microfiltración.¹³

2.7 Usos de los adhesivos a dentina

Hay una amplia variedad de casos clínicos en los que los adhesivos a dentina son aplicables y recomendables. Entre ellos están:

- Prácticamente todos los casos de obturaciones directas con resinas compuestas.
- Previo a la cementación de carillas, para reducir el riesgo de microfiltración e hipersensibilidad.
- Previo a la cementación con resinas de coronas totales e incrustaciones estéticas.
- Desensibilización de los cuellos dentarios expuestos.¹³

CAPÍTULO 3: TEJIDOS DENTARIOS: ESMALTE Y DENTINA

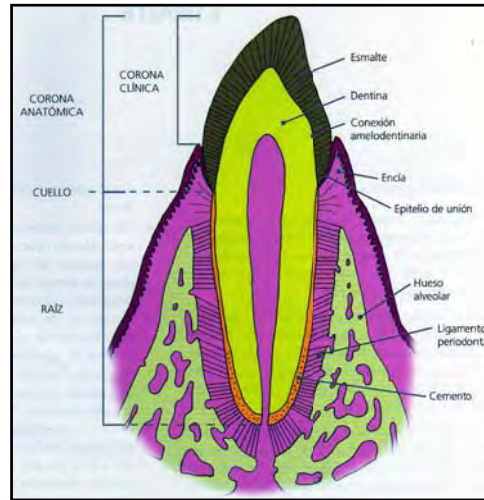


Fig. 6 Imagen que muestra los tejidos de un O.D. entre ellos es esmalte y la dentina.

3.1 Esmalte

El esmalte, la sustancia protectora dura que recubre la corona del diente, es el tejido biológico más duro del organismo (fig. 6). Por tanto, es capaz de resistir a la fractura durante el estrés masticatorio. Posee una configuración especial que le permite absorber golpes y traumas sin quebrarse, su elemento básico es el prisma adamantino (fig. 7). El esmalte proporciona forma y contorno a las coronas de los dientes y recubre la parte del diente que está expuesta al ambiente bucal.

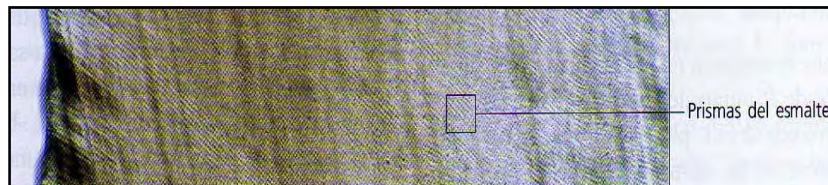


Fig. 7 Prismas de esmalte.

Dentro del esmalte hay zonas de menor mineralización y mayor contenido orgánico. Según su forma, se han clasificado en laminillas, penachos y husos.

Las laminillas son fallas que se extienden transversalmente desde el límite amelodentinario hasta la superficie; las cuales se deben a interrupciones de la calcificación o a las líneas de tensión creadas en el esmalte en formación.

Los penachos de Linderer se encuentran en mayor número debajo de las superficies que tienen una convexidad más pronunciada (fig. 8). No cruzan todo el esmalte, sino apenas un tercio de su grosor, tienen aspecto de matas de pasto o cabellos y tanto su forma como su recorrido son muy irregulares.

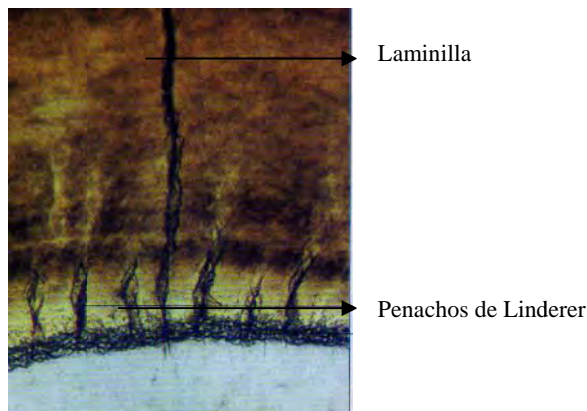


Fig. 8 Figura que muestra las laminillas y penacho de Linderer.

Los husos son provocados por la prolongación en el esmalte de los túbulos dentinarios, que han quedado atrapados al comienzo de la calcificación cuando en futuro límite amelodentinario todavía se encuentra en estado plástico y coincide aproximadamente con la zona de las cúspides dentarias.^{14, 15, 16}

3.1.1 Prismas adamantinos

El esmalte está compuesto de prismas, que están entrelazados y resisten las fuerzas masticatorias. Cada prisma atraviesa totalmente el esmalte, salvo que el ameloblasto muera por cualquier circunstancia y sea remplazado por otro; en ese caso ese prisma queda interrumpido. A causa de que la superficie de esmalte se va ensanchando a medida que la calcificación avanza, el diámetro del prisma varía entre 3 nm en el límite amelodentinario y 6nm en la superficie final del diente. Su longitud promedio es de 9 nm (fig. 9).

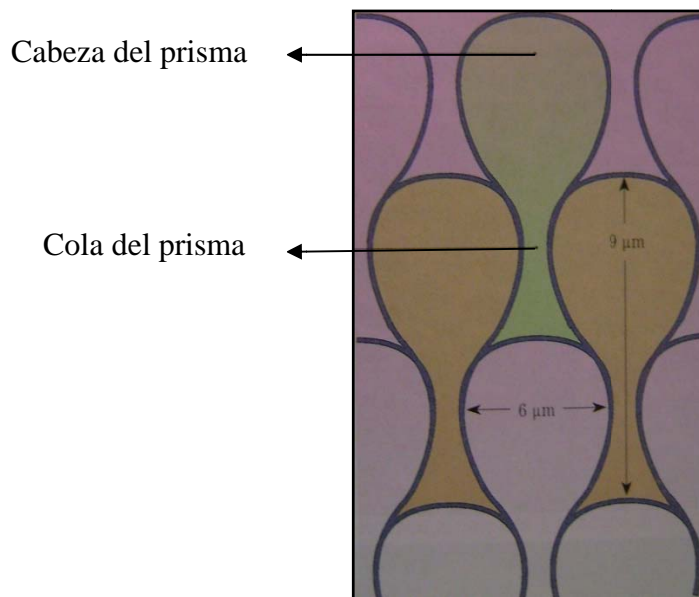


Fig. 9 Esquema de los prismas de esmalte.

Dado que el esmalte está compuesto por prismas incurvados, los cuales, a su vez, están compuestos por cristales, existen pequeños espacios o hendiduras donde no se han formado cristales entre los prismas. Esta característica hace que el esmalte sea variable en su densidad y dureza. Por tanto, algunas áreas del esmalte pueden ser más propensas a la penetración por pequeñas partículas. Esta característica provoca la destrucción del diente por caries dental. Después que se ha formado completamente el esmalte, no puede depositarse más esmalte.^{14, 15}

3.1.2 Estrías de Retzius

Las estrías de Retzius son líneas que se producen en el esmalte como consecuencia de una interrupción. Están separadas a distancias regulares en el límite amelodentinario. Su dirección es oblicua con respecto a la superficie del esmalte y en la zona de las cúspides no aparecen (fig. 10). Al llegar a la superficie del diente la estría de Retzius forma una ligera depresión poco profunda; entre una depresión y la siguiente el esmalte sobresale ligeramente, para dar lugar a las periquimatías, observables a simple vista como desgaste ó grietas especialmente en la zona cervical de dientes jóvenes.^{14, 15}

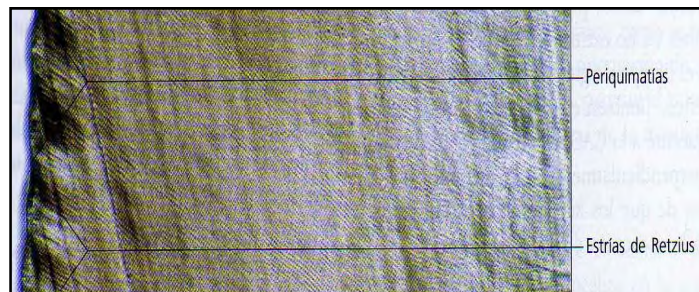


Fig. 10 Se muestran las estrías de Retzius.

3.2 Composición del esmalte

El esmalte contiene el 96-97% de material inorgánico, el 1% de material orgánico y el 2-3% de agua. El material inorgánico contiene fundamentalmente cristales de fosfato de calcio con estructura de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Estos cristales de forma hexagonal son semejantes a los hallados en el hueso; sin embargo, son más perfectos porque en el esmalte están condensados.

Estos cristales se agrupan en estructuras prismáticas. Un prisma contiene aproximadamente 150 cristales en sección transversal y su diámetro es superior a 6 μm .

El calcio y el fósforo son los constituyentes químicos más importantes y se encuentran en una relación 10:6; le siguen otros elementos extraños, como el magnesio y el carbonato en cantidades variables y flúor, hierro, sodio, potasio, zinc, plomo y estroncio en concentraciones equivalentes a trazas. Estos minerales se incorporan al esmalte por adsorción sobre la superficie.

El flúor está presente en el esmalte principalmente como consecuencia de su concentración en el medio, del número de veces en que se expone diariamente a éste y de la madurez del diente. La presencia de este, modifica las propiedades fisicoquímicas de los cristales de apatita, como la dureza, la solubilidad frente al ataque ácido y la velocidad de desmineralización y remineralización.

La presencia de carbonato en el esmalte cambia la estructura de los cristales; si el intercambio se realiza por los hidroxilos, el cristal resultante es de mayor tamaño, mientras que si lo hace por los fosfatos, se reduce. Este desorden en la estructura química modifica los cristales de manera tal que los hace más vulnerables ante un ataque ácido y, por lo tanto, permite una disolución fácil. La presencia de los iones fosfato permite la unión al calcio, lo cual facilita la disponibilidad de éste en las etapas iniciales de formación de los cristales de hidroxiapatita.

En cuanto a la matriz orgánica, ésta se encuentra más concentrada en el límite amelodentinario, no contiene colágeno y va desapareciendo lentamente durante el proceso de mineralización. Las proteínas que aparecen normalmente durante el desarrollo son las enamelinas y amelogeninas, las cuales tienen un papel importante durante el proceso de mineralización y en la organización estructural en la etapa de formación del esmalte (formación de los cristales de hidroxiapatita).^{4, 14, 16}

3.3 Dentina

La dentina es un material calcificado que forma la mayor parte de la sustancia del diente, es profunda con respecto al esmalte y al cemento.

Contiene un promedio de 70% de sustancia inorgánica, un 12% de agua y un 18% de sustancia orgánica. Esta composición varía según la edad y el área de tejido dentinario que se analiza.

La sustancia inorgánica, la parte mineral está constituida principalmente por cristales de hidroxiapatita, cuya longitud promedio es de 60 nm, o sea que son más pequeños que los del esmalte. En las sales minerales de la dentina se encuentran además carbonatos y sulfatos de calcio y otros elementos como flúor, hierro, cobre, zinc, etc. en muy pequeñas cantidades.

La sustancia orgánica está constituida casi totalmente por colágeno 93% con cantidades mínimas de polisacáridos, lípidos y proteínas.

La dentina mineralizada es relativamente rígida. La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios. La elasticidad dentinaria varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene.¹⁷

3.3.1 Estructura de la dentina

La dentina es un tejido altamente calcificado, las células que la producen son los odontoblastos, de forma cilíndrica y con una gran prolongación citoplasmática, el proceso odontoblástico (fibra de Thomas). El cuerpo celular se localiza en la periferia de la pulpa y los procesos odontoblásticos quedan en los conductillos donde están rodeados por la matriz peritubular. La

dentina, a diferencia del esmalte, seguirá formándose aún después de la erupción dentaria.^{15, 16}

Pre dentina: La pre dentina es una banda de matriz de la dentina no mineralizada neoformada en el borde pulpar de la dentina. La pre dentina es la demostración de que la dentina se forma en dos estadios: primero, se deposita la matriz orgánica y segundo, se le añade una sustancia mineral inorgánica. La mineralización ocurre en la unión pre dentina-dentina, convirtiéndose la pre dentina en una nueva capa de dentina. La matriz tiene una composición diferente de la de la dentina, nunca desaparece y permite mantener su integridad.^{14, 16}

Dentina primaria: La dentina primaria es la más abundante, ya que forma el cuerpo principal del diente y está constituida químicamente por el 70-75% de materia inorgánica, la mayoría como hidroxapatita, aunque en menor proporción aparece el fosfato de calcio amorfo. La matriz orgánica (20%) es menor que en el hueso, pero mayor que en el esmalte (1%). El 5-10% restante se trata de agua.

La composición química de la hidroxapatita no es como la del esmalte, ya que contiene una proporción mayor de carbonato y magnesio. Se trata de cristales más pequeños (diez veces menores) y guardan similitud con los del hueso y el cemento; están distribuidos dentro de las fibras de colágeno, así como fuera y entre estas.

El componente orgánico principal lo constituyen el colágeno de tipo I (90%), proteínas no colagenosas, proteoglucanos y glucosaminoglucanos, entre los más destacados, que le otorgan propiedades elásticas y flexibilidad que evitan la fractura del esmalte que cubre el diente.

El colágeno es una proteína cuya unidad básica es estructural es el tropocolágeno; éste se ensambla formando fibrillas y éstas a su vez forman fibras. El colágeno no es más que una red de fibras.¹⁶

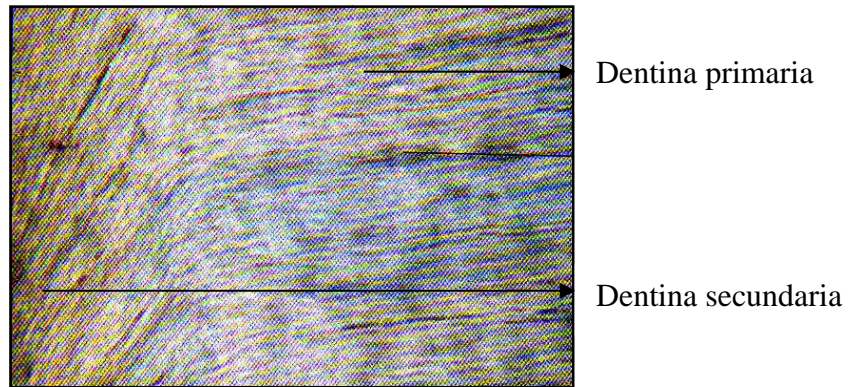


Fig. 11 Detalle del cambio de dirección de los túbulos dentinarios.

Dentina secundaria: La formación de la dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital a un ritmo lento. Los odontoblastos que participan en su creación son menos numerosos que a lo largo de la odontogénesis y los túbulos menos abundantes. Al corte transversal, se distinguen 2 estructuras dentinarias diferentes: la dentina peritubular, que delimita la luz de los túbulos, despojada de fibras colagénicas, densa y muy inestable en el momento del ataque ácido, y la dentina intertubular que, por el contrario, presenta una gran cantidad de fibras de colágeno que sufren una mineralización (fig. 11).^{14, 16}

Dentina terciaria: Es el resultado de la estimulación pulpar y se forma solo en zonas de activación odontoblástica. Independientemente de que la formación sea el resultado de atrición, abrasión, caries o procedimientos restaurativos, esta dentina se deposita subyacente solo en aquellas áreas estimuladas. Esta aparición es más o menos regular, de acuerdo con el grado de estímulo.^{14, 16}

Dentina translúcida ó esclerótica: Por aposición de sales de calcio traídas desde la pulpa a través de los conductillos dentinarios, la dentina modifica su contenido en sustancia mineral. Esto ocurre normalmente por la edad o bien como respuesta a estímulos diversos. Se le denomina dentina translúcida ó esclerótica por su aspecto en el microscopio óptico.¹⁵

3.4 Túbulos dentinarios

Los túbulos dentinarios son espacios tubulares pequeños ubicados dentro de la dentina, que contienen líquido tisular y están ocupados en parte de su longitud por las prolongaciones de los odontoblastos (fig. 12). Se extienden a través de todo el espesor de la dentina desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. Siguen un trayecto en S desde la superficie externa de la dentina hasta su límite con la pulpa. En la dentina coronaria hay aproximadamente de 20.000 túbulos por mm² cerca del esmalte y de 30.000 a 50.000 por mm² próxima a la pulpa.

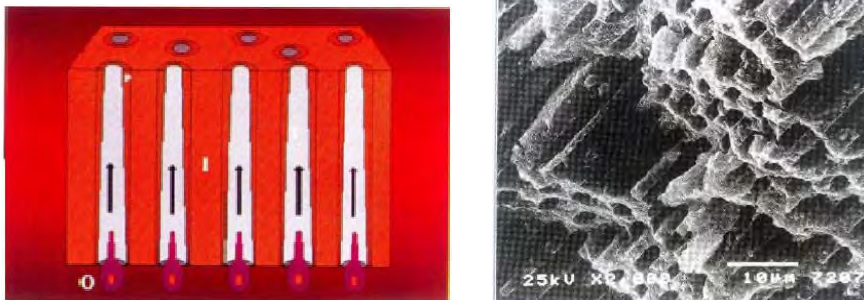


Fig. 12 Estructura de la dentina evidenciando los túbulos dentinarios.

La parte terminal de los túbulos se ramifica, dando por resultado un mayor número de túbulos por unidad de longitud en la dentina del manto. Esta ramificación terminal es especialmente profusa en la dentina radicular. Los túbulos dentinarios también presentan extensiones laterales que se ramifican a partir del túbulo principal y que pueden alojar o no prolongaciones odontoblásticas, dichas ramificaciones se denominan canalículos.^{14, 15, 18}

CAPÍTULO 4: ADHESIÓN A TEJIDOS DENTARIOS

Desde el punto de vista de los materiales seleccionados para realizar una restauración dental (resina compuesta), no basta solamente con conocer los atributos exigibles a cada uno de ellos independientemente, sino en la relación que se establezca entre ellos y la estructura dentaria remanente.

Entre ambos sustratos (material y diente) debe establecerse una relación que evite que se produzca filtración marginal. Es decir, en la restauración deberá lograrse el denominado sellado marginal. Para que esto sea posible deben darse las condiciones que favorezcan la adhesión de la resina compuesta a los tejidos dentarios involucrados. Gracias al logro de adhesión es posible alcanzar una integración estructural del material con los tejidos dentarios que le permita al conjunto funcionar mecánicamente como una unidad. De este modo, las fuerzas que reciban ambas estructuras serán absorbidas conjuntamente. Algo muy importante que debemos tomar en cuenta es que la adhesión no sólo se debe considerar entre el material y los tejidos dentales, sino también la adhesión entre dos materiales o para el mismo material, por si se necesitara alguna reparación de alguna restauración.

El mecanismo en que se basa el trabajo técnico para adherir las resinas compuestas a estructuras dentarias tiene por fundamento la capacidad que tienen los líquidos orgánicos de introducirse en irregularidades, incluso de nivel microscópico. Para ello las técnicas restauradoras con resinas compuestas incluyen pasos que permiten preparar la superficie de la estructura dentaria involucrada para que moléculas de un líquido orgánico (adhesivo) penetren en algunas zonas de ella y al polimerizar generen adhesión mecánica microscópica. Al colocar sobre dicho adhesivo una resina compuesta, las moléculas que la constituyen se unen a la capa adherida y se alcanza el objetivo buscado. Si bien, clínicamente, la adhesión alcanzada con resinas compuestas es fundamentalmente *micromecánica* también es

fiable esperar algún tipo de interacción química (adhesión química o específica) si en la composición del adhesivo existieran grupos químicos capaces de reaccionar con los hallados en los tejidos dentarios.

La popularización del grabado ácido de la estructura dental para mejorar la adhesión de las resinas compuestas ha tenido un efecto espectacular sobre la odontología restauradora. Los últimos adelantos en el campo de los adhesivos para resinas compuestas sobre el esmalte y la dentina han permitido introducir cambios importantes en el diseño de las cavidades.^{3,16,19}

4. 1 Acondicionamiento del esmalte

Actualmente es no es posible colocar una resina compuesta sobre la superficie dentaria y lograr un contacto correcto entre ambas sin antes preparar la superficie. Esta preparación primeramente debe ser mecánica y luego química. Es posible realizar la limpieza química con una solución ácida, ya que el esmalte es básicamente un cristal iónico de fosfato de calcio. Los iones hidrógeno que contienen los ácidos son capaces de disolver la hidroxiapatita de la superficie adamantina y dejar expuesto un esmalte limpio y con la energía superficial alta como para atraer al adhesivo.

El acondicionamiento ácido del esmalte puede proporcionar diferentes modelos de morfología, conocidos como:

Tipo 1: Retira el núcleo de los prismas y mantiene los cristales de la periferia.

Tipo 2: Retira los cristales de la periferia y mantiene el centro de los prismas.

Tipo 3: Una mezcla de los dos tipos anteriores.

No obstante, no hay una correlación clínica de estos modelos con valores de resistencia de unión de los sistemas adhesivos.

El acondicionamiento con ácido fosfórico lleva a la formación de irregularidades en la superficie del esmalte debido a la disolución selectiva de la estructura con un aumento significativo del área para adhesión. La concentración ideal de este ácido fosfórico puede variar entre el 30% y el 40%. La utilización de productos con concentraciones abajo del 27% puede causar la formación de un precipitado de dicalcio fosfato dihidrato, poco soluble en agua, que permanecería depositado sobre la superficie, dificultando el proceso adhesivo. Ya las concentraciones sobre el 40% pueden formar un precipitado de monocalcio fosfato monohidrato que, aunque soluble en agua, genera un modelo de acondicionamiento inferior. La utilización de concentraciones sobre o bajo la banda del 30% al 40% lleva a la formación de tags resinosos menores (prolongaciones del adhesivo polimerizado en las irregularidades del esmalte producidas por el acondicionamiento ácido). Con relación al tiempo de acondicionamiento, algunos trabajos relatan una mayor eficiencia de superficies de esmalte acondicionadas durante 30 segundos comparadas con aquellas tratadas por 15 segundos. Paralelamente parece no ocurrir un aumento en el desempeño de la interfaz adhesiva con el aumento del tiempo de acondicionamiento del esmalte para 60 segundos. Por tanto el esmalte es conveniente realizar el acondicionamiento ácido durante 30 segundos.^{15, 20}

4.2 Acondicionamiento de la dentina

Los actuales sistemas disponibles en el mercado presentan dos abordajes con relación al acondicionamiento dentinario: la retirada de la "*smear layer*" o barro dentinario (sistemas convencionales) o el cambio e incorporación de la misma. En el primer caso, la idea principal es remover el débil eslabón de adhesión, la capa de "*smear layer*", una vez que presenta bajas resistencias cohesivas (resistencia interna) y de adhesión con la dentina subyacente. Eso se realiza a través de la utilización del ácido fosfórico, en concentraciones que varían del 30 al 40% por un período de 15 segundos. Además, esa

aplicación también resulta en la desmineralización superficial de la dentina, exponiendo fibrillas colágenas de 5 10 μm y liberando los conductos dentinarios, lo que aumenta la permeabilidad del tejido. Enseguida, se aplican el *primer* y el *adhesivo*. Sin embargo, el éxito de la unión depende de la capacidad de penetración del adhesivo en ese colágeno expuesto, formando así la capa híbrida. Algunos estudios muestran la dificultad de ese tipo de adhesivo en penetrar totalmente en esa capa desmineralizada, generando así una zona porosa entre la capa híbrida y la dentina intacta. Esa capa de colágeno no protegida y expuesta por determinado período de tiempo podría sufrir degradación continua, afectando así la durabilidad de la restauración (fig.13). Con el objetivo de eliminar ese riesgo, y facilitar el protocolo adhesivo, se desarrollaron sistemas adhesivos en los cuales el acondicionamiento dentinario y la infiltración del adhesivo ocurren concomitantemente, a estos sistemas se les conoce también como autoacondicionantes.^{4, 15, 16, 18, 20}

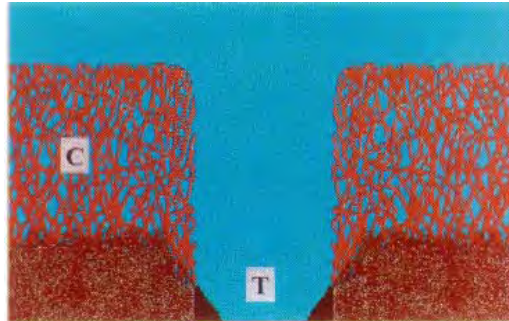


Fig. 13 Dentina ácido-acondicionada, se observa la exposición de la red de fibras de colágena (c) con los espacios interfibrilares ocupados por agua. (T) las embocaduras de los túbulos ensanchados.

4.3 Adhesión a esmalte

La estructura del esmalte dentario está representada por cristales de hidroxiapatita de naturaleza iónica. Las uniones iónicas denotan un sólido con energía superficial elevada, situación favorable desde el punto de vista adhesivo.

Una vez que la solución ácida ha actuado durante el lapso estipulado, el esmalte debe lavarse profusamente con agua a presión para eliminar eficientemente las sales precipitadas de la superficie, así esta quedara limpia y se habrá logrado crear en ella irregularidades dentro de las cuales será posible adherir, micromecánicamente, la resina restauradora.¹⁶

Química. Tradicionalmente, los agentes de enlace del esmalte se forman por una combinación de diferentes dimetacrilatos, como el bis-GMA y el TEGDMA para controlar la viscosidad. El esmalte puede conservarse seco y estas resinas hidrófobas trabajan muy bien y son restringidas al esmalte. Durante los últimos años, estos agentes de enlace han sido sustituidos por sistemas semejantes, como los que se emplean en la dentina. Esta transición ha ocurrido por el beneficio que simultáneamente enlaza al esmalte y a la dentina, y por una improbable y sustancial resistencia al enlace.⁵

4.4 Adhesión a la dentina

La adherencia a la dentina crea problemas complejos debidos a la coexistencia de dos componentes: uno orgánico y otro inorgánico. Estos dos componentes no tienen la misma energía de superficie.

Su alto volumen de fluidos impone notables requerimientos de materiales que puedan ser efectivos agentes de adhesión entre la dentina y el material de restauración. Su naturaleza tubular produce un área variable a través de la cual el fluido dentinario emerge a la superficie afectando adversamente la adhesión. Los túbulos y sus canales ramificados pueden ser usados para aumentar mecánicamente la retención. Otros desafíos que involucran a la adhesión son la presencia de la capa de residuos de la superficie dentinaria preparada y el potencial biológico de efectos colaterales que los diferentes químicos pueden causar en la pulpa. Por estas razones, el desarrollo de los

agentes de enlace de dentina se ha demorado, en comparación con el desarrollo de los agentes de enlace del esmalte.

Un importante descubrimiento en el enlace dentinario ocurrió en 1978, cuando Fusayama y asociados iniciaron el uso del ácido fosfórico a 37% para grabar esmalte y dentina, mejor conocido como técnica de grabado total.

Idealmente, los adhesivos dentinarios deben ser hidrofílicos para desplazar los fluidos dentinarios y humedecer la superficie, lo que permite penetrar en los poros de la dentina y por último reaccionar con los componentes orgánicos o inorgánicos. Debido a que la mayor parte de las resinas compuestas son hidrófobas, los agentes de enlace deben estar contenidos en los materiales hidrofílicos e hidrofóbicos. La parte hidrofílica debe ser diseñada para interactuar con la superficie de la dentina, en tanto que la parte hidrófoba se debe enlazar a la resina de la restauración.

Química. Algunos años atrás, la creencia general era que el enlace de la dentina puede alcanzarse por la formación de enlace químico entre un sistema de resina y el componente orgánico e inorgánico de la dentina.

Se han usado agentes de enlace, como el glutaraldehído, que es un componente que se enlaza a colágena. Al fijarse a una molécula, como hidroxietilmetacrilato (HEMA), el glutaraldehído se enlaza a la colágena usando el grupo metacrilato del HEMA para enlazarse a la resina durante el polimerizado, lo que hace que el enlace químico pueda formarse entre la colágena y la resina.

La capacidad de las resinas para infiltrarse en la masa de colágena probablemente sea más importante que su capacidad de formar enlaces

químicos a la estructura del diente. La clave de la adhesión es encontrar monómeros hidrofílicos que puedan fácilmente infiltrar la masa de colágena. Simplificar el proceso de enlace de dentina es una tendencia común para desarrollar hidrofílicos multifuncionales y monómeros de autograbado, como el monofosfato de pentaacrilato. De hecho, con los agentes de enlace ahora disponibles esto es posible bajo condiciones ideales para alcanzar la resistencia de enlace que exceda la resistencia de la dentina.^{4,5}

4.5 Barro dentinario (Smear layer)

La capa de barro dentinario se forma cuando la dentina es tratada con instrumentos de de corte, de mano o rotatorio produciéndose pequeñas partículas de los desechos de corte, cuyo espesor, composición y morfología depende de la instrumentación y la ubicación de la dentina, puede haber partículas de la matriz de colágeno mineralizada, partículas inorgánicas de los dientes saliva, sangre y numerosos microorganismos. Las características de barrillo dentinario varían en función de la preparación de la superficie. El barrillo dentinario sella las aberturas de los túbulos dentinarios y cubre la dentina intertubular y peritubular, impide el movimiento de fluido a través de la dentina y la reducción de flujo bacteriano (fig. 14).

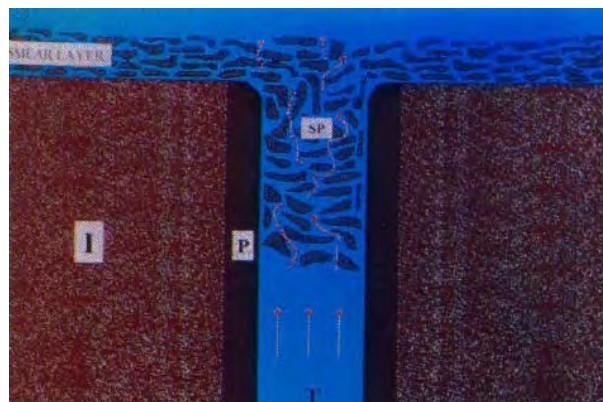


Fig. 14 Superficie dentinaria recubierta por el barro dentinario o smear layer.

Su espesor (de 1 a 5 μm) depende de la utilización o no de un 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. Es posible definir 2 zonas distintas en esta capa: una superficial, que recubre la dentina, y otra incluida en los túbulos dentinarios, donde forma tapones.

Consecuencias. El barro dentinario disminuye la energía de superficie, disimulando la estructura dentinaria subyacente. Puede perjudicar la unión de los materiales adhesivos que reaccionan químicamente con el tejido mineralizado; impide además la estanquidad y cobija las bacterias. La capa de restos dentinarios debe retirarse o ser modificada con agentes biocompatibles para conseguir una adhesión frente a la dentina; también debe descontaminarse.

Durante el tratamiento de restauración adhesiva, el barrillo dentinario puede ser removido, modificado o permeado mediante una resina, tal que los enlaces puedan ser efectuados entre el diente y el material dental adhesivo. Algunos estudios demuestran que la fuerza de los enlaces de un adhesivo de grabado total no es afectada por el barrillo dentinario, el cual es completamente removido antes de la adhesión. Sin embargo, se demostró que la fuerza de adhesión de los primers de los adhesivos de autograbado, varía de acuerdo a la superficie de preparación (barrillo dentinario delgado o grueso).

El problema de la conservación o de la eliminación de este barro ha sido muy controvertido y actualmente la investigación se orienta hacia su utilización en el proceso de unión siempre que sea posible.^{4, 18, 21, 22}

CAPÍTULO 5: ADHESIVOS

Los adhesivos a esmalte anteriormente se hacían combinando diferentes dimetacrilatos como el Bis-GMA y TEGDMA para mejorar la viscosidad. Debido a que el esmalte se podía mantener relativamente seco, estas resinas hidrofóbicas funcionaban bien cuando se limitaba a esmalte. Durante los últimos años, estos adhesivos se han reemplazado por los mismos sistemas que se aplican a dentina. Esta transición ha ocurrido debido al beneficio de la adhesión conjunta a esmalte y dentina y no como resultado de una mejora sustancial en la fuerza de adhesión. Otras moléculas que se utilizan en la elaboración de los adhesivos son el HEMA y el glutaraldehído. En algunos estudios se establece que los monómeros de HEMA y TEGDMA son potentes alergénicos.

La manipulación de HEMA puede ocasionar dermatitis, por el contrario el TEGDMA puede penetrar todo compuesto biológico y en el espacio extra e intracelular, incluyendo el núcleo de la célula y las membranas, causando múltiples efectos citotóxicos. Por lo tanto, añadiendo tales monómeros a las fórmulas de los adhesivos dentales puede contribuir efectos biológicos adversos indeseados y en especial se debe tener cuidado en la forma en cómo se manipulan dichos materiales. Aunque se han tratado de elaborar adhesivos libres de HEMA y TEGDMA, se sabe que estos tienen efectos específicos en la solución adhesiva así que estos adhesivos libres de estos metacrilatos pueden no ser tan efectivos.^{5, 23, 24}

5.1 Adhesivos de primera generación.

A principios de los años 60 se introdujo un compuesto llamado NPG-GMA (N-fenilglicina glicidil metacrilato). La unión se buscaba a través de la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina; si bien había penetración tubular, esta contribuía poco a la retención de la restauración. Sin embargo, el efecto de quelación al calcio que tuvo fue débil, con valores

bajos de unión con el orden de 2 a 3 MPa. La resistencia de unión era muy pobre debido a que la humedad de la dentina tendía a rechazar más que atraer a los adhesivos, que además tenían mayor viscosidad que los actuales.^{13, 25, 26}

Características:

- Adhesión muy baja a la dentina.
- Se buscaba unión por quelación con el calcio de la dentina.
- La unión duraba pocos meses.
- Se indicaba en cavidades pequeñas clase II y V.
- Si se usaba en dientes posteriores era común la sensibilidad postoperatoria.

5.2 Adhesivos de segunda generación

Los sistema adhesivos de segunda generación están basados en la química de los fosfatos, específicamente por esteres cloro fosforoso, estos lograban adhesión química a la dentina a través de uniones iónicas entre los grupos fosfatos de su molécula, cargados negativamente, y los iones calcio de la estructura dental. Estos productos intentaban usar la capa residual (smear layer) como sustrato para la adhesión. No obstante que fueron un buen avance en la odontología adhesiva, su resistencia de unión tangencial era aun insuficiente para evitar la microfiltración marginal; además los valores de unión por debajo de 10 MPa., pierden efectividad y se debilitan con el tiempo por hidrólisis.

Las fuerzas débiles que presentaba esta generación hacia necesaria la retención en la preparación de cavidades.

Características:

- Intentaron usar la capa de barrillo dentinario como sustrato.

- Las restauraciones con márgenes en dentina presentaban exagerada microfiltración.
- Las restauraciones en posteriores presentaban hipersensibilidad.
- La estabilidad a largo plazo era problemática.^{13, 25, 26}

5.3 Adhesivos de tercera generación

La tercera generación de adhesivos dentinarios aparece a finales de los años 80 y continuaban basándose en el empleo de un grupo ácido que reaccionaba con los iones Ca y de un grupo metacrilato que copolimerizaba con las resinas sin relleno que se aplicaban antes de la colocación de los materiales de restauración de resina compuesta. Para la unión química se usaba NPG-PMDM, 4 META, HEMA, Oxalatos. Fue la primera generación que se adhería no solamente a la estructura dental sino también a metales y cerámica.

Los procedimientos de los adhesivos de tercera generación pretendían realizar un acondicionamiento de la dentina de dos formas:

- Modificar el barrillo dentinario para mejorar sus propiedades
- Eliminar el barrillo dentinario sin alterar el material que tapaba los tubulillos dentinarios.

A pesar de que había bastantes variaciones, el procedimiento en los adhesivos de tercera generación constaba de cuatro pasos:

1. Aplicación de un acondicionador dentinario, que es un tipo de ácido que modifica o elimina el barrillo dentinario.
2. Aplicación del imprimador (el adhesivo dentinario).
3. Aplicación del adhesivo, generalmente una resina sin relleno.
4. Colocación de una resina compuesta.

Características:

- Sistemas de doble componente: imprimador y adhesivo.
- Incremento de la fuerza de adhesión a dentina (8-15 Mpa).
- Se uso en erosiones y abfracciones.
- Disminución de la sensibilidad en posteriores.
- Corta duración, (3 años).

Durante este período se diseñó otro sistema de adhesión para reaccionar más con el colágeno que con la hidroxiapatita. En este sistema se empleó un acondicionador de EDTA acuoso mientras que el adhesivo consistía en un glutaraldehido al 35% en HEMA.^{5, 13, 26}

5.4 Adhesivos de cuarta generación

A finales de 1980 en todo el mundo, se asumía que el grabado ácido de la dentina estaba contraindicado. Esto se debía a la creencia de que la apertura de los tubulillos dentinarios durante el grabado podía causar irritación pulpar, inflamación y potencialmente, la muerte de los tejidos pulpares debido a la exposición de éstos a los componentes del ácido, a los adhesivos o a los materiales de relleno.

Así, las investigaciones dirigidas en Japón permitieron el desarrollo de sistemas de adhesivos dentinarios basados en la eliminación total del barrillo dentinario y los obstáculos de barrillo. Se producían prolongaciones de resina en los tubulillos dentinarios que contribuían a la retención de las resinas restauradoras.

Cuando se reconoció que el ácido fosfórico podía ser empleado tanto para esmalte como para dentina, se simplificó sustancialmente la técnica clínica. Las antiguas generaciones se basaban en la separación del grabado de esmalte y dentina. Así se puede apreciar que la separación de los dos tipos

de ácidos en estos dos tejidos adyacentes fue una exigencia excesiva. La nueva técnica bautizada como técnica de grabado total o sistema de grabado y lavado, representó una gran reducción de la complejidad clínica. A pesar de todo, la técnica era todavía compleja debido al gran número de pasos que se requerían en el mezclado y tendían hacer el procedimiento confuso y a reducir la fuerza de unión a dentina.

Utilizaban un primer y un adhesivo. La unión propuesta era el tratamiento ácido de la dentina para remover la capa de desechos y desmineralizar la superficie. El imprimador penetraba y aumentaba la humectación de la capa de colágeno remanente creando una capa híbrida colágeno-resina (hibridación), se producían microporosidades del esmalte y la resistencia era de aproximadamente 17 y 25 MPa en la dentina.

Características:

- Múltiples pasos.
- Ácido fosfórico grabador separado.
- Imprimador y adhesivo separado.
- Solvente a base de etanol o acetona.
- Las grandes innovaciones de la 4ª generación de adhesivos son el grabado total y la adhesión a la dentina húmeda.^{5, 26}

5.5 Adhesivos de quinta generación

La quinta generación de adhesivos se desarrolló cuando se dieron cuenta de que el éxito clínico era mucho mayor si se reducía el número de pasos implicados en la cuarta generación. Utilizan también ácido fosfórico para grabado total y son llamados también sistemas de grabe y lave, pero el imprimador viene mezclado con el adhesivo (fig. 15). Se designan como adhesivos de un solo frasco, unión húmeda, no se mezcla y se dice que no hay sensibilidad posoperatoria. No hay mezclado, por lo tanto menos

posibilidades de errores. La fuerza de adhesión esta en el rango de 20 a 25 MPa y más.



Fig. 15 Adhesivo de quinta generación de 3M.

Se ha dado mucha importancia al entramado de interconexiones que se produce cuando los monómeros del adhesivo dentinario polimerizan en el interior de la capa de colágeno desmineralizado. Estos resultados sugieren que la formación de una capa híbrida es fundamental para evitar el debilitamiento y la falta de filtración de la zona desmineralizada.

Características:

- Un solo frasco
- Ácido grabador separado.
- Primer y adhesivo combinado.
- Fotopolimerizables.
- Solvente a base de acetona o alcohol.
- Se adhieren a esmalte, dentina, cerámica y metales.
- Son los adhesivos más populares en la actualidad.
- Se reduce notablemente la sensibilidad posoperatoria.^{5, 26, 27}

5.6 Adhesivos de sexta generación

La sexta generación de adhesivos no requiere grabado. Si bien, esta generación no está aceptada universalmente, hay un número de adhesivos dentales presentados en el año 2000 en adelante, que están diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado. Estos productos tienen un

acondicionador de la dentina entre sus componentes; el imprimador (primer) es autograbadador, así que el tratamiento ácido de la dentina se autolimita.

Algunos investigadores han planteado dudas sobre la calidad de la unión con el paso del tiempo en boca. Lo interesante es que la adhesión a la dentina (18 a 23 MPa) se sostiene con el transcurso del tiempo, mientras que la adhesión al esmalte no grabado ni preparado es la que está en entredicho, la adhesión al esmalte es de 7-28 MPa. Los múltiples componentes y múltiples pasos en las varias técnicas de la sexta generación pueden causar confusión y conducir a errores.

Existen dos tipos de adhesivos de la sexta generación:

Tipo 1 de 2 pasos: Viene en dos frascos, un frasco con el acondicionador e imprimador ácido combinados y el adhesivo en un frasco separado, se coloca el imprimador ácido y luego el adhesivo (fig. 16).



Fig. 16 Adhesivo de sexta generación de Ivoclar.

Características:

- El imprimador es autograbadador.
- Imprimador en frasco separado del adhesivo.
- No se graba con ácido fosfórico.

Tipo 2 de 1 paso: Puede presentarse en dos frascos o unidosis, usa agua como solvente, el imprimador autograbadador se mezclan con el adhesivo y luego se aplica (fig. 17).



Fig. 17 Sistema de acondicionador-primero y adhesivo de 3M.

Características:

- No se graba con ácido fosfórico. En esmalte no preparado puede requerirlo.
- Formulación fotocurada.
- Agua como solvente.
- No requieren grabado ácido, al menos en la superficie de la dentina.
- Tienen un acondicionador de la dentina.^{26, 27, 28, 29}

5.7 Adhesivos de séptima generación

Los fabricantes han tratado de abordar las limitaciones asociadas a la unión a la dentina mediante la eliminación de tantos pasos como sea posible en el protocolo de adhesión. Este enfoque aumenta la eficacia del procedimiento y reduce la sensibilidad de la técnica. Estas tendencias se reflejan en la introducción de "todo en uno" (fig. 18), los sistemas adhesivos de un solo paso, el aumento de concentración de monómeros de resina ácida en estos sistemas permiten un simultáneo grabado y la imprimación de la superficie de la dentina, estos adhesivos simplifican la multitud de materiales de la sexta generación reduciéndolos a un sistema de un solo componente y un solo frasco, no se mezcla, el adhesivo es autograbadador, también utilizan agua como solvente, su resistencia de unión es de 18-28 MPa.



Fig. 18 Adhesivo de séptima generación de Ivoclar.

Características:

- Valioso aporte a la eliminación de la sensibilidad posoperatoria.
- No importa cual se la luz usada.
- El esmalte no preparado puede requerir grabado con ácido fosfórico.

Los estudios clínicos que evalúan la efectividad de las nuevas generaciones de adhesivos de un paso son escasos, debido a que son recientes en el mercado. Sin embargo, estos adhesivos de un paso tienen una buena documentación en la investigación *in-vitro*, los cuales indican que estos no parecen cumplir las expectativas respecto a su desempeño de enlazamiento, pero también se ha documentado con baja fuerza de enlace y durabilidad limitada, especialmente a dentina. Además, su capa adhesiva a veces contiene porosidades y huecos, ya sea por osmosis o separación de fases. En particular, el fenómeno de osmosis parece estar relacionado con un alta permeabilidad con las capas adhesivas, posiblemente se deben a bajas tasas de conversión y a una alta hidrofiliidad de los componentes en un sistema de un paso. En un estudio hecho por Van Landuyt y cols con 52 pacientes de caries cervicales, se demuestra la efectividad de los sistemas de séptima generación, utilizaron dos sistemas de adhesivos uno de tres pasos y otro de un solo paso para restaurarlos, después de 12 meses los evaluaron, llegando a la conclusión de que la tasa de retención para el de un solo paso fue 98.5% comparada con el 99.3% para el de tres pasos.^{26, 28, 29,}

30, 31

CAPÍTULO 6: FOTOPOLIMERIZACIÓN

6.1 Química de la polimerización

Los monómeros pueden unirse a través de uno o dos tipos de reacción: polimerización de adición y polimerización de condensación. Los monómeros de polimerización se activan uno a uno y se van uniendo sucesivamente para formar una cadena cada vez más grande.

6.1.1 Polimerización por adición

La polimerización por adición comienza a partir de un centro activo, añadiendo un monómero cada vez hasta formar rápidamente una cadena. En teoría, la cadena puede crecer indefinidamente hasta que se agote todo el monómero. El proceso es simple, pero no resulta fácil de controlar.

6.1.2 Etapas de la polimerización por adición

Inducción. Es controlada a través de dos: la *activación* y la *iniciación*. Para el comienzo del proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de radicales libres, estos se pueden generar por *activación* de las moléculas que los producen, empleando una sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre. De todos éstos, los agentes químicos, el calor y la luz visible son los más utilizados en odontología.

Por tanto, el radical libre original se enlaza con un lado de la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo, y así es iniciada la reacción.

Las que emplean sustancias químicas, durante el almacenamiento, sus componentes deben estar separados. Un ejemplo de este sistema es la

amina terciaria (el activador) y el peróxido de benzoílo (el iniciador), que se mezclan para iniciar la polimerización de las denominadas resinas dentales autocuradas a temperatura ambiente.

Otro sistema de inducción es el activado por la luz. En el cual, los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de polimerización. En sus inicios este sistema utilizaba luz ultravioleta, pero debido a las preocupaciones sobre los efectos de esta luz en la retina y en los tejidos orales, a su poca profundidad de penetración y a la pérdida de intensidad de la luz ultravioleta con el paso del tiempo, se desarrollaron sistemas de iniciadores activados con luz visible.

Los materiales dentales curados con luz visible, la canforoquinona y una amina orgánica, (dimetilaminoetilmetacrilato), generan radicales libres cuando son irradiados por la luz en la zona azul-violeta. La luz con una longitud de onda de aproximadamente 470 nm es necesaria para provocar esta reacción. Debemos considerar factores tales como la intensidad de la luz, el ángulo de iluminación y la distancia entre la resina y la fuente de luz ya que pueden afectar de manera significativa al número de radicales libres que se formen, disminuyendo la calidad de las restauraciones.

Propagación. Cuando se aproxima otro monómero para formar un dímero, el complejo de monómero-radical libre resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres, y el dímero también se convierte en un radical libre. A este proceso se pueden añadir sucesivamente un gran número de moléculas, de manera que el proceso de polimerización continúa a través de la propagación del centro activado, hasta que el monómero se convierta en el polímero deseado.

Se requiere muy poca energía después de que la cadena comienza a crecer, por lo tanto, al aumentar el calor el proceso continúa, y forma grandes moléculas de polímeros en pocos segundos. El proceso es muy rápido casi instantáneo. La cadena del polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación.

Transferencia de cadena. En este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula creando un nuevo radical libre que crecerá más adelante. Ejemplo, la molécula de un monómero se puede activar a través de una macromolécula en crecimiento, por tanto, en la última se produce la terminación. De esta manera, se forma un nuevo núcleo, que también crecerá.

Terminación. Las reacciones de terminación adicionales concluyen al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra, en este caso, al transferir el átomo de hidrógeno se forma un doble enlace.

6.1.3 Inhibición de la polimerización por adición

No es probable que se produzcan reacciones de polimerización cuando se ha agotado el monómero, y no siempre forman polímeros de gran peso molecular. Algunas veces, las impurezas del monómero impiden dichas reacciones, la presencia de dichas impurezas influye en gran medida en la longitud del período de inducción, así como en el grado de polimerización. Por este motivo, las resinas dentales comercializadas suelen contener una pequeña cantidad (aproximadamente el 0,006% ó incluso menos) de un inhibidor como el metiléter de hidroquinona, con el motivo de prevenir la polimerización durante el almacenamiento.

El oxígeno reacciona rápidamente con los radicales libres, y su presencia retrasa la reacción de polimerización. Por tanto, debe evitarse la inclusión de aire en las resinas para optimizar el proceso de fraguado en las zonas más importantes de la restauración. En la práctica clínica es común utilizar un material como matriz, que ayuda a dar forma a la resina y actúa como barrera para evitar el contacto con el oxígeno durante el fraguado.⁵

6.2 Copolimerización

Se pueden combinar dos o más monómeros diferentes desde el punto de vista químico, cada uno de ellos con alguna propiedad destacable, con el fin de producir propiedades físicas específicas de un polímero. El polímero formado es un copolímero, y a su proceso de formación se le denomina copolimerización. Muchas resinas se fabrican mediante copolimerización.⁵

6.3 Resinas compuestas activadas por luz

Para evitar los problemas que conllevaban las resinas activadas químicamente, los fabricantes diseñaron resinas que no necesitaban mezclarse, lo lograron gracias al empleo de un sistema de iniciador fotosensible y una fuente lumínica de activación.

Estas resinas evitan la porosidad que presentaban de activación química, permiten al operador completar la inserción y el modelado antes de que comience el fraguado, estas resinas no son tan sensibles a la inhibición por el oxígeno. Sin embargo tiene limitaciones en el momento de su empleo, no se deben colocar de forma incremental y no poner más de 2 mm. por capa, ya que podría haber una penetración de luz limitada, por lo que cuando son reconstrucciones amplias se requiere de mayor tiempo. Otro inconveniente el costo de las unidades de fotopolimerización.⁵

6.4 Espectro de las radiaciones electromagnéticas

El espectro de ondas electromagnéticas corresponde al ordenamiento de las diferentes radiaciones conocidas de acuerdo a su longitud de onda (fig. 19). Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos, como las ondas de radio o televisión.

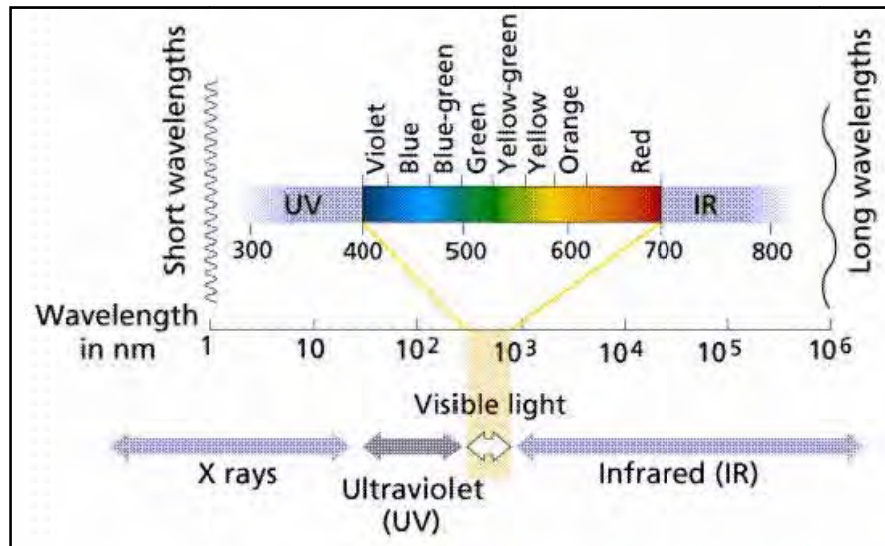


Fig. 19 Espectro de las radiaciones electromagnéticas.

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango está entre los 400 y 700 nm con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los colores restantes se ubican entre ellas. En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la cavidad bucal de un paciente, la radiación por emplear debe reunir ciertas características básicas. No debe tener una longitud de onda reducida, ya que éstas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. Si es muy larga la longitud de onda, no resultan aptas por estar en abundancia en el ambiente actuarían continuamente sobre un material y no en el momento en que el profesional lo considere oportuno.

Todas estas consideraciones hacen que, para las condiciones a que se está haciendo referencia (activación directa en el medio bucal), la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500 nm, que corresponden fundamentalmente al color azul. La combinación entre una acetona y una amina cumple con estas condiciones.

Los dispositivos por utilizar con esos materiales deben ser capaces, por ende, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables mencionados. Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm. Por ello, también pueden denominarse dispositivos de luz azul o luz visible.^{25, 32, 33}

6.5 Unidades de fotopolimerización

Las resinas compuestas inauguraron la era del fotocurado. El éxito de estas restauraciones depende de un requisito necesario, aunque no suficiente, la disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la calidad e intensidad apropiadas para asegurar las mejores propiedades finales en el material. Las primeras unidades de energía radiante aparecen hace más de 30 años y eran de radiación ultravioleta con longitud promedio de 360 nanómetros.^{25, 32}

6.5.1 Usos de las unidades de fotopolimerización

La mayor parte de resinas compuestas logran su reacción de endurecimiento por una reacción de polimerización, si esta se realiza por adición requiere energía para activar la etapa de iniciación; y así completar convenientemente la reacción en un periodo no muy prolongado.

En la fotoactivación, esa energía se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada. Ésta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles ligaduras de moléculas (monómeros) presentes un material. Los niveles incrementados de fotoiniciadores producen mejoras en el curado y las propiedades físicas.

La fotopolimerización se basa en la fotoquímica, para que se produzca, es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.

Como las resinas compuestas fotopolimerizables son utilizados por su potencial estético, la translucidez y los cambios de color fueron estudiados en el curado de estos materiales. Esto tiene implicaciones importantes en la evaluación base de los materiales en las pruebas clínicas. Los efectos según variación de la intensidad de la luz fueron investigados por Davidson-Kaban y col y se descubrió que las altas intensidades no son necesarias para la óptima calidad de la restauración.^{5, 31}

6.6 Características deseables de un fotopolimerizador

- Excelente potencial de polimerización, intensidad de la luz en un rango de 420-500 nm.
- Punteras ópticas que puedan ser esterilizadas y sean de fácil limpieza.
- Variedad de punteras ópticas intercambiables, con diferentes diámetros, curvaturas y longitudes.
- Poco o ningún calentamiento cuando sea usado.
- Cordones resistentes a la fractura por doblamiento y caída.
- Alternativa de diferentes tiempos de polimerización.
- Ligera y de fácil manejo.

- Fácil mantenimiento (cambio de lámpara, filtros, etc.)
- Costo razonable.
- Silencioso.³²

6.7 Lámparas de fotopolimerización

La mayor parte de las lámparas de polimerización, son manuales, estas emiten la radiación necesaria para la activación de la polimerización, debido a que su luz actual sobre iniciadores que reaccionan con las cetonas incluidas en de materiales de uso directo. Estas se fabrican con distintas tecnologías, actualmente encontramos diferentes tipos de lámparas en el mercado: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma, los dispositivos láser y los equipos LED, cada una con características propias que se detallaran más adelante.^{5, 25, 32, 34}

6.7.1 Lámparas halógenas

La tecnología de las lámparas halógenas se desarrolló junto con las resinas compuestas, debido a su estructura formada por una envoltura de cuarzo, un filamento de tungsteno y un gas halógeno, se les conoce también como lámparas QTH. Los sistemas iniciadores más populares de las resinas compuestas fotopolimerizables se activan en el espectro de entre 400 y 500 nm. Por ello, trabajan con filtros para luz azul e infrarroja, que filtran la radiación innecesaria y reducen así el desarrollo de calor.

Las lámparas halógenas son muy similares a las de filamentos comunes, pero su filamento soporta unos cuantos cientos grados más de temperatura. Por eso, el rendimiento es considerablemente superior. Para evitar que la bomba eléctrica se queme, al gas de relleno se le añaden gases halógenos (principalmente yodo). Estos gases halógenos causan la evaporación del filamento de tungsteno para formar un haluro (yoduro de tungsteno) en las superficies internas del bulbo.

Por lo anterior, las bombillas de este tipo de luz se fabrican de tamaños pequeños y están hechos de vidrio de sílice. El yoduro de tungsteno se descompone en tungsteno y yoduro sobre el filamento que ha adquirido elevadísimas temperaturas, evitando que el bulbo se queme, y permitiendo una mayor temperatura de funcionamiento de la luz (fig. 20). El resultado es una luz muy blanca y luminosa. La cantidad de luz obtenida durante el ciclo de vida total de los bulbos halógenos es grande y supera la de las lámparas de luz eléctrica convencionales.



Fig. 20 Lámpara halógena de 3M.

La tecnología de bajo costo que representa este tipo de lámpara es una ventaja, aunque tiene grandes desventajas como la vida corta de servicio, altas temperaturas por lo que tiene que ser enfriada por un ventilador y el espectro continuo debe ser reducido por sistemas de filtros por los que deben utilizar dispositivos de protección para los ojos.^{26, 27, 32, 34}

6.7.2 Lámparas de arco de plasma

Las lámparas de arco de plasma fueron introducidas a finales de la década de 1990. Estas lámparas emplean gas de xenón que está compuesto por electrones y de iones positivos, además estas lámparas contienen dos electrodos de tungsteno dentro de una cámara presurizada, el gas se ioniza y produce plasma. La luz blanca de alta intensidad se filtra para evitar el calor y para que solo emita la luz azul (400 a 500 nm) Estos equipos no

fueron capaces de desplazar a las lámparas halógenas debido a varias desventajas, como el estrecho espectro de longitud de onda alto desarrollo de temperatura y alto costo inicial.

La luz de las lámparas de polimerización de arco plasma es producida al con dos electrodos ubicados muy cerca el uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de potencial de voltaje genera un arco de luz que aparece entre esos dos electrodos.

La radiación generada es de aproximadamente 465 nm. y de muy alta potencia (mayor que 1.000 mW/cm^2), lo que permite reducir muy significativamente los tiempos de polimerización con respecto a los utilizados con las lámparas halógenas. Si bien ello permite disminuir el tiempo de empleo clínico del dispositivo, podría conspirar contra el logro eficaz de adhesión por la excesiva velocidad generada en la reacción.

Debe tenerse en cuenta, como ya se anticipó, que el espectro o amplitud de longitud de onda de radiación generado por estas unidades es menor que el que se obtiene con las halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica.^{5, 16, 26, 34}

6.7.3 Lámparas de láser (láser de argón)

Se han desarrollado también dispositivos para fotocurado basados en la tecnología láser. El nombre de LASER deriva de las siglas Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

La luz se genera cuando se aplica energía a un átomo liberando un electrón a un nivel de energía mayor e inestable. El electrón regresa a un nivel estable desprendiendo luz a través de un medio de medio de gas argón. Un

láser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. El espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular. La luz emitida en vez de proveerse en una longitud de onda continua, se emite en una variedad de longitudes de onda 454, 458, 466, 472, 488, y 497 nm.

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente. Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la potencia por unidad de superficie sea la misma, aunque se produzca esa situación además que no generan calor, pero por tener el diámetro reducido de la guía de luz se hace necesario efectuar varias aplicaciones en lugares diferentes para abarcar toda la superficie. Un factor para tener en cuenta es su alto costo en comparación con las de bulbo halógeno.^{16, 26, 32, 34}

6.7.4 Lámparas de LED

Los diodos emisores de luz (LED, del inglés *light emitting diode*) han sido investigados intensivamente en años recientes, a merced a los importantes avances de la industria de semiconductores. Existen LED rojos, verdes, blancos, azules y algunos más. Los usos son variables pero el LED de luz azul permitió el empleo de esta nueva tecnología para la fotopolimerización de materiales aplicados en odontología.

Los LED pertenecen al grupo de lámparas luminiscentes electrónicas. Están iluminados únicamente por el movimiento de electrones en un semiconductor. Estas fuentes emiten radiación solo en el espectro visible (440-480nm) sin necesidad de filtros (fig. 21).



Fig. 21 Diferentes presentaciones de las lámparas de LED.

Un diodo emisor de luz no es más que un diodo semiconductor que opera en dirección a una corriente. El extremo negativo del circuito es conectado a la capa de tipo "n" (fuente) y el extremo positivo es conectado a la capa de tipo "p" (ánodo), la diferencia de energía es liberada como fotones (luz). Los semiconductores más utilizados son fosforo de galio (GaP), fosforo de aluminio, galio y arsénico (AlGaAs) o nitruro de galio (GaN).

Los diodos de SiC introducidos a finales de la década de 1980 se pueden utilizar para ciertas aplicaciones, pero no son muy eficaces. A finales de 1993 se introdujeron los diodos de InGaN (nitruro de galio e indio) que emiten luz en el espectro de longitud de onda azul y verde con un importante aumento de la eficacia, con aplicaciones en la tecnología del campo dental.

Entre las ventajas de las lámparas LED son que requieren un bajo consumo eléctrico que permite la fabricación de dispositivos con baterías., el tiempo de funcionamiento de estas lámparas está muy por encima del de las lámparas halógenas, ergonómicas y pequeñas, tienen bombillas de larga duración que no presentan pérdida de intensidad de iluminación, no generan calor ya que no tienen filamento; por lo tanto no necesita refrigeración , además no necesitan de un filtro, pueden emitir luz azul con longitud de onda adecuada

para la fotopolimerización, con una fuente luminosa eficiente y sin radiaciones caloríficas ultravioleta.

Debido a que se utilizan distintos iniciadores, se debe asegurar que la lámpara de polimerización active dichas sustancias de manera efectiva. La canforquinona (dicetona presente como agente iniciador en la mayoría de las resinas fotocurables) absorbe luz en un espectro de aproximadamente 400 a 500 nm, con una absorción máxima a los 470 nm., la canforquinona tiene un color amarillo intenso que, generalmente, no representa problemas en cuanto al matiz de la mayoría de los materiales de restauración. Sin embargo, para materiales muy translúcidos, blancos o claros, este color amarillento puede ser desventajoso. Por esta razón, se necesitan iniciadores blancos (tales como la fenilpropanodiona o lucerina), que presentan un espectro de absorción de una longitud de onda menor. Con el fin de polimerizar dichos materiales de modo confiable, las unidades de curado tienen que proporcionar una suficiente intensidad lumínica, incluso en espectros de longitud de onda considerablemente menores que 450 nm.

La primera generación de estas lámparas, funcionaban con baja corriente. El resultado fue una intensidad máxima de tan sólo 400 mW/cm^2 . Por ello, estas lámparas ofrecían sólo limitados servicios de aplicación en los procesos del trabajo dental diario. Las lámparas de segunda generación estaban equipadas con LED mucho más eficaces y funcionaban con una corriente más alta para lograr intensidades de hasta unos 900 mW/cm^2 , longitudes de onda entre los 455 a 485 nm, con ventilador para eliminar el calor. Las lámparas de tercera generación tienen una potencia lumínica mayor de 1.000 mW/cm^2 , y su espectro está entre los 400-500 nm.^{25, 26, 27, 29, 34, 35}

6.8 Factores que afectan la calidad de la polimerización

La calidad de la fotopolimerización no depende sólo del material y de la unidad de luz empleados, sino también de otros factores como:

A) Potencia de la luz emergente: Sí se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo, y si: $T = F \times D$, y su unidad es el joule ($J = N \times m$), puede sostenerse que para lograr la correcta polimerización de un material se hace necesaria cierta cantidad de Joules. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente *potencia* ($\text{potencia} = \text{trabajo} / \text{unidad de tiempo}$ y su unidad $\text{Watt} = \text{J} / \text{seg}$) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar.

B) Tiempo de fotoactivación: Debe tenerse en cuenta que si se emplean tiempos insuficientes, aún con intensidades altas, el material no polimeriza correctamente, por lo tanto es fundamental informarse del tiempo de exposición a la luz que indican los fabricante para cada material, sin embargo estos indican el tiempo mínimo, por lo que hay que aumentar por lo menos 50% del tiempo indicado.

C) Intensidad lumínica de curado: Para desencadenar el trabajo de polimerización se necesita un dispositivo de curado que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie irradiada. En realidad, un dispositivo genera un determinado flujo luminoso cuya intensidad se mide en una unidad conocida como *lumen* (lm). Para el fotocurado es más frecuentemente evaluada en Watt. por metro cuadrado sus derivados o algún submúltiplo de esta unidad, como el miliWatt por centímetro cuadrado.

Hace unos años, se estableció que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado por unidad de superficie de modo adecuado,

oscilaba alrededor de los 350 mW/cm². Se ha comprobado, que una potencia demasiado elevada más de 1000 mW/cm² de luz aplicada directamente sobre el material puede provocar una contracción brusca de endurecimiento que tiende a desprenderlo de la superficie sobre la que se ha ubicado (superficie dentaria) y, además, ocasionar una polimerización sólo de la capa superficial del material en cuestión.

Sobre estas consideraciones se han desarrollado lámparas en las que la potencia de la radiación es relativamente baja cuando se ponen en funcionamiento y va aumentando con el transcurso del tiempo. Permitiendo que el material vaya polimerizando progresivamente, disipando las tensiones que se generan en él como consecuencia de la contracción de polimerización, logrando un endurecimiento completo de su masa y menor posibilidad de pérdida de adhesión a la estructura dentaria.

D) Espesor del material: No se debe sobrepasar un espesor de alrededor de 2 mm por capa de material a polimerizar, los incrementos ideales son de 1 mm. A medida que la luz penetra en la masa de material es absorbida y pierde capacidad de hacer polimerizar las zonas profundas.

E) Distancia luz-material: Debe ser mínima, evitando el contacto material-punta. La luz emergente del dispositivo debe ser aplicada lo más cerca del material como sea posible, ya que al alejarse la fuente se incrementa la superficie irradiada y disminuye la intensidad de la polimerización, produciéndose un efecto llamado linterna.

F) Color del material: Cuanto más oscura es una resina compuesta, menor es la profundidad de polimerización. La reflexión y absorción de la luz a través del esmalte, dentina o material también puede tener como resultado una profundidad menor de polimerización.^{16, 34}

CONCLUSIONES

Para lograr el éxito en las restauraciones con resinas compuestas, debemos tener conocimiento de los tejidos dentarios, conocer los componentes y características de las resinas, considerar sistemáticamente los pasos previos a su colocación, refiriéndose específicamente al grabado con ácido o a los sistemas de adhesión, donde los de séptima generación disminuyen el tiempo de trabajo significativamente beneficiando al odontólogo, aunque debemos considerar que los estudios clínicos para estos son escasos por ser recientes y los estudios in vitro demuestran que no parecen cumplir las expectativas respecto a su desempeño de enlazamiento, teniendo durabilidad limitada, especialmente a dentina.

Otro aspecto es la fotopolimerización; la lámpara debe presentar las características necesarias para iniciar la fotopolimerización. Es importante señalar que solo si el material es correctamente colocado y completamente polimerizado, las restauraciones realizadas con materiales fotopolimerizables podrán durar a largo plazo, de lo contrario las consecuencias clínicas pueden ser una hipersensibilidad posoperatoria, desadaptación marginal y la disminución de la resistencia al desgaste. Sin embargo el problema de la contracción por polimerización sigue siendo una desventaja que poseen todas las resinas sin importar que tipo de lámpara se use.

Las lámparas que actualmente nos ofrecen más ventajas en comparación con las halógenas son las de LED (*light emitting diode*), con muy buena efectividad.

Es vital mantener una constante actualización sobre productos nuevos, que aumentan las opciones de tratamiento, y considerar que para una buena selección es necesario basarse en la investigación realizada sobre ellos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Izabela M. Structure–property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Journal dental materials* 2009, 25: 1082–1089.
2. Hervás A., Martínez M., Cabanes J. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral*. 2006, 11:E215-E220.
3. Bottenberg P, Jacquet W, Alaerts M. A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results, *journal of dentistry* 2009, 37: 198–203.
4. Roth F. Los composites. 1a. ed. España: Editorial Masson, 1994. Pp. 1-133.
5. Anunsavice K. Phillips. *Ciencia de los materiales dentales*, 11a. ed. Editorial McGraw-Hill Interamericana, 2002. Pp. 143-169, 382-432.
6. Roberson T, Heymann H. Sturdevant, *Arte y ciencia de la odontología conservadora*, 5a. ed. España: Editorial Elsevier, 2007. Pp. 511-550.
7. Bin Y, Yong-Keun L. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *Journal of dentistry* 2008, 36: 840 –846.
8. Craig R. *Materiales de odontología restauradora*, 10a. ed. España: Editorial Harcourt Brace, 1998. Pp. 244-270.
9. Ortega R. Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia al desgaste de tres resinas compuestas de nanotecnología y 3 resinas compuestas convencionales. Tesis Facultad de odontología, Universidad de Chile. 2005. Pp. 23-27.
10. Cadenaro M, Marchesia G, Antoniollia F. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *J. dental materials* 2009, 25: 649–654.
11. <http://es.thefreedictionary.com/sorcion>
12. Barceló F, Palma J. *Materiales dentales conocimientos básicos aplicados*. 1a. ed. México: Editorial Trillas, 2003. Pp. 15-20, 103-114.
13. Quintero M, Barceló F. Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. *Rev. Practica odontológica* 1995, 16: 18-23.
14. Gómez de Ferraris M. *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental*. 3a. ed. México: Editorial médica panamericana, 2009. Pp. 256-316.

15. Barrancos J. Operatoria dental, integración clínica. 4ta.ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2006. Pp. 261-277, 892-904.
16. Lanata Eduardo Julio, Operatoria dental, estética y adhesión. 1a.ed. Argentina: Grupo guía, 2003. Pp.89-116.
17. Ross M. Histología texto y atlas color con biología celular y molecular, 4a. ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2005. Pp. 443-456.
18. Bottino M., Estética en rehabilitación oral metal free. 1a. ed. Brasil: Editorial Artes médicas latinoamérica, 2001. Pp. 27-54.
19. Fawzy A, Farid S, Amer M. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. Journal of dentistry 2008, 36: 969-976.
20. Miyashita E. Odontología estética, el estado del arte. 1a. ed. Brasil: Ed. Artes Médicas, 2005. Pp. 2-10.
21. Adebayo O, Burrow M, Tyas M. Dentine bonding after CPP-ACP paste treatment with and without conditioning. Journal of dentistry 2008, 36:1013–1024.
22. Ikeda M, Kurokawa H. Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. Journal of Oral Science 2009, 51: 527-534.
23. Mine A, De Munck J, Landuyt K. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a HEMA/TEGDMA-free three-step etch&rinse adhesive. Journal of dentistry 2008, 36:767–773.
24. Volk J, Leyhausen G, Dogan S, Geurtsen W. Additive effects of TEGDMA and hydrogen peroxide on the celular glutathione content of human gingival fibroblasts. Dental Materials 2007, 23: 921–926.
25. Guzmán H., Biomateriales odontológicos de uso clínico. 4a. ed. Colombia: Editorial Ecoe Ediciones, 2007. Pp. 229-287.
26. Cova J. Biomateriales dentales, 2a. ed. Venezuela: Editorial Amolca, 2009. Pp. 245-301.
27. <http://www.3m.com/cms/mx/es/2-21/kFuuuFZ/view.html>
28. <http://www.sdpt.net/CAR/adhesivos2.htm>
29. <http://www.ivoclarvivadent.es/>
30. Landuyt K, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso M. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in one adhesive in non-cariou cervical lesions at 1 year. Journal of dentistry 2008, 36: 847–855.

31. Qiang Y, Wang Y. Characterization of Photopolymerization of Dentin Adhesives as a Function of Light Source and Irradiance. *Journal Biomed Mater Res* 2007, 80(2):440-446.
32. Baratieri L. *Estética. Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados*. 2a. ed. Brasil: Editorial Santos Amolca, 2004. Pp. 117-124.
33. <http://www.laeff.inta.es/partner/cursos/br/curso.php?c=1>
34. Macchi R. *Materials dentales*. 4a. ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2007. Pp. 157-186.
35. Seong H, Young D. White light emission from blue and near ultraviolet light-emitting diodes precoated with a Sr₃SiO₅:Ce³⁺, Li⁺ phosphor. *Optics letters* 2007, 32: 3444-3446.