



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**RESINAS COMPUESTAS EN ODONTOLOGÍA  
ESTÉTICA Y RESTAURADORA**

T E S I N A

Que para obtener el título de:

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

*P r e s e n t a*

**HUGO MANUEL GALICIA GERVACIO**

**DIRECTOR: CD. PEDRO LARA MENDIETA  
ASESOR: CD. GASTÓN ROMERO GRANDE**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

### **A LA “UNAM”**

A esta gran institución por haberme dado la oportunidad de realizarme como profesional de la salud y como ser humano.

### **A LA “FACULTAD DE ODONTOLOGÍA”**

A esta gran facultad por darme los conocimientos necesarios para ser profesionalista y así triunfar en la vida.

### **A “DIOS”**

Gracias a dios y a la virgen de Guadalupe por darme su bendición durante este largo camino, que nunca me desampararon, que me dieron salud, fortaleza y capacidad para poder verme realizado como profesionalista.

### **A “MIS PADRES”**

Sr. Catarino Galicia Caldiño

Sra. Salvadora Gervacio Salazar

Quiero darles las gracias a los seres que mas quiero en la vida **“mis padres”** Gracias por darme la vida y por darme esta gran oportunidad de poder realizar el mas grande de mis sueños (ser profesionalista), por enseñarme a ser un hombre de bien, gracias a los valores que me inculcaron desde niño, la fé y la motivación e ilusiones que tuvieron en mi para poder obtener este logro, el cual es suyo también.

### **A “MIS HERMANOS”**

Marcos Galicia Gervacio

Domingo Galicia Gervacio

Quiero darle las gracias por el apoyo y comprensión que me dieron durante este largo camino, Marcos y Domingo a sus familias **“GRACIAS”**.

CD. Hugo Manuel Galicia Gervacio.

# INDICE

## CAPITULO 1. "GENERALIDADES"

INTRODUCCIÓN .....	5
1.1. Concepto de resinas compuestas en odontología .....	6
1.2. Antecedentes historicos .....	7
1.3. Componentes de las resinas compuestas .....	10
1.4. Propiedades de las resinas compuestas .....	14
1.5. Clasificación cronologica de las resinas compuestas .....	17

## CAPITULO 2. "CRONOLOGÍA DE LAS RESINAS COMPUESTAS"

2.1. Resinas compuestas de primera generación (Macropartícula) .....	18
2.2. Resinas compuestas de segunda generación (Micropartícula) .....	19
2.3. Resinas compuestas de tercera generación (Partícula híbrida) .....	21
2.4. Resinas compuestas de cuarta generación (Refuerzo cerámico) .....	23
2.5. Resinas compuestas de quinta generación (Técnica indirecta) .....	24
2.6. Resinas compuestas de sexta generación (Contemporánea) .....	24

## CAPITULO 3. "CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS"

3.1. Según su densidad .....	28
3.1.1. Fluidas o de baja densidad .....	28
3.1.2. Híbridas o microhíbridas de mediana densidad .....	29
3.1.3. Condensables o de alta densidad .....	30

3.2. Resinas compuestas usadas para su estudio -----	31
3.2.1. Filtek Flow (3M – ESPE) -----	31
3.2.2. Filtek Z250 (3M – ESPE) -----	31
3.3. Según su polimerización -----	32
3.3.1. Resinas quimiopolimerizables -----	32
3.3.2. Resinas fotopolimerizables -----	33
3.4. Resinas fluidas -----	35

#### CAPITULO 4. “PRINCIPIOS PARA EL PREPARADO, APLICACIÓN Y TERMINADO DE LAS RESINAS COMPUESTAS”

4.1. Remoción de la caries -----	37
4.2. Preparado -----	38
4.3. Aplicación de la resina compuesta -----	40
4.4. Importancia en la polimerización de las resinas compuestas -----	41
4.5. Acabado y pulimiento -----	44

#### CAPITULO 5. “ADHERENCIA DE LA RESINA AL DIENTE”

5.1. Tipos de adherencia -----	47
5.2. Tejidos dentarios -----	48
5.3. Adhesión a la estructura del esmalte -----	52
5.4. Adhesión a la dentina -----	54
Conclusiones -----	56
Referencias bibliográficas -----	58

## **INTRODUCCIÓN.**

Existe una gran diversidad de materiales dentales por lo que debemos de conocerlos ampliamente y saber usarlos, las resinas utilizadas en la odontología estética y restauradora tienen un gran valor psicológico para el paciente. La estética dental sin lugar a duda es un segmento de gran importancia en el individuo, lo cual asume un papel fundamental en la estética del rostro, así como crea un respeto para la personalidad propia y la necesidad de autorrealización en el paciente.

Por otro lado el tener conocimiento sobre las resinas como un material de elección en la odontología estética restauradora es de suma importancia, ya que en esta nos enfrentamos ante una gran variedad de resinas que se encuentran disponibles en el mercado. Por estas razones considero conveniente la elaboración de un material accesible que sirva de apoyo a los estudiantes de las futuras generaciones, para así facilitar la búsqueda referente al tema, ya que existe una gran variedad de referencias bibliográficas en las cuales se encuentran clasificaciones y conceptos con algunas variaciones uno con respecto del otro y así poder ampliar el criterio del estudiante.

Por tal motivo en este trabajo de tesis he tratado de presentar, en la forma más sencilla la clasificación y aspectos más importantes de los diferentes tipos de resinas como material estético de elección en la práctica odontológica. Ante el gran impacto psicológico que causan los materiales estéticos sobre el individuo, se imparten seminarios que permiten al alumno conocer la importancia de dichos materiales y una forma de hacerlo es a través de seminarios de titulación en la Facultad de Odontología de la UNAM, cuyo objetivo principal está basado en proporcionarle una mejor estética dental al paciente, así mismo regresarle la función y mantenimiento de la integridad de la estructura dental y del periodonto, para así poder lograr un equilibrio biológico, psicológico y social en el paciente.

# CAPITULO 1. “GENERALIDADES”

## 1.1. Concepto de resinas compuestas en odontología

El término material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales. Ejemplos de materiales compuestos naturales son el esmalte y la dentina de los dientes. El esmalte está representado por la matriz orgánica y la dentina es la matriz consistente de colágena. En ambos compuestos, la partícula de relleno consiste en cristales de hidroxiapatita. La diferencia en las propiedades de cada uno de los tejidos se asocia en parte a las diferencias en la proporción matriz – relleno.

Las resinas compuestas son un grupo de polímeros, generalmente BisGMA, que constituyen la matriz orgánica, ligados a un refuerzo de vidrio silanizado. Rafael L. Bowen desarrolló en los años sesenta una molécula orgánica polimérica que tiene menos cambios dimensionales llamada bisfenol A glicil dimetacrilato (BIS – GMA) y que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional aumentando su resistencia. Esta mezcla de material inorgánico tratado con un silano órgano funcional para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta. <sup>(8)</sup>

Las resinas compuestas son, por definición, combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, separando estos componentes. <sup>(9)</sup>

## 1.2. Antecedentes historicos

A comienzos del año 1905 y hasta los años 60 se usaron, los cementos de silicato como material de obturación. A partir de los años 50, comienzan a utilizarse los plásticos basándose en metacrilato y dimetacrilato, con el objeto de buscar un material más resistente y evitar la irritación pulpar generalmente producida por los cementos de silicato. <sup>(10)</sup>

Las resinas sintéticas se incluyen como materiales de restauración porque son insolubles, estéticas, insensibles a la deshidratación, económicas y relativamente fáciles de manejar. Fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de la década de 1950, y parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores.

Ciertas características, como la apariencia de diente y la insolubilidad a los fluidos bucales, han hecho que sean superiores al cemento de silicato por su alta contracción de polimerizado y bajo coeficiente de expansión térmica que deja defectos clínicos y fallas prematuras. <sup>(9)</sup>

El desarrollo de los materiales para restauración compuestos dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960, cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno. La deficiencia de las resinas epóxicas, como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrílatos. Este trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula de BisGMA, la cual cumple con muchos requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales.

Los primeros intentos para elaborar un material compuesto no tuvieron éxito porque las partículas de relleno que se agragaron no tenían enlace químico con la resina matriz. <sup>(9)</sup>



El incompleto relleno de resina de enlace resultó con defectos microscópicos entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina que lo rodeaba.

Este tipo de materiales de restauración son los que más investigación, variantes y usos han tenido en los últimos años en el campo odontológico; aparecieron con el fin de sustituir a los silicatos y resinas acrílicas, que hasta antes de los sesenta eran los únicos materiales utilizados para la restauración estética de dientes anteriores.

Las resinas compuestas están siendo usadas como alternativas para la amalgama. La introducción y el posterior desarrollo de estos materiales llevó a una importante innovación en Odontología. Rafael L. Bowen es considerado como el padre de las resinas compuestas.<sup>(9)</sup>

Los modernos materiales de restauración contienen un número de componentes. Los principales constituyentes son la matriz de resina y las partículas inorgánicas de relleno, además de estos constituyentes, se requieren otros componentes para lograr la efectividad y durabilidad del material. Es necesario un agente silano para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un indicador – activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de calor (absorben la luz ultravioleta) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona). Los compuestos también deben contener pigmentos que activen un color aceptable a la estructura del diente.

Lo que corresponde a este grupo de materiales es la norma 27 de la ADA. Usar productos que cumplan con las normas asegura, además buena calidad, que el fabricante proporcionará información acerca de:

1. cantidad del producto en el envase.
2. Si su endurecimiento es por autopolimerización o fotopolimerización.
3. Si su uso es para restaurar sólo dientes anteriores o también posteriores.

4. El principal componente orgánico base de la resina.
5. El tamaño de la partícula inorgánica de relleno y el volumen por porcentaje de la cantidad total de esta.
6. Las proporciones de los componentes y el método de mezclado para las autopolimerizables.
7. El tiempo de mezclado y de trabajo para las autopolimerizables, así como el tiempo para que una matriz (lámina de poliéster Mylar, metálica o celuloide que se usa para presionar y adosar el material dentro de la cavidad) pueda ser removida.
8. Las condiciones de temperatura y humedad recomendadas para su uso.
9. La fuente de energía externa recomendada y el tiempo de exposición de ésta sobre el material para las fotopolimerizables, así como la profundidad de endurecimiento en milímetros del material después de esa exposición
10. Las bases o forros recomendados, u otra información sobre cómo evitar probable irritación pulpar y que tipo de bases son incompatibles con el material.
11. Recomendaciones para el terminado.
12. Condiciones recomendadas de almacenamiento cuando aún no está en uso y cuando ya lo está, y si requiere refrigeración.
13. La fecha de caducidad. <sup>(8)</sup>

El composite se ha usado en las restauraciones de dientes posteriores con resultados diversos. La consecución de una resistencia a la abrasión que evite el desgaste oclusal ha constituido un problema. Es probable que su uso deba limitarse a pequeñas restauraciones oclusales y mesio – oclusales en primarios premolares. <sup>(4)</sup>

### 1.3. Componentes de las resinas compuestas

La base de la composición de las resinas compuestas son la molécula de Bis-Fenol-Glicidil-Dimetacrilato (BisGMA), o dimetacrilato de uretano (UEDMA) o una mezcla de las dos, además de trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), como material orgánico, más partículas finas de material inorgánico (sílice, bario, hidroxiapatita, circonio, etc), recubierto con un agente acoplador a base de un silano organofuncional, así como activadores iniciadores e inhibidores de las reacciones de polimerización. <sup>(8)</sup>

Las resinas compuestas son, generalmente, formadas por tres constituyentes: primero, la matriz, que consiste de una matriz de resina orgánica, pigmentos, controladores de viscosidad, iniciadores de polimerización, aceleradores e inhibidores.

Segundo, la fase dispersa que consiste de material de carga inorgánico, conteniendo, a veces, partículas de polímero; y tercero, la interfase, un agente de unión que se adhiere tanto a la carga inorgánica, como a la matriz. Las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta son definidas por la matriz específica usada y por la naturaleza y cantidad de carga inorgánica adicionada. La fuerza y la inestabilidad química de la unión interfacial entre resina y carga irán a determinar, el comportamiento clínico de la resina compuesta. <sup>(9)</sup>

*Formulación.* Las fórmulas de resinas compuestas poseen tres componentes fundamentales:

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

**Matriz orgánica.** La molécula de Bowen para su resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica - epoxica donde los grupos reactivos epóxicos (oxiranos) terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como Bis – GMA.

1. *El núcleo de bisfenol A.* Este núcleo químico se encuentra presente en muchos plásticos de alta resistencia tales como los policarbonatos y polisulfonas, polímeros termoplásticos, así como en termoestables tales como las epóxicas.

BisGMA, es un dimetacrilato aromático. Este monómero se obtiene a partir de una resina epóxica, el bisfenol A y glicidil metacrilato. La resina epóxica tiene buenas propiedades adhesivas y endurece con mínima contracción. Esta macromolécula se forma debido a que la molécula epóxica tiene grupos terminales característicos, que son reemplazados por moléculas dimetacrilato para facilitar la polimerización. <sup>(10)</sup>

2. *Grupos terminales metacrílicos,* los cuales pueden ser polimerizables por los métodos anotados de peróxido de benzoilo con iniciador y los grupos activadores.

3. *Los grupos hidroxílicos.* Estos grupos inducen la unión por el hidrógeno, constituyéndose en un material de alta viscosidad.

Las ventajas en el uso de este tipo de monómeros son:

- La contracción de polimerización es mucho menor que la experimentada por las resinas de metacrilato de metilo, ya que en la molécula híbrida el grupo acrílico es sólo una pequeña parte de la gran molécula.
- No es volátil.
- La reacción exotérmica de polimerización es baja.
- El tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración, en los túbulos dentinarios, siendo así menos irritante.

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

Sistema de polimerización. Los sistemas indicadores son a base de peróxido de benzoilo y un activador que puede ser una amina terciaria o un derivado del ácido sulfínico para – tolildieta- nolamina. <sup>(7)</sup>

**El refuerzo inorgánico.** La fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros, permitirá en alta concentración aumentar las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión, disminución del coeficiente de expansión térmica, así como la de la contracción volumétrica de polimerización. De acuerdo con los sistemas de resinas el refuerzo inorgánico puede oscilar entre un 50% hasta un 84%.

Dentro de los materiales usados como refuerzo se pueden mencionar: cuarzo fundido, vidrio de aluminio – silicato, vidrio de boro – silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de calcio, vidrio de estroncio, vidrio de Zn, zirconio.

*Características del refuerzo.* Forma de partícula: en general se usan diferentes tamaños de partículas, aun cuando algunos sistemas comerciales utilizan partículas muy finas como las de micropartícula, y otros tamaños grandes, o híbridas en cuanto a tamaño de partículas.

En caso de que se requiera radioopacidad se adiciona vidrio de Bario F, o estroncio, lantano. <sup>(7)</sup>

**Agente de unión:** El agente de unión mas efectivo y de uso actual es el metacril – oxi – propil – trimetoxi – silano.

Los dobles enlaces de esta molécula permiten fácil unión a los monómeros metacrílicos, mientras las fracciones si reaccionan con el grupo inorgánico de refuerzo constituyéndose así en un verdadero puente de unión.

*Biocompatibilidad de las resinas compuestas:* propiedad fundamental que debe poseer todo material para uso biológico. Los biomateriales de uso en restauración no deben ser tóxicos o irritantes, ni poseer características de potencial alérgico o cancéígeno. Los materiales restauradores de resina compuesta, sobre dentina profunda requieren la protección dentinal mediante el uso de una base intermedia o liner de polialquenoato de vidrio.

Las pruebas de biocompatibilidad a las cuales se somete un material restaurador son:

- a. Prueba citotóxica. Colocación del material en cultivos de células vivas. Se estudia el efecto del material en investigación.
- b. Prueba sistémica. Reacción al material, utilizado en implantes en diferentes tejidos de animales vivos. Colocación del material en estudio, en el tracto digestivo de animales.
- c. Comportamiento del material en condiciones similares a las propuestas para uso, pero en dientes de animales.
- d. Si el material cumple con los requerimientos de biocompatibilidad, se inicia el estudio de comportamiento clínico en el humano. <sup>(7)</sup>

## 1.4. Propiedades de las resinas compuestas

Actualmente, la caracterización del material se basa en propiedades inherentes que están siendo propuestas como criterios – patrón para la selección de resinas compuestas que puedan ser usadas en dientes posteriores. Estos criterios son la rugosidad intrínseca de superficie, el módulo de YOUNG, dureza de VICKERS, dureza y módulo de YOUNG de las partículas de carga, tamaño medio de partícula, distribución de tamaño de la partícula, radiopacidad y desgaste in vivo.

La resistencia a la compresión del esmalte y de la dentina y la resistencia que un diente presenta a la fractura son también, parámetros directivos para la selección de resinas compuestas para dientes posteriores.

**Rugosidad de superficie:** Una superficie lisa presenta un desgaste por fricción reducido en las áreas de contacto oclusal. Esta lisura disminuirá el desgaste de la resina compuesta, así como el desgaste del esmalte antagonista. Con la finalidad de atender los requisitos de lisura, la rugosidad superficial intrínseca de las resinas compuestas debe ser igual, o menor de que el valor promedio de rugosidad de las áreas de contacto oclusal esmalte – a – esmalte.

**Dureza de Vickers:** Las pruebas clásicas de dureza por indentación son usualmente clasificadas en dos categorías. Prueba de microindentación, para cargas mayores de un kilogramo. Estos últimos son usados comúnmente en estudios comparativos de materiales dentales. La dureza de microindentación de materiales restauradores puede ser medida de varias maneras.

Las más comunes en odontología son las pruebas de microindentación Knoop y Vickers. Estas son técnicas en las cuales la indentación es realizada y su área medida para calcular la dureza para la carga correspondiente.

La dureza de vickers es definida como la resistencia a la deformación plástica permanente, causada por indentación y puede ser calculada como la carga aplicada, dividida por el área de superficie proyectada de la indentación creada en consecuencia de la prueba. <sup>(9)</sup>

Emplea un diamante de forma piramidal con ángulo de 136°, que al aplicarle una carga variable, deja una huella de forma cuadrangular donde se miden las diagonales y se promedian. Con estos valores el número de dureza superficial se obtiene de un cuadro. La huella dejada es muy pequeña y permite realizar mediciones aun en áreas muy reducidas y se presta para determinar la dureza de materiales bastante frágiles, por eso se le utilizó para medir la dureza superficial de la estructura dentaria. Sin embargo la prueba de Vickers presenta los mismos inconvenientes que la Brinell en lo que respecta a la medición de materiales que experimentan recuperación elástica. <sup>(9)</sup>

**Sistema Brinell:** Se emplea como penetrador una pequeña esfera de acero. Para obtener el número de dureza de Brinell se relaciona la carga aplicada con la superficie de la huella, que tiene una protección circular y cuyo diámetro se mide con un microscopio. Tiene dos inconvenientes: el primero es que no sirve para materiales frágiles, ya que producir la huella representa superar bastante el límite proporcional, lo que es posible en ese tipo de materiales. El otro inconveniente es que no tiene en cuenta la recuperación que se produce en el material después de retirar la esfera, es decir que no se mide la magnitud real de la penetración, sino la penetración menos la recuperación que se produce cuando tiende la superficie a volver a su forma original.

**Sistema Rockwell:** Es similar al Brinell, pero con él en lugar de medirse la superficie de la huella, se mide la profundidad de la penetración.



Ofrece menos garantías de exactitud, pero el ensayo es más rápido y fácil de llevar a efecto. Métodos más exactos son los basados en el empleo de indentadores de diamante tallado en formas especiales.

**Sistema Knoop:** El indentador es un diamante tallado también en forma piramidal, pero con las aristas longitudinales formando un ángulo de  $172.5$  y las transversales de  $130^{\circ}$ , de esta manera la huella dejada sobre el material en estudio tiene una forma romboidal con una diagonal mayor debido a que en su nivel la recuperación elástica que se produce no tiene tanta importancia (una pequeña recuperación en la longitud grande no altera el resultado apreciablemente).

Con estos dos últimos métodos, igual que con Brinell el número de dureza (VHN y KHN, respectivamente), se calcula relacionando la carga que puede variar según el material ensayado entre algunos gramos y uno o dos kilogramos con la superficie de la huella.

Ambos son llamados también pruebas de microdureza debido al tamaño de la carga y el indentador, y como las utilizamos para medir la dureza superficial de un cuerpo, es que utilizamos el término de microdureza superficial. Otra forma de evaluar la dureza es mediante un rayado hecho en la superficie con un indentador estandarizado, el ancho de la huella permite tener una medida de la resistencia superficial del material, esta es menos exacta, pero la ventaja es que se realiza con aparatos portátiles.

**Módulo de Young y porcentaje volumétrico de carga:** El módulo de Young es un parámetro muy sensible para evaluar y clasificar composites reforzados por partículas. El módulo de elasticidad más apropiado para un composite sería uno que fuera comparable al de la dentina ( $18500$  MPa) y, de preferencia, más alto.

**Resistencia a la compresión:** Los valores de resistencia a la compresión para el esmalte y la dentina son de Craig (1989) y los valores de resistencia a la fractura para premolares y molares son de Phillips (1982). La resistencia a la compresión, en particular indica, la habilidad demostrada por un material para soportar stress verticales, que es vital en áreas de elevado stress. La resistencia a la compresión del esmalte (348 Mpa), de la dentina (297 Mpa) y la resistencia a la fractura de un diente natural (molar: 305 Mpa; premolar: 248 Mpa) puede servir como patrón mecánico para seleccionar la resistencia ideal de las resinas compuestas para dientes posteriores. <sup>(9)</sup>

### 1.5. Clasificación cronologica de las resinas compuestas

De acuerdo con la teoría previamente expuesta una resina compuesta está integrada por tres fases:

- Fase orgánica, es decir, el grupo de polímeros.
- Fase de unión, responsable de la integración entre la fase organica e inorgánica.
- Fase inorgánica, material de refuerzo generalmente vidrio.

La clasificación de las resinas compuestas de acuerdo a la época de aparición, la cual indica, además, los avances respectivos particularmente en las clases de refuerzos utilizados o los tipos de comonomeros. De acuerdo con esta clasificación tenemos en este momento seis generaciones de resinas compuestas, y una septima generación que son los cerómeros.

**Clasificación Cronológica:**

- |   |                                    |
|---|------------------------------------|
| - 1ª generación: Macropartícula           | - 2ª generación: Micropartícula    |
| - 3ª generación: Partículas híbridas      | - 4ª generación: Refuerzo cerámico |
| - 5ª generación: Técnica indirecta        | - 6ª generación: Contemporánea     |
| - 7ª generación: Cerómeros <sup>(7)</sup> |                                    |

## CAPITULO 2. “CRONOLOGIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS”

### 2.1. Resinas compuestas de primera generación (Macropartícula)

**Descripción:** También conocidas como resinas compuestas de macropartícula, las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por BisGMA (formula de Bowen) y un refuerzo en forma de esfera y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%.<sup>(7)</sup>

Este refuerzo de tamaño de partícula grande: macropartícula de 8 – 10 micrómetros. En la actualidad ya no se cuentan con productos de esta generación.

El relleno que se utiliza con mas frecuencia en estos materiales es el cuarzo, hay una distribución amplia en el tamaño de las partículas, aunque el promedio es de 8 a 12  $\mu\text{m}$ , las hay hasta de 50 a 100  $\mu\text{m}$ .

**Propiedades:** La resistencia a la compresión se mejora de manera sustancial al transferir la carga a las partículas de relleno, que es de cuatro a cinco veces mayor que en los acrílicos sin relleno, así mismo se reduce la sorción de agua y la contracción de polimerización a 2% de volumen, la alta proporción relleno – resina reduce el coeficiente de expansión térmica del acrílico sin relleno.

La dureza es mucho mayor que en las resinas de acrílico sin relleno, los materiales compuestos que utilizan cuarzo como relleno son radiolúcidos y su radioopacidad es menor que la de la dentina.

**Consideraciones clínicas:** La principal desventaja clínica de las resinas compuestas de macropartícula es la superficie rugosa que surge como resultado del desgaste abrasivo de la matriz blanda de resina que deja al descubierto las partículas duras más resistentes. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación, debido a la susceptibilidad de la superficie rugosa al retener pigmentos.

**Exponentes de la primera generación:**

- Adaptic, Concise, versión 1970.
- Adaptic, Concise, versión 1980. <sup>(7)</sup>

## 2.2. Resinas compuestas de segunda generación (Micropartícula)

**Descripción:** La fase orgánica o de polímero se aumenta al 50% y al 60%, el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micropartícula. El tamaño de partícula del material de refuerzo es de 0.004 micrómetros, este factor permite un excelente pulimiento imitando el esmalte dentario.

El uso de resinas de microrrelleno conlleva una serie de problemas, uno de los problemas que se presentan es que la unión es un factor limitante, debido a que quedan pocos enlaces dobles reactivos y el grado de copolimerización y homopolimerización de la matriz es bajo. <sup>(10)</sup>

**Composición:** Para resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos tradicionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04  $\mu\text{m}$  de tamaño; por lo tanto son 200 o 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales.

El concepto de compuesto de microrrelleno se vincula al refuerzo de la resina con un relleno, aunque estos compuestos muestran una superficie tersa similar a la obtenida con la resina acrílica de restauración directa sin relleno.

Estas partículas delgadas de sílice coloidal tienden a aglomerarse, los aglomerados equivalen a 0.04 a 0.4  $\mu\text{m}$ , las partículas de este material de microrelleno son incorporadas a la pasta de resina para producir un material de relleno con características de endurecimiento aceptables.

La adición de estas micropartículas coloidales torna el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometa las propiedades físicas, con esta generación mejoraron la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz.

La preparación del relleno prepolimerizado implica aumento de 60 a 70% en peso (alrededor de 50% por volumen) de sílice coloidal cubierto con silano al monomero a temperatura ligeramente elevada para reducir su viscosidad.

Las partículas prepolimerizadas son llamadas de relleno orgánico, estas partículas compuestas, junto con el sílice coloidal recubierto por silano, se mezclan en la resina de la matriz para formar la pasta del compuesto.

**Propiedades:** Los compuestos con microrrelleno tienen propiedades mecánicas y físicas inferiores a los compuestos tradicionales, porque el 50 a 70% en volumen del material de restauración se hace de esta resina.

La mayor cantidad de resina comparada con el relleno de lugar a absorción de agua, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad. Además, el débil enlace de las partículas prepolimerizadas a la matriz de resina produce resultados semejantes a los de los compuestos que contienen partículas de relleno insalinizadas.

La disminución de resistencia elástica se relaciona con la propagación de fractura alrededor de las partículas de relleno mal enlazadas.

Los compuestos con microrrelleno son mucho más resistentes al desgaste y por lo tanto son comparables en este aspecto a los compuestos de mayor relleno y más resistencia al desgaste.

**Consideraciones clínicas:** La disminución de las propiedades físicas en cuanto a situaciones que soportan tensión, como las clases I, II y IV, el potencial de resquebrajamiento es mayor. Para disminuir el riesgo de resquebrajamiento, se recomienda el uso de fresas de diamante en vez de las de carburo y tungsteno para el tallado de los compuestos de microrrelleno.

**Exponentes de la segunda generación:**

- Isopast	(VIVADENT)	Polimerización química	(Q)
- Silar	(3M)	Polimerización química	(Q)
- Silux	(3M)	Fotocurado	(F)
- Helio-progress	(VIVADENT )	Fotocurado	(F)
-Durafill-VS.	HERAEUSKULZER	Renemel	COSMEDENT
- Filtek-a-110.	3M DENTAL	Amelogen Microfill	ULTRADENT
- Virtuoso Sculptable	DEN MAT.	Heliomolar.R.O.	VIVADENT <sup>(7)</sup>

**2.3. Resinas compuestas de tercera generación (Partícula híbrida)**

**Descripción:** Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña.

Estos materiales surgieron en un esfuerzo por obtener superficies más lisas que las que proporcionan los de partículas pequeñas, pero sin perder las propiedades de estos últimos.

**Propiedades:** Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas se sitúan en un lugar intermedio entre las resinas compuestas convencionales y las de partícula pequeña.

El porcentaje de relleno oscila entre 76 y 80% o por unidad de peso. Se ha usado sílice pirogénica para reforzar la matriz orgánica y reducir las diferencias en las propiedades entre los macrorrellenos inorgánicos mezcladas con sílice pirogénica, agente de unión y matriz orgánica, además de sustancias radiopacas.<sup>(10)</sup>

Esta característica es particularmente importante para uso en restauraciones de dientes posteriores, algunas resinas utilizan partículas de cuarzo como rellenos, pero la mayor parte emplean vidrios que contienen metales pesados.

La matriz de estos materiales es parecida a la que se encuentra en los compuestos convencionales y de microrrelleno. El relleno básico son partículas unidas con silano.

Con el aumento en el contenido de relleno se mejoran casi todas las propiedades físicas y mecánicas. La resistencia a la compresión y módulo elástico supera a las resinas convencionales, así como la resistencia a la tracción, que es doble en los materiales de microrrelleno y cerca del 50% mayor que en las convencionales.

El coeficiente de expansión térmica es menor que el de las otras resinas, aunque llega a ser casi dos veces mayor que en la estructura dental. La superficie lisa de estas resinas se mejora con el uso de un relleno pequeño y muy empacado cuando se compara con las convencionales, así mismo se mejora la resistencia al desgaste; la contracción de polimerización es similar o menor que en las otras resinas.

Los materiales con relleno de vidrio que contienen metales pesados son radiopacos: una propiedad importante de los que se emplean en las restauraciones posteriores.

**Composición:** Hay dos clases de partícula de relleno en este tipo de materiales. Los más modernos constan de sílice coloidal y partículas de vidrio que contienen metales pesados, el contenido total es de cerca de 75 a 80% de peso. El promedio de tamaño de las partículas de vidrio es de 0.6 a 1.0  $\mu\text{m}$ . El sílice coloidal representa de 10 a 20% en peso del contenido total del relleno.

**Consideraciones clínicas:** Por su superficie lisa y buena resistencia, estos compuestos tienen un amplio uso en restauraciones de dientes anteriores, esto incluye a los de clase IV, aunque las propiedades mecánicas son inferiores a los compuestos de partícula pequeña, los híbridos se emplean con frecuencia en restauraciones sometidas a tensión. <sup>(7)</sup>

**Exponentes de la tercera generación:**

- Miradapt	JOHNSON&JOHNSON	Polimerización química (Q)
- Prisma-Fil	L.D-CAULK	Fotocurado (F)
- Valux	3M. CO	Fotocurado (F)
- Estilux H.	KULZER	Fotocurado (F)

#### 2.4. Resinas compuestas de cuarta generación (Refuerzo cerámico)

**Descripción:** Corresponde al grupo de resinas compuestas, las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos.



Son las resinas compuestas para posteriores, esta generación ha sufrido una evolución dentro del marco de las resinas compuestas de IV generación, mejorando notablemente sus propiedades.

Hasta ahora no hay una categoría particular de compuestos que se designe para restauraciones posteriores, la técnica de colocación requiere más tiempo.

**Exponentes de la cuarta generación:**

- Herculite (KERR), P30 (3M), Heliomolar (VIVADENT), P50 (3M), Estilux posterior (KULZER), Ful Fil (CAULK). <sup>(7)</sup>

## 2.5. Resinas compuestas de quinta generación (Técnica indirecta)

**Descripción:** Resinas compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc. Cronológicamente, esta generación desaparece, para ser reemplazada por las formulaciones de resinas compuestas para técnica indirecta, denominadas como cerómeros. <sup>(7)</sup>

## 2.6. Resinas compuestas de sexta generación (Contemporánea)

**Descripción.** La evolución de los diferentes sistemas de resinas compuestas, ha desembocado en una nueva generación con formulación de polímero reforzado con características mejoradas en términos de propiedades físico – mecánicas y excelente estética.

En forma genérica se les denomina resinas compuestas híbridas, por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño, cuyo porcentaje puede llegar a constituir el 60% o más del contenido total, con tamaño de partícula que oscilan entre 0.6 y 1µm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.04 micrómetros.

Dentro de las características especiales de esta generación de resinas compuestas se pueden enumerar cualidades como:

- Gran variedad de colores, y capacidad de mimetización con la estructura dentaria.
- Selección adecuada de color mediante las guías de colores Vita o Chromascop.
- Menor contracción de polimerización.
- Baja sorción de agua.
- Exelentes características de pulimiento y texturización.
- Abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias.
- Coeficiente de expansión térmica bastante cercano al de la estructura dentaria.
- Fórmulas de uso universal tanto para el sector anterior como para restauraciones en posteriores.
- Diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices (colores), lo cual asegura máxima estética.
- Características de fluorescencia y opalescencia.

Como la mayoría de nuevos productos de resina compuesta, posee fluorescencia, ante luces especiales de discoteca, luz negra y luces de T.V.

**Composición:** Poseen tanto micro como macropartículas de carga, con características de ambas, este refuerzo particular proporcionado por la combinación de macro y micropartícula, principalmente cuando las macropartículas son pequeñas ( $\pm 1\mu\text{m}$ ) confiere propiedades únicas y superiores a los materiales, ya que mejoran la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite.

Con el aumento en el porcentual de carga la distancia interparticular disminuye aliviando la tensión en la matriz resinosa y consecuentemente mejorando la resistencia de la resina. Además de esto, la incorporación de micropartícula endurece la matriz resinosa, lo que aumenta sustancialmente la fuerza cohesiva de la matriz, dificultando la propagación de grietas. Por razones de orden didáctico y debido a la gran variedad de esta clase de materiales, es interesante dividir las resinas compuestas híbridas en híbridas de pequeña partícula, híbridas de minipartículas (también denominadas de híbridas submicrométricas) e híbridas con alta cantidad de carga (pesadas). Contienen el macrorrelleno de los composites tradicionales combinado con microrrelleno, que rellena los espacios ocupados en los composites tradicionales por la resina; estos materiales alcanzan así una elevada densidad de carga.

**Exponentes de la sexta generación:**

- Z.100 – 3M COMPANY: Resina compuesta híbrida fotopolimerizable con alto porcentaje de carga.
- TPH – DESTPLY: Resina compuesta híbrida fotopolimerizable de minipartícula con tamaño mediano de partículas de  $0.8\mu\text{m}$ .

- CHARISMA – HERAEUS KULZER: Resina compuesta híbrida fotopolimerizable de partícula (o híbrida submicrométrica disponible comercialmente desde 1991, con excelente adaptación de color y resistencia al desgaste (8  $\mu\text{m}/\text{año}$ ), partículas de carga de silicato coloidal, con tamaño medio de partícula de 0.8  $\mu\text{m}$ .
- CHARISMA F HERAEUS KULZER: Resina compuesta híbrida fotopolimerizable de minipartículas con alto porcentual de carga.
- SOLITAIRE – HERAEUS KULZER: A pesar de la extrema similitud con resinas compuestas, se constituye de una nueva clase de materiales denominada polyglass (polímero de vidrio), matriz resinosa compuesta de monómeros multifuncionales.
- TETRIC – VIVADENT: Disponible comercialmente hace 6 años, posee 4 bandas de tamaño de partícula y 4 tipos diferentes de las mismas, razón de su denominación, partículas de carga de silicato de bario, sílica coloidal, partículas esféricas de silicato y trifluoruro de iterbio.
- TETRIC CERAM – VIVADENT: Resina compuesta fotopolimerizable híbrida submicrométrica.
- HERCULITE XRV – KERR: Resina compuesta híbrida de minipartículas (o híbridas submicrométricas) con micropartículas aglomeradas y macropartículas submicrométricas.
- CLEARFILL FHOTOPOSTERIOR – KURARAY: Contiene partículas de carga de cuarzo, con tamaño que varía de 2 a 3  $\mu\text{m}$ , la dureza de las partículas de cuarzo confiere alta resistencia al desgaste.
- HELIOMOLAR – VIVADENT: Resina compuesta fotopolimerizable de micropartículas, libera iones fluor clínicamente (20% de la capacidad de un cemento de ionómero de vidrio convencional) altamente resistente a la caries secundaria. <sup>(5)</sup>

## CAPITULO 3. “CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS”

### 3.1. Según su densidad

El porcentaje de la carga inorgánica o densidad es el que condiciona en gran medida las propiedades físico-mecánicas como índice de desgaste, capacidad de pulido, módulo de elasticidad, contracción de polimerización y radiopacidad. Según su densidad las resinas compuestas se clasifican en tres categorías.

**3.1.1. Fluida o de baja densidad:** También conocidas como resinas Flow, aparecen a fines del año 1996 y poseen una fórmula similar a las de las resinas compuestas híbridas, pero con una proporción de carga de 51% a 65% en peso y 36% a 50% en volumen, con un tamaño de partícula que va desde 0.04 a 2.23 $\mu$ m que la transforma en una resina elástica, con bajo módulo de elasticidad y bastante flexible, capaz de adaptarse muy bien a los ángulos cavitarios por su gran escurrimiento. Son radioopacas, translúcidas, de fácil pulido, y con alto índice de desgaste; sin embargo uno de sus principales inconvenientes radica en la contracción que sufre durante la fotoactivación, debido a la poca proporción de carga.

Estas características la hacen un material de elección para:

- Restauraciones preventivas (sellado de fosas, surcos, puntos y fisuras), constituyendo su principal indicación clínica.
- Sellado superficial luego del pregrabado final, algunos operadores acostumbran realizarla una vez terminada la obturación reemplazando dentina debajo de una resina microhíbrida en defectos cervicales por sobrecarga oclusal.

- Como liner debajo de un sistema condensable, por su capacidad de escurrimiento y adaptación a las paredes cavitarias; sin embargo la gran contracción de polimerización que sufren los sistemas fluidos por su bajo contenido de relleno inorgánico hace que sean desaconejados para este uso.

- Restauración para clase III y pequeños defectos estructurales.

Básicamente son cementos de resina a los cuales se les ha modificado el mecanismo de manipulación y polimerización para permitir realizar determinadas funciones. Ejemplo de ello es que se presume algunas ventajas sobre los compuestos híbridos, que son más elásticos. <sup>(10)</sup>

**3.1.2. Híbridas y microhíbridas de mediana densidad:** Tienen la denominación genérica de resinas compuestas híbridas, por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una carga inorgánica de vidrios de diferente composición que puede ser de 72% a 82% en peso y 60% a 68% en volumen, con tamaño de partícula promedio de 0.6 a 1  $\mu\text{m}$ , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.04  $\mu\text{m}$ .

Aunque algunas de estas partículas son considerablemente más grandes dificultando su correcto acabado y pulido.

Tiene un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga, poca contracción de polimerización y son radiopacas, podrían denominarse universales por la diversidad de uso, se indican para:

- Restauraciones de preparaciones cavitarias de clase I de mínima extensión.
- Restauraciones de preparaciones cavitarias clase II por tunelización horizontal, donde no está comprometido el reborde marginal.
- Clase III simple, compuesta y compleja.
- Clase IV, aunque es preferible darle el acabado final con un sistema microparticulado que facilite el pulido.

- Restauraciones de cavidades clase V motivadas por caries, erosiones y abrasiones. También pueden utilizarse para restaurar lesiones de abfracción, pero previa colocación de un CIV o una resina compuesta fluida, que posee un módulo elástico más parecido al de la dentina.
- Restauraciones de preparaciones cavitarias de clase I y II, en dientes temporarios.

**3.1.3. Condensables o de alta densidad:** Estos sistemas resinosos de reciente aparición, cuentan con una proporción de relleno de 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. El mayor porcentaje de carga los convierte en sistemas especiales para sector posterior. El tamaño promedio de las partículas es variable entre 0.9 7.37 $\mu$ m, transformando a los condensables en sistemas poco translucidos y de difícil pulido.

Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas además son radiopacas.

Están especialmente indicadas para:

- Reemplazar amalgamas en preparaciones cavitarias clase I y clase II por tunelización vertical, donde está comprometido el reborde marginal.
- Para reconstrucción de pilares.
- Preparaciones cavitarias de clase V en el sector posterior, ya que para el sector anterior es preferible el uso de una resina con mayores posibilidades de pulido.

## 3.2. Resinas compuestas usadas para su estudio

**3.2.1. Filtek Flow (3M-ESPE):** Es una resina fluida de baja viscosidad compuesta de Bis –GMA y TEGMA (Trietileno glycol dimetacrilato), también poseen un polímero dimetacrilato que modifica la reología del material, permitiendo que fluya bajo presión y mantenga su forma hasta que sea polimerizado por luz. Un componente fotoindicador permite su polimerización por luz cuando es expuesto a la luz visible y azul en un rango de 400 – 500 nanómetros.

El relleno de zirconio / sílica provee de radioopacidad, resistencia al desgaste y fuerza física, es aproximadamente 68% en peso y 47% en volumen. El tamaño y rango de la partícula es de 0.01 a 6.0 $\mu$ m, el tamaño promedio de la partícula es aproximadamente 1.5 $\mu$ m.

El material esta disponible en 6 colores que se pueden aplicar en capas de 2 mm que se fotopolimerizan por 20 seg.

**3.2.2. Filtek Z250 (3M ESPE):** Es una resina compuesta radiopaca, activada por luz visible. Está diseñado para su uso en restauraciones anteriores y posteriores. El relleno esta compuesto por zirconio / sílice que representa un 60% en volumen, con un tamaño de partícula entre 0.01 a 3.5 $\mu$ m con un tamaño promedio de 0.6 $\mu$ m, la matriz orgánica esta formada por BisGMA, UDMA y BisEMA.

El espesor y tiempo de polimerización depende del color de la resina, de los 16 que posee el sistema, solo los colores B 0.5, C4 y UD se aplican en incrementos de hasta 2mm y se fotopolimerizan por 30 segundos, el resto de colores se aplican en incrementos de hasta 2.5mm y se fotopolimerizan por 20 segundos.



### 3.3 Según su polimerización

**3.3.1. Resinas quimiopolimerizables:** Actualmente su presentación es de dos tarros, uno con la pasta base y otro con la pasta catalizadora, las cuales endurecerán si se mezclan de acuerdo con las indicaciones del fabricante. Hoy día sólo se usan para dientes anteriores.

Las resinas autocurables, curado químico o curado frío, se basan en el sistema peróxido – amina y endurece al mezclar la pasta base o universal y el catalizador. La polimerización se produce en los grupos terminales metacrilato de la molécula BisGMA, así como también del comonomero de dimetacrilato presentes en la resina. <sup>(10)</sup>

Manipulación: Se coloca sobre una loseta de cartón tratado, que viene con el producto, la cantidad de base y catalizador indicadas en las instrucciones (casi siempre partes iguales) con un extremo de la espátula, se mezcla con movimientos revolventes durante el tiempo recomendado por el fabricante (normalmente 45 segundos), hasta lograr una consistencia homogénea. <sup>(8)</sup>

Esta mezcla se lleva con la misma espátula, pero con el extremo más pequeño, a la zona que se va a cubrir; tratando de no atrapar burbujas se introduce en la cavidad y se sobreobtura ligeramente para después presionar con la matriz sobre la superficie del diente; se mantiene la presión con la matriz el tiempo recomendado por el fabricante (5 minutos como máximo), para después retirarla, eliminar los excedentes con un instrumento agudizado y pulir con fresas, piedras discos y cintas abrasivas especiales para este fin.

Activación química (autopolimerización): Se produce gracias a la presencia de moléculas capaces de inducir radicales libres. <sup>(8)</sup>

Los activadores químicos se agrupan en dos categorías:

- Hidroxiperóxidos y peróxidos.
- Compuestos nitrogenados.

Normalmente se utiliza la asociación de un peróxido inestable y de una amina terciaria. La incorporación al composite se realiza en una proporción de 0.3-2% de peróxido y 0.75% de amina, dosis que permite el mantenimiento de las propiedades fisicomécanicas.

Cuando se presenta en forma de pasta – pasta, una contiene el peróxido activador y la otra la amina aceleradora. En el momento de la mezcla, el reparto no es perfecto y la reacción química de polimerización queda incompleta en algunas zonas del composite.

Esta reacción es inhibida por el oxígeno del aire, como se puede comprobar por la presencia de una capa superficial ligeramente adhesiva que necesariamente hay que suprimir con el pulido.

La reacción también resulta inhibida por algunas moléculas como los fenoles (eugenol, hidroquinona), lo que contraindica el uso de cementos de óxido de cinc-eugenol bajo los composites. <sup>(2)</sup>

**3.3.2. Resinas fotopolimerizables:** Se usan tanto en dientes anteriores como en dientes posteriores, actualmente su presentación es una pasta de jeringas de mayor o menor volumen u otro tipo de recipientes con menor contenido de material (cápsulas individuales, cilindros, etc.).

Manipulación: Se toma el material con una espátula de plástico, teflón, aluminio o acero inoxidable, y se lleva a la zona que se va a reconstruir; con las jeringas de poco volumen y cápsulas individuales se puede colocar directamente en dicha zona, de acuerdo con el tamaño de la cavidad, se coloca una o varias capas no mayores en grosor a la profundidad máxima de fotopolimerización indicada por el fabricante (normalmente 2mm); de este modo el material se coloca en el fondo de la cavidad y se fotopolimeriza durante el tiempo recomendado.

Se coloca la siguiente capa sobre la anterior y se fotopolimeriza, y así hasta restaurar por completo la cavidad, tanto en dientes anteriores como en dientes posteriores, el terminado es igual al indicado para la resina autopolimerizable. <sup>(8)</sup>

Activación fotoquímica (fotopolimerización): Se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan de energía. Para fotopolimerizar un monómero es necesario utilizar fotoactivadores que por efecto de la radiación producen radicales libres capaces de actuar sobre el monómero y desencadenar la reacción.

Los fotoactivadores más utilizados son los derivados de la benzoína, la benzofenona, la acetofenona y la dicetona. Los composites fotopolimerizables por UV contienen éter metílico de benzoína; sin embargo la utilización de UV está desapareciendo actualmente a favor de uso de luz blanca de longitud de onda mayor, próxima a los 450 nm, que presenta mejores resultados y carece de los efectos de fotosensibilización propios de los UV.

Los sistemas fotocurables polimerizan en presencia de la luz ultravioleta o de luz visible, debido a la presencia de absorbentes de luz ultravioleta y de luz visible que liberan radicales capaces de iniciar la polimerización o reacción en cadena del polímero BisGMA. <sup>(10)</sup>

La activación fotoquímica por luz blanca necesita la incorporación de un fotoactivador: se añade una dicetona o una conforquinona (0.2%) a la matriz con una amina orgánica (0.1%). La energía luminosa emitida dentro de un espectro comprendido entre 420 y 460 nm excita la dicetona que se combina con la amida, seguidamente tiene lugar una disociación de dos radicales que inician la reacción.

La ausencia de peróxido asegura una mejor estabilidad y, por tanto, una mejor conservación del material, de forma general la fotopolimerización permite la mejora de las propiedades físicas y mecánicas del composite, principalmente por la ausencia del mezclado. El catalizador y el acelerador pueden coexistir, ya que son inactivos, mientras no hay aporte de energía luminosa, los materiales fotopolimerizables se presentan, por tanto, en forma de una sola pasta. <sup>(2)</sup>

### 3.4. Resinas fluidas

**Descripción:** son resinas compuestas de baja viscosidad las que las hacen más fluidas que la resina compuesta convencional, esta disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se eliminó de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. <sup>(7)</sup>

**Características:** Las nuevas formulaciones de resinas compuestas fluidas, poseen las características de baja viscosidad y capacidad de humectar o mojar diferentes sustratos, estas características le otorgan aplicaciones clínicas de gran utilidad:

- Sellante de fasetas y fisuras de alta resistencia al desgaste y abrasión.
- Restauración preventiva.
- Restauración para clase III y pequeños defectos estructurales.
- Restauración en caso de abfracción cervical.
- Como liner cavitario en combinación con restauración en resina compuesta en posteriores.
- Sellar pequeños defectos marginales.
- Cementante de carillas veners.

- Producen alta humectabilidad de la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire.
- Poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés (abfracciones cervicales y áreas dentinales socavadas).
- Son radiopacas.
- Vienen en diferentes colores.

Las resinas Flow, aparecen a fines del año 1996 y poseen una formula similar a las resinas compuestas contemporáneas, pero con un porcentaje menor de carga de vidrio y en consecuencia una viscosidad baja o fluida.

## **CAPITULO 4. “PRINCIPIOS PARA EL PREPARADO, APLICACIÓN Y TERMINADO DE LAS RESINAS COMPUESTAS”**

El principio más importante que el profesional debe tener en cuenta es el de que la remoción del tejido debe ser la más limitada posible, una vez que la necesidad del preparo cavitario se establezca, es importante concientizarse que el preparo significa mucho más que simplemente la remoción mecánica del tejido cariado, lo que exige del profesional una comprensión global de la macro y microestructura dental, así como su fisiología y relaciones interbucles. Es importante resaltar que solamente la remoción de la caries esta directamente relacionada al tratamiento de la lesión, mientras que los otros pasos necesarios están relacionados al material a ser utilizado, las limitaciones de operador y eventualmente a las medidas profilácticas. <sup>(5)</sup>

### **4.1. Remoción de la caries**

La remoción de la dentina cariada, perfectamente ejecutada con curetas, antecede el preparo que debe ser realizado perfectamente con instrumentos rotatorios pequeños siguiendo detalladamente la extensión de la lesión cariada hasta la remoción de todo el tejido afectado. En el caso de que la caries este solamente en el esmalte, y se opta por la restauración, no hay necesidad de profundizar la cavidad con el fin de asegurar una forma de retención o resistencia. El preparo debe ser lo más estrecho posible, sin ningún bisel en el area oclusal, debido al hecho de que la retención de la restauración a través del acondicionamiento ácido se aumenta cuando los prismas del esmalte son cortados perpendicularmente. <sup>(5)</sup>

La unión de las paredes en forma de caja debe ser levemente redondeada con el fin de evitarse ángulos rectos. Ángulos redondeados proveen una mejor distribución de tensiones a través del diente. La etapa final del preparo cavitario incluye la remoción de caries, o sea, dentina ablandada infectada no remineralizable. <sup>(5)</sup>

## 4.2. Preparado

Los factores más importantes en la definición de los desgastes son:

- La necesidad de crear una vía de acceso hasta la lesión.
- La necesidad de remoción de tejido cariado y/o restauración fracasada (si es el caso).
- La necesidad de eliminar el esmalte sin apoyo dentinario (en algunos casos).
- La necesidad de proporcionar un espesor de material restaurador capaz de disfrazar el color oscuro del diente.
- La necesidad de disfrazar la línea de unión entre el material restaurador y la estructura dental.

Para la realización de los preparados en superficies cercanas de dientes anteriores contiguos es altamente redondeada la previa protección de la superficie proximal intacta del diente vecino con una tira metálica.

**Clase II:** Preparados cavitarios clase II para restauraciones de resinas compuestas no siguen reglas rígidas, la remoción de la estructura dental para proporcionar retención no es necesaria, es decir el acondicionamiento ácido del esmalte y la utilización de sistemas adhesivos contemporáneos para adhesión a la dentina posibilita limitar el preparado cavitario a la remoción del esmalte y dentina cariada, los preparados de las resinas compuestas son los más conservadores posibles. <sup>(6)</sup>

El área proximal del preparado no debe ser en forma de caja, pero si en forma de pera, una vez que esta forma propicia un número mayor de prismas cortados transversalmente mejorando por consecuencia, las propiedades del sellado, retención y resistencia.

Parte oclusal: Las paredes vestibular y lingual no deben convergir. El acondicionamiento ácido en estas áreas puede ocasionar pérdida de los prismas del esmalte. No biseles en el margen oclusal cavo – superficial. El biselamiento acaba por ampliar desnecesariamente la cavidad.

**Clase III:** En estos casos el preparado deberá realizarse con el auxilio de fresas esféricas y puntas diamantadas, de tamaño compatible con la lesión, y podrá consistir:

- Solamente en la remoción de la lesión primaria de caries o en la remoción de la restauración fracasada.
- En la creación de una vía de acceso para la visualización y la remoción de la lesión.
- En una de las dos situaciones anteriores, pero la confección de un bisel en el esmalte vestibular.

**Clase IV:** Estas cavidades podrán ser totalmente preparadas con brocas y puntas diamantadas esféricas, las curetas para dentina pueden ser usadas en cavidades mayores durante la remoción del tejido irreversiblemente desorganizado, pudiendo consistir:

- Solamente en la remoción de la lesión cariosa y/o restauración fracasada más la restauración final.
- En la remoción de la lesión cariosa / restauración fracasada más la confección de un bisel en el esmalte vestibular y la restauración final.

**Clase V.** Estas cavidades podrán decorrer la presencia de lesiones del tipo cariosa o no cariosa (por erosión, abrasión o abfracción) y el abordaje restaurador podrá variar de la siguiente manera:



- Remoción de la lesión cariosa y confección de la restauración final.
- Remoción de la restauración cariosa, ejecución de un bisel en el esmalte marginal y confección de la restauración final.
- Asperización de la pared axial de la lesión no cariosa y ejecución de la restauración final.
- Asperización de la pared axial de la lesión no cariosa, ejecución de un bisel en el esmalte del margen oclusal y ejecución de la restauración final. <sup>(6)</sup>

### 4.3. Aplicación de la resina compuesta

El material debe ser aplicado en incrementos de 2mm y fotopolimerizado adecuadamente por el tiempo mínimo determinado por el fabricante (generalmente 30 a 40 segundos dependiendo del color). Los incrementos deben colocarse cuidadosamente y de forma que no hiera el principio básico de no polimerizar resina compuesta contra los márgenes opuestos al mismo tiempo, es decir, primero un incremento debe de ser polimerizado contra una pared (vestibular o lingual) y solamente después el segundo incremento debe ser colocado y curado.

Después de la colocación de cada incremento y, previamente a su polimerización, el material debe ser condensado contra las paredes con instrumentos específicos, proyectados para uso con composites, estos instrumentos no se adhieren a la resina compuesta, posibilitando facilidad en el uso.

#### 4.4. Importancia en la polimerización de las resinas compuestas

**Polimerización de la resina compuesta:** Las resinas compuestas poseen dos mecanismos básicos de polimerización: los sistemas químicamente activados y los sistemas fotoactivados, que necesitan de una unidad emisora de luz visible. <sup>(6)</sup>

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones localizadas que a menudo, pero no siempre, producen un subproducto, o por simple reacción de adición. <sup>(3)</sup>

Los componentes químicamente activados sus limitaciones y/o desventajas, tales como el descontrol sobre el tiempo de polimerización, inestabilidad del color, porosidad, etc. demandaron el desarrollo de esta nueva clase de materiales plásticos que se polimerizan a través de la exposición de sus constituyentes a una intensa fuente de irradiación óptica – electromagnética, las resinas compuestas fotopolimerizables se polimerizaban por irradiación ultravioleta localizada en una franja de ondas de 320 a 365 nm. <sup>(2)</sup>

#### **Consecuencias de una inadecuada polimerización:**

1. Resistencia deficiente de los “tags” resinosos (baja fuerza de unión).
2. Mayor probabilidad de agresión fisiológica debido a los componentes monoméricos residuales que no se convirtieron.
3. Mayor probabilidad de alteración de color del material debido a la insuficiente reacción del componente acelerador.
4. Deficiencia en las propiedades mecánicas, evidenciada principalmente en la resistencia al desgaste.
5. Mayor pigmentación del material debido a la mayor absorción de fluidos orales. <sup>(5)</sup>

*Inhibición de la polimerización:* Cualquier impureza en el monómero que pueda reaccionar con los radicales libres inhibe o retarda la reacción de polimerización. Puede reaccionar con el iniciador activado, con cualquier núcleo activado o con cadenas en crecimiento para evitar crecimiento adicional. La presencia de tales inhibidores influye en la longitud del periodo inicial así como el grado de polimerización. La presencia de oxígeno también causa retardo en la reacción de polimerización, porque el oxígeno reacciona con los radicales libres. <sup>(3)</sup>

**Efectividad en la polimerización:** Muchos son los factores relacionados al fotopolimerizar que afectan a la polimerización de una resina compuesta:

- La calidad y la cantidad de luz disponible para activación física, o sea, la efectividad del fotopolimerizador.
- La manera de aplicación de luz sobre el material.
- El diámetro de salida de luz de la parte activa del aparato.
- El tiempo de polimerización. <sup>(5)</sup>

*Efectividad de la polimerización:* El fotopolimerizador adecuado debe poseer un espléndido potencial de fotocurado, que es eficazmente comprobado a través de la utilización de un radiómetro de fotocurado, que puede ser adquirido separadamente o embutido en el propio fotopolimerizador. El radiómetro de fotocurado mide específicamente la intensidad de energía de polimerización en la franja de 400 a 500 nm (que es la franja de largura de onda de luz polimerizadora), utilizándose para eso una escala propia que varia de fabricante, pero que generalmente se expresa en mmw/cm<sup>2</sup>.

*Aplicación de la luz sobre el material:* La forma de aplicar la luz sobre la restauración varia según cada individuo y con el diámetro de la guía de luz.

Para diámetros mayores de la puntera (11 a 13 mm) que cubre toda la extensión de la restauración, el mejor método es la aplicación fija de luz durante el mínimo de tiempo determinado por el fabricante de la resina.

Cuando el diámetro es menor que la superficie a ser recubierta, la aplicación en puntos, manteniéndose la luz fija en cada parte de la restauración, desempeña mejor la polimerización.

*Diámetro de la salida de luz de la parte activa del aparato:* Los diámetros de salida más usuales miden de 7 a 8 mm, lo que provee polimerización adecuada en restauraciones de pequeño porte, sin necesidad de variar los puntos de aplicación. Sin embargo en las restauraciones más amplias, las punteras de mayor diámetro son más efectivas y facilitan el trabajo.

*Tiempo de polimerización:* Se suele minimizar el tiempo de polimerización creyendo que pequeñas variaciones no afectarían el desempeño del material: sin embargo el fabricante del material, por intereses comerciales reduce al extremo el tiempo indicado para polimerización que puede variar de 10 a 60 segundos.

La polimerización se va a realizar según las indicaciones del fabricante en el caso de que el fotopolimerizador esté en perfectas condiciones y los incrementos sean finos y de área reducida. Utilizando punteras más anchas (11 a 13 mm), se aumenta el tiempo de polimerización en por lo menos 50% del indicado, una vez que tales punteras disparan la luz en la región más específica. <sup>(5)</sup>

## 4.5. Acabado y pulimiento

Una restauración bien acabada y bien pulida promueve salud bucal porque difícilmente se transformará en un punto de acumulo de residuos alimenticios y bacterias patógenas, debido a la reducción del área superficial y rugosidad de la superficie de la restauración. En lo que se refiere a la adecuada función, una restauración bien pulida propicia un mejor deslizamiento de alimentos sobre la superficie dental durante la masticación, además de minimizar las tasas de desgaste de los dientes adyacentes y antagonistas y crear una relación mucho más armoniosa en la cavidad oral.

**Acabado:** El acabado debe iniciarse en las crestas marginales, utilizándose las puntas diamantadas finas, fresas multi – laminadas o discos secuenciales de acabado y pulimiento.

Los discos flexibles de granulación gruesa deben ser utilizados húmedos y tocando la superficie muy levemente con el fin de reducir la generación de calor por fricción, lo que perjudica la resina, principalmente en la interfase restauración / diente. Los discos de granulación más fina deben ser utilizados también perfectamente húmedos con excepción de los discos superfinos en restauraciones de resina compuesta de micropartículas. Después del acabado marginal, la superficie oclusal debe ser minuciosamente acabada con puntas diamantadas finas o fresas multi – laminadas (40 láminas).

El formato de la fresa es importante y depende del detalle anatómico, siendo las mas utilizadas las puntas y fresas de forma de llama. El acabado en la región proximal es más crítico por lo que se pueden utilizar láminas de bisturí (número 12), tiras de lija, puntas diamantadas, fresas multi – laminadas extremadamente afiladas.

**Pulimiento:** Terminados los procedimientos del acabado, se remueve el dique de goma y se comprueba la oclusión ajustándola. Después del ajuste oclusal, se empiezan los procedimientos de pulimiento, que deben ejecutarse en velocidad convencional. Así como el acabado, el pulimiento debe empezar por las crestas marginales, utilizando discos flexibles con granulación secuencial de la más gruesa a la más fina. La región oclusal puede ser pulida con puntas de goma o silicona impregnadas con abrasivos. Las pastas y cremas pulidoras auxilian principalmente en el lustre final. <sup>(5)</sup>

## **CAPITULO 5. “ADHERENCIA DE LA RESINA AL DIENTE”**

**Adhesión:** Se puede definir la adhesión como la fuerza que hace con que dos sustancias se unan cuando están en íntimo contacto entre sí. Las moléculas de una sustancia son atraídas para las moléculas de otra. Esta fuerza de atracción molecular de diferentes estructuras se denomina adhesión. Pero cuando esta atracción ocurre a nivel molecular se llama adsorción, e incluye todas las fuerzas de unión química entre el adhesivo y el adherente (enlaces iónicos, covalentes, puentes de H y fuerzas de Van der Waals). De esta forma, la sustancia aplicada o añadida para producir adhesión se conoce como agente adhesivo y la superficie a la cual este se aplica se denomina adherente.

Cabe destacar que la atracción molecular puede ocurrir entre moléculas de un mismo cuerpo y a este fenómeno se le da el nombre de cohesión. Cuando esta atracción molecular ocurre entre diferentes cuerpos se le da el nombre de adhesión.

Para obtener una excelente adhesión entre el esmalte y la dentina es fundamental que se conozca la estructura de estas dos superficies y, desde el punto de vista clínico, cuáles son los procedimientos que deben realizarse para lograr éxito en la adhesión de los materiales restauradores, que producirá un aumento de la longevidad de las restauraciones.

El desarrollo de técnicas restauradoras adhesivas trajo muchos beneficios a la Odontología:

- Reducción del desgaste de la estructura dental, restringiendo la indicación de retenedores mecánicos confeccionados con brocas.

- Aumento de la resistencia de la estructura dental remanente, pudiendo muchas veces reforzar la estructura dental a través de procedimientos adhesivos.
- Aplicación del número de técnicas restauradoras, como por ejemplo la confección de restauraciones de cerámica como facetas o inlays y onlays.
- Mejor estética a través del uso de materiales resinosos y cerámicos.
- Menor potencial de sensibilidad pulpar debido a la reducción del fenómeno de microfiltración. <sup>(2)</sup>

## 5.1. Tipos de adherencia

Entre el diente y la restauración se dan tres tipos de adherencia posibles:

**Adherencia física:** En ella intervienen las uniones moleculares, conocidas como fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones generadas por la formación de momentos dipolares en el seno de un átomo o de una molécula.

La adherencia física se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto  $\theta$ , formado por la superficie del líquido y la interfase líquido – sólido.

La impregnación depende de la energía libre de superficie, que debe ser muy elevada en el diente, y de la tensión superficial del adhesivo, que debe ser baja. La relación entre estos dos parámetros es dada por la ecuación de Dupré: tensión superficial < energía de superficie.

Los enlaces físicos denominados secundarios son incapaces de asegurar por si solos una unión a largo plazo, ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase. Por lo tanto, es necesario encontrar enlaces primarios o bien una retención mecánica. <sup>(2)</sup>



**Adherencia mecánica:** Se produce por la penetración del material en las irregularidades de la superficie. Una solución acuosa ácida en contacto con el esmalte determina la aparición de anfractuosidades, de unos 20  $\mu\text{m}$  de profundidad media y con forma de microtúbulos, en cuyo seno un agente impregnador de baja viscosidad puede insinuarse 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.

**Adherencia química:** Es la adherencia ideal; es de tipo primario, y puede realizarse en forma de enlaces iónicos o covalentes.

*El enlace iónico* corresponde a la transferencia de un electrón de un átomo a otro, cuando dos átomos en contacto tienen electronegatividades muy diferentes. La ruptura de este enlace necesita una energía de 40 – 50 kcal / mol.

*En el enlace covalente* se comparten una o varias parejas de electrones a nivel de la capa electrónica de valencia. La energía de ruptura es de 40 – 50 kcal / mol.

*Puentes de hidrógeno;* se consideran un punto intermedio entre los enlaces físicos y químicos. El átomo de hidrógeno es una estructura dipolar que se puede realizar un enlace con otro átomo dipolar determinando así un puente de hidrógeno. <sup>(2)</sup>

## 5.2. Tejidos dentarios

La comprensión de las interacciones entre un material adhesivo y un sustrato esta basada en el conocimiento de las características morfológicas de la composición y del comportamiento del sustrato que, en el caso de la estructura dental (esmalte y dentina). <sup>(5)</sup>

La adhesión al esmalte se resuelve parcialmente por la adherencia mecánica  
La adherencia a la dentina, solo puede obtenerse con un enlace químico.

Las dificultades subsiguientes a la preparación de los procedimientos de adhesión a la dentina se relacionan con las diferencias fundamentales de estructura entre los tejidos. <sup>(2)</sup>

**Esmalte:** El esmalte es el más duro de los tejidos minerales del cuerpo y cubre la corona anatómica del diente, siendo más espeso sobre las cúspides y más fino en la base de las fosas, fisuras y en la región cervical de la corona.

El componente inorgánico del esmalte es principalmente constituido de apatita en su forma de hidróxido, fluor o carbono, siendo los dos mayores componentes inorgánicos el calcio y el fosfato, con leves variaciones.

El esmalte posee una estructura cristalina, donde los cristales poseen dimensiones ultra – microscópica, razón por la cual son frecuentemente denominados cristalitas. Estos cristalitas de apatita están envueltos en una matriz orgánica que representa menos de 1% de la composición de un esmalte duro, de este porcentual menos de la mitad se constituye de proteína, principalmente la enamulina. El agua también esta presente en el esmalte, se encuentra principalmente asociada a la matriz orgánica y envuelta en los cristalitas de apatita, estando en mucho mayor proporción (4%) que el componente orgánico. <sup>(5)</sup>

En términos de propiedades físicas la composición del esmalte le confiere propiedades físicas únicas: su dureza es muy alta, variando de 200 a 500 knoops, situándose en el grado 6 de la escala de Mohs. Posee un alto módulo de elasticidad (alta rigidez) y relativamente baja resistencia a la tracción, característica indicativa de un material muy friable, que no solamente se fractura fácilmente debido a la alta resistencia a la compresión de la dentina, de la cual el esmalte deriva su funcional durabilidad.

El esmalte es poroso y participa efectivamente de un gradiente activo envolviendo fluidos entre la pulpa y el medio oral externo, aunque su porosidad sea selectiva, permitiendo el pasaje de agua e iones, pero excluyendo el pasaje de grandes moléculas. El alto contenido inorgánico del esmalte le confiere una cantidad impar de translucimiento, posibilitando una gran transmisión de color por la dentina, especialmente en las regiones cervicales donde el esmalte es fino, siendo las regiones de mayor espesura más opacas, con una tendencia al azulado y al gris..

La adhesión a la estructura del esmalte es pobre por ser recubierta superficialmente por una película orgánica en el medio oral, lo que acaba por crear una superficie de baja reactividad y compleja desde el punto de vista micromorfológico y químico, llegando a presentar una tensión superficial de 28 dinas / cm. Durante el preparado cavitario, esa biopelícula orgánica puede ser removida, pero no aumenta la energía de la superficie del esmalte. <sup>(5)</sup>

El esmalte está constituido por una fase mineral (96% que corresponde al peso), una matriz orgánica (1% valorado aproximadamente) y una fase complementaria acuosa que permite efectuar los cambios.

La fase mineral está formada en un 98% por hidroxiapatita, que presenta el aspecto de agujas pequeñas y cuya sección transversal es hexagonal. Estos cristales se agrupan en estructuras prismáticas, un prisma contiene aproximadamente 150 cristales en sección transversal y su diámetro es superior a 6  $\mu\text{m}$ .

Cada prisma está limitado por una funda de interfase no mineralizada, y atraviesa la casi totalidad de espesor del esmalte siguiendo trayectos sinuosos, el esmalte es aprismático en la unión amelodentinaria y en la superficie del diente en un espesor de 20 – 80  $\mu\text{m}$ . La matriz orgánica es muy polimorfa, amorfa y degradable por los ácidos. <sup>(2)</sup>

**Dentina:** Las propiedades estructurales físicas y químicas de la dentina son diferentes de las del esmalte. La palabra dentina apareció en la literatura oficialmente en 1845 y fue aceptada oficialmente por la academia francesa en 1855. La dentina es un tejido conjuntivo mineral que forma la arcada dental y se desarrolla a partir de la papila y de la pulpa dental, quedándose mineralizada en su fase madura. La fase mineral de la dentina, semejante al hueso y esmalte, consiste principalmente de cristales de hidroxiapatita, siendo la fase orgánica compuesta en su mayoría por colágeno tipo I con inclusiones fraccionadas de glicoproteínas, proteoglicanasas, fosfoproteínas y algunas proteínas plasmáticas. El colágeno de la dentina presenta una similitud con el colágeno óseo y presenta propiedades físico – químicas complejas comparadas al colágeno de otros tejidos, la dentina se origina a partir del ectomesenquima y deriva del mesoderma.

Con relación a la morfología de la dentina, el tejido dentinario es compuesto por túbulos dentinarios los cuales son pequeños canales cónicos rellenos de fluidos tisulares y procesos odontoblásticos. La composición química dentinaria varía en función de su estructura que, por su vez, se altera de acuerdo con la profundidad, o sea, los túbulos dentinarios profundos poseen de 1/4 a 1/3 de su espacio tomado por fluidos y procesos odontoblásticos, lo que muestra que la humedad de la dentina aumenta proporcionalmente al porcentaje del área o volumen ocupado por los túbulos, el contenido acuoso de la dentina no es 8% ó 10% como frecuentemente indicado en la literatura, sino que varía de 1% cerca del límite amelodentinario hasta 22% cerca de la pulpa.

En el interior de los túbulos hay una capa de dentina hipermineralizada, la cual es erróneamente denominada dentina peritubular, un termino que debe ser corregido para dentina intratubular, una vez que la dentina se forma dentro del túbulo dentinario y no a su alrededor.

La dentina situada entre los túbulos dentinarios es llamada de fibrillas colágenas del tipo I y cristales de hidroxiapatita. <sup>(5)</sup>

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

- La dentina de recubrimiento (mantle dentine), prácticamente desprovista de túbulos dentinarios.
- La dentina primaria, formada desde el origen del desarrollo dentinario hasta la oclusión dentaria, es rica en túbulos y constituye la masa dentinaria más importante en volumen.
- La formación de la dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital a un ritmo lento. Los odontoblastos que participan en su creación son menos numerosos que a lo largo de la odontogénesis, y los túbulos menos abundantes.

*Dentina esclerótica:* Con el envejecimiento del diente puede aparecer una sobremineralización que oblitera los túbulos. <sup>(2)</sup>

### 5.3. Adhesión a la estructura del esmalte

El mecanismo micromecánico por el cual las resinas se adhieren al esmalte fue inicialmente descrito por Gwinnett y Buonocore y pormenorizado por Gwinnett y Matsui, los cuales desarrollaron la micromorfología de la interfase entre resina y esmalte. Cuando ocurre el acondicionamiento ácido del esmalte, éste es tratado con un agente químico acondicionador el cual remueve aproximadamente 20 mm de su superficie, selectivamente devolviendo las terminaciones de los prismas de esmalte de la estructura adamantina sobrante. <sup>(2)</sup>

Esta disolución selectiva preferencial del componente inorgánico cristalino genera una superficie con poros de diferentes profundidades, los cuales actúan como un sistema de canales en que un material resinoso poco viscoso puede fluir, penetrando por aproximadamente 20 - 25  $\mu\text{m}$ , juntándose y promoviendo una unión mecánica efectiva. <sup>(5)</sup>

**Acondicionamiento ácido:** Se viene indicando frecuentemente el ácido fosfórico como el agente acondicionador del esmalte en concentraciones que varían del 30 al 50%, se pueden encontrar en algunos sistemas adhesivos soluciones acondicionadas a base de ácido fosfórico al 10%, ácido maleico al 10%, ácido cítrico al 10% asociados al cloruro férrico al 3%, además de primers ácidos en sistemas adhesivos autocondicionados.

Con relación al uso de ácido fosfórico en la superficie del esmalte, hay una relación inversa entre la eficiencia del acondicionamiento y su concentración. Altas concentraciones de ácido fosfórico no son efectivas para producir microporosidades, produciendo alteraciones mínimas en la superficie del esmalte.

De esta forma después de la aplicación del ácido fosfórico un tiempo de 15 a 30 segundos, se debe lavar la superficie con chorros de agua para que se elimine todo el ácido y los productos producidos durante el acondicionamiento. Para esto se debe lavar la superficie durante un tiempo mínimo de 15 segundos.

El proceso de secado es igualmente importante, con el desarrollo de los sistemas adhesivos hidrófilos no se necesita más que se seque la superficie del esmalte hasta presentar un aspecto blanco opaco, se aplican suaves chorros de aire para que se remueva el exceso de agua, no necesitando resecar la superficie del esmalte.

Cuando se aplica el sistema adhesivo sobre el esmalte, este penetra en las microporosidades creadas por el acondicionamiento, creando microrretenciones mecánicas a través de la formación de tags de resina.

Clínicamente la unión al esmalte no presenta muchos riesgos de presentar fallas, pero cuando esto ocurre, casi siempre está asociada a un procedimiento clínico incorrecto, los estreses del medio bucal pueden causar fallas cohesivas del esmalte o del agente adhesivo. <sup>(2)</sup>

#### 5.4. Adhesión a la dentina

Los adhesivos de dentina comenzaron a ganar popularidad a partir de los trabajos como el de NAKABAYASHI, que utilizando un adhesivo 4 META (4 metacriloxietil metacrilato) y un agente acondicionador constituido de ácido cítrico 10% y cloreto férrico 3% (solución 10 –3) demostró claramente la formación de la capa híbrida, que se mostraba indisoluble en ácidos y resistente a la penetración bacteriana, propiciando altos valores de adhesión a la dentina.

El mecanismo de adhesión del sistema 4 META puede ser sintetizado de la siguiente forma:

1. El ácido cítrico desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la matriz dentinaria a una profundidad de aproximadamente 5 – 10  $\mu\text{m}$ .
2. El cloreto férrico 3%, incorporado al ácido, desnatura o desproteína las fibras colágenas, que se encontraban, después de la acción del ácido, empalizadas y desprotegidas.
3. El monómero resinoso componente del primer se infiltra entre las fibras colágenas expuestas, encapsulando la mayoría de ellos.
4. Esta combinación de dentina y polímero forma una capa compuesta que parece ser indisoluble en ácido, identificada como capa híbrida.<sup>(5)</sup>

De una forma general, los adhesivos contemporáneos poseen el siguiente mecanismo de acción:

1. Acondicionamiento ácido de la dentina con ácido fosfórico o maléico en intervalos que varían de 15 a 30 segundos. El ácido remueve el smear layer y disuelve la mayoría de la hidroxiapatita de la superficie dentinaria, dejando una capa de fibras colágenas orgánica desprotegidas con un espesor de 5 a 10  $\mu\text{m}$ , variando en virtud de la concentración del ácido y del tiempo de exposición, siendo las capas de colágeno más espesas encontradas después de una acción más prolongada de ácidos más concentrados.

2. Después de la exposición del colágeno por acción química del ácido, el mismo debe ser reforzado para proveer una adhesión suficiente. El refuerzo ocurre a través de la penetración de un primer o una resina que circunda las fibras formando un composite colagenoso. Los sistemas de última generación se diferencian de los anteriores porque poseen un primer hidrofílico de baja viscosidad disuelto en un solvente altamente polar (afinidad por agua) como la acetona o el alcohol. Cuando el primer y la resina se polimerizan entre la capa de colágeno, se obtiene la formación de una capa híbrida, o sea, una capa constituida por resina y colágeno la cual se constituye en una conexión extremadamente fuerte en la interfaz dentina / resina compuesta o dentina - cemento resinosa.

**Objetivos de la hibridación:**

- Sellado efectivo de los túbulos dentinarios a través de la formación de un composite polímero / colágeno, insoluble e impermeable a fluidos y microorganismos.
- Disminución o eliminación de la sensibilidad postoperatoria a través del bloqueo del flujo de fluidos intratubulares.
- Disminución de caries recurrentes.<sup>(5)</sup>



## Conclusiones

**Conclusión 1:** Después de la realización de innumerables restauraciones adhesivas directas en los últimos años, a través de la técnica del condicionamiento ácido total y del uso de diferentes sistemas adhesivos resinosos se concluye que:

- Se trata de una técnica segura y que posibilita resultados predecibles, tanto a corto como a largo plazo, sea desde el punto de vista biológico o estético;
- Los biseles, en general, ecomendados para estas restauraciones a veces no son necesarios, por otro lado;
- Es, en general, más facil obtener excelentes resultados desde el punto de vista estético cuando se ejecuta un bisel, de la misma forma que biseles largos proporcionan mejores resultados que los biseles cortos;
- Las posibilidades de colores, translucencias, texturas y formas con resina de uso directo, están día a día tornándose inagotables,
- Apesar de ser posible, la obtención de excelencia con restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores es algo extremadamente dificil y que exige conocimientos básicos, determinación y mucho entrenamiento previo.

**Conclusión 2:** Concluimos que las resinas compuestas son uno de los materiales a elegir en la odontología estética y restauradora, con estos materiales se exige una reconsideración de muchos conceptos preestablecidos y procedimientos clínicos convensionales, convergiendo todos los esfuerzos para técnicas adhesivas mucho más conservadoras que, aliadas a la disponibilidad de materiales de última generación, crearon un nuevo marco en la odontología restauradora.

Para el uso de las resinas compuestas el cirujano dentista debe de tomar en cuenta varios factores como son:

- Tener claramente el concepto de una resina compuesta, así como sus componentes, saber sus ventajas y desventajas del material.
- Conocer perfectamente la estructura anatómica del diente, su fisiología e histología.
- La biocompatibilidad del material (resina) con la dentina, esmalte y materiales cementantes.
- Las indicaciones y contraindicaciones de las resinas compuestas.
- Los tipos de adhesión a las estructuras dentales, entre otros.

## Referencias bibliograficas

- 1.- P. Schärer / L. A Rinn / F. R. Kopp, Principios estéticos en la Odontología restauradora. Editorial Doyma, 1991.
- 2.- Roth F, Los Composites, 1ª ed. Barcelona. Editorial Masson S. A, 1994. Pp. 35-56.
- 3.- Kenneth J. Anusavice, Ciencia de los Materiales Dentales, 10ª ed. Editorial Mc. Graw – Hill Interamericana, 1998. Pp. 219-230
- 4.- Shillingburg Herbert T, Fundamentos esenciales en protesis fija 3ª ed, Barcelona, Editorial Quintessence, 2000. Pp. 73-74.
- 5.- Chain Marcelo / Barateri, Luis Narciso. Restauraciones Estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. 1ª ed. São Paulo – Brasil. Editorial Artes Medicas Latinoamérica, 2001. Pp.18-25, 29-42, 65-70, 80-83
- 6.- Rielson José Alves Cardoso, Elenice Aparecida Nogueira Gonçalves. Estética dental Nueva Generación. 1ª ed. Sao Paulo – Brasil. Editora Artes Medicas Latinoamericana, 2003. Pp. 31-34, 115-122
- 7.- Humberto José Guzmán. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª ed. 2003. Pp. 191-204.
- 8.- Barceló Santana Federico Humberto / Palma Calero Jorge Mario, Materiales Dentales, Conocimientos Basicos Aplicados. 2ª ed. Editorial Trillas. 2004. Pp. 103-126

9.- Baratieri, Luis N. /et al, Estética, Restauraciones Directas en dientes anteriores fracturados. 1ª ed. Editorial Santos Liuraria. 2004. Pp. 76-84, 93-96

10.- Cova Natera José Luis, Biomateriales Dentales, 1ª ed. Ed. Amolca, Actualidades Medico odontologicas Latinoamerica, C.A. 2004 Pp. 232-275.

11.- Copyigth 2005 c Universidad Nacional de Colombia.