



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA DE
ADHESIÓN A DENTINA DE UNA RESINA
CONVENCIONAL Y UNA RESINA FLUIDA
AUTOADHERIBLE.

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:

NALLELY FERNANDEZ MILPAS

TUTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2012



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.

AGRADECIMIENTOS.

A mi padre Juan Fernandez, ese hombre trabajador y honrado que me ha enseñado a luchar por lo que quiero y me ha dado todo su apoyo. Esto es fruto de tu esfuerzo.

A mi madre Ma. de Lourdes Milpas que con su cariño y dedicación me ha motivado a seguir adelante y me ha demostrado lo que es ser una mujer luchona y trabajadora.

A mi gran hermana y confidente Magaly que siempre ha sabido estar conmigo cuando la necesito. Recuérdalo tú y yo siempre juntas.

A mi gran amor Paco que durante 7 años me ha hecho feliz. Gracias por tu comprensión y por estar siempre a mi lado, somos un gran equipo.

A mis amigos con quienes he compartido grandes momentos en mi carrera y mi vida. A ellos les agradezco por su amistad y cariño.

A todas las personas que forjaron de una manera u otra mi formación profesional.

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por brindarme su valiosa colaboración, apoyo y tiempo para lograr esta meta.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por mi formación académica.

Nallely Fernandez Milpas.

Con todo mi amor.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
CAPÍTULO I	
ANTECEDENTES	7
1. RESINAS COMPUESTAS	8
1.1. Composición de las resinas compuestas.....	9
1.1.1. Matriz orgánica.....	9
1.1.2. Relleno inorgánico	11
1.1.3. Agente de unión	12
1.2. Mecanismo de polimerización	13
1.3. Propiedades de las resinas compuestas	14
1.3.1. Resistencia al desgaste	14
1.3.2. Textura superficial.....	15
1.3.3. Coeficiente de expansión térmica.....	15
1.3.4. Sorción acuosa y expansión higroscópica	16
1.3.5. Resistencia a la fractura	17
1.3.6. Resistencia a la compresión y tracción	17
1.3.7. Modulo de elasticidad	18
1.3.8. Estabilidad de color.....	19
1.3.9. Radiopacidad	20
1.3.10. Grado de conversión.....	20
1.3.11. Contracción por polimerización	21
1.4. Clasificación de las resinas compuestas	22
1.4.1. Resina convencional o de macrorrelleno	23
1.4.2. Resina de microrrelleno	23
1.4.3. Resina híbrida	24
1.4.4. Resina microhíbrida	25
1.4.5. Resina de nanorrelleno.....	25
1.4.6. Resina fluida o de baja densidad.....	27
1.4.7. Resina híbridas y microhíbridas de mediana densidad	28
1.4.8. Resina condensables o de alta densidad.....	29
CAPÍTULO II	
2. ADHESIÓN	30
2.1. Clasificación de la adhesión.....	30
2.1.1. Física	30
2.1.2. Química	31
2.2. Factores que favorecen la adhesión	31
2.2.1. Dependientes de la superficie	31
2.2.1.1. Contacto íntimo.....	31
2.2.1.2. Limpias y secas	32
2.2.1.3. Energía superficial	32
2.2.1.4. Potencialmente receptivos a uniones químicas.....	32
2.2.1.5. Superficie lisa vs rugosa.....	32

2.2.2. Dependientes del adhesivo.....	33
2.2.2.1. Tensión superficial.....	33
2.2.2.2. Humectancia.....	33
2.2.2.3. Ángulo de contacto.....	33
2.2.2.4. Capilaridad.....	34
2.2.2.5. Estabilidad dimensional.....	34
2.2.2.6. Resistencia mecánica química adhesiva – cohesiva.....	34
2.2.2.7. Biocompatible.....	34
2.3. Adhesión a tejidos dentarios.....	34
2.3.1. Esmalte.....	34
2.3.2. Acondicionamiento de esmalte.....	35
2.3.3. Dentina.....	35
2.3.4. Acondicionamiento de dentina.....	36
2.3.4.1. Sistemas adhesivos que modifican la capa de barrillo dentinario.....	37
2.3.4.2. Acción del ácido fosfórico en la dentina.....	38
2.3.4.3. Hibridación dentinaria.....	39

CAPÍTULO III

3. ADHESIVOS.....	40
3.1. Evolución de los adhesivos.....	40
3.2. Clasificación según su orden de aparición.....	41
3.2.1. Primera generación.....	41
3.2.2. Segunda generación.....	41
3.2.3. Tercera generación.....	41
3.2.4. Cuarta generación.....	42
3.2.5. Quinta generación.....	43
3.2.6. Sexta generación.....	44
3.2.7. Séptima generación.....	45

CAPÍTULO IV

4. SISTEMAS DE ADHESIÓN UTILIZADOS EN EL ESTUDIO.....	46
4.1. Resina filtek Z350.....	46
4.2. Adhesivo Adper Single Bond.....	46
4.3. Resina Dyad Flow.....	48

CAPÍTULO V

DISEÑO EXPERIMENTAL.....	49
5.1. Planteamiento del problema.....	49
5.2. Justificación.....	50
5.3. Objetivo general.....	51
5.4. Objetivos específicos.....	51
5.5. Hipótesis verdadera.....	52
5.6. Hipótesis nula.....	52

CAPÍTULO VI

METODOLOGÍA	53
6.1. Criterios de inclusión	53
6.2. Criterios de exclusión	53
6.3. Variables dependientes	54
6.4. Variables independientes	54
6.5. Material y equipo	55
6.6. Muestreo	56
6.7. Método	56
6.7.1. Preparación de las muestras	56
6.7.2. Grupo A. Adhesivo Single Bond 2 y Resina Filtek Z350.....	59
6.7.3. Prueba de fuerza de adhesión.....	62
6.7.4. Grupo B. Resina Dyad Flow	63
6.7.5. Prueba de fuerza de adhesión.....	65
RESULTADOS	67
DISCUSIÓN	68
CONCLUSIONES	70
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71



INTRODUCCIÓN

Las resinas son un importante grupo de materiales de restauración en Odontología. Por ello, actualmente existen resinas mejoradas en su composición para proveer mejores propiedades y asegurar su mayor permanencia en boca.

La gran cantidad de resinas compuestas con las que se cuenta en el campo de la odontología y el tipo de características que presenta cada una de ellas, demanda la revisión de conocimientos y conceptos actuales acerca de este tipo de materiales por parte del cirujano dentista.

En la actualidad se han realizado modificaciones en la formulación de sus componentes, el desarrollo de nuevas técnicas de colocación y la optimización de sus propiedades físicas y mecánicas para así obtener mejores resultados en los tratamientos realizados por el cirujano dentista en beneficio de los pacientes. Ejemplo de esto, es el desarrollo de las resinas fluidas autoadheribles, que día tras día son más populares, además de incrementar sus indicaciones debido a sus propiedades.

Las resinas fluidas, llamadas también resinas compuestas de baja viscosidad, poseen una composición semejante a la de las resinas convencionales, es decir, tienen una matriz orgánica de Bis-GMA y algunos de ellos UDMA (dimetacrilato de uretano), molécula de viscosidad menor a la del Bis-GMA. Muchas aplicaciones han sido propuestas, entre las que tenemos: base para cavidades grandes (clase I y clase II), pequeñas cavidades (clase III y V), reconstrucción de bordes incisales y sellador de fosetas y fisuras. Sin embargo, las ventajas que podría otorgar esta nueva combinación a las propiedades físicas o mecánicas del material, todavía necesitan mayor investigación.

Por lo tanto tenemos como objetivo verificar la fuerza de adhesión entre el material restaurador sobre el tejido dentario.



CAPÍTULO I.

ANTECEDENTES

La historia asociada al desarrollo de las resinas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. Los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos, cemento que consiste en una solución de vidrio de alúmina-sílice y ácido fosfórico; sin embargo estos materiales tenían muchas desventajas siendo la principal el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados, además de irritantes pulpares y solubles en los líquidos bucales. Pero tenían la propiedad de liberar fluoruro de forma lenta pero continua, con el consiguiente efecto anticariogénico. ⁽¹⁾

A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. ⁽¹⁾

Dentro de las resinas acrílicas no rellenas se usaron dos sistemas, uno basado en peróxido de amina que empleaba una amina terciaria, la N-dimetil p-toluidina como activador, la cual tenía la desventaja de cambio de color. El otro sistema era de tipo Peróxido Ácido Sulfínico usaba el ácido p-toluelsulfínico como activador que le proporcionaba una excelente estabilidad de color, pero era inestable en presencia del aire y agua y altamente sensible a la humedad, la cual inhibía la polimerización. ⁽²⁾

Lamentablemente, sus propiedades físicas fueron severamente limitadas para desempeñarse como restauraciones directas. Su alta contracción de polimerización, permitió una desadaptación marginal desde su colocación y en consecuencia mucha filtración marginal. Su baja resistencia a la abrasión y alta sorción de agua causaron ablandamiento y una estabilidad de color pobre, por lo que se consideraron como de alto riesgo clínico. ⁽¹⁾



Las resinas acrílicas y los silicatos, inquietaron a la ciencia odontológica para conseguir esfuerzos en la mejora o consecución de un material estético respecto a su longevidad clínica.

Algunas resinas simples fueron modificadas ligeramente con agregados de rellenos de sílice, mejorando en apariencia su resistencia. Al menos, se constituyeron en el primer eslabón para que poco a poco la investigación se orientara hacia el descubrimiento de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas fueron introducidas en 1962 por el Dr. R.L. Bowen, quien realizó una combinación de resinas acrílicas (derivados del ácido acrílico + derivados del ácido metacrílico) con resinas epóxicas (éter diglicídico de bisfenol A), llegando a crear una molécula de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, conocida como Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil-Metacrilato).⁽²⁾

1. RESINAS COMPUESTAS.

Las resinas compuestas o composites, son materiales sintéticos compuestos por elementos variados. Se definen como “combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual”.⁽¹⁾ Bien realizada, ésta combinación de materiales proporciona propiedades que no se podrían obtener con ninguno de los materiales solos.

Entonces un material de restauración es un compuesto cuando se le ha agregado un relleno inorgánico a la matriz de resina, de tal forma que las propiedades de ésta son mejoradas.

1.1. Composición de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas comprenden una combinación de partículas orgánicas e inorgánicas, las cuales se pueden dividir en tres diferentes componentes: (1, 3, 4)

1. Matriz orgánica (fase continua) es precisamente una resina.
2. Relleno inorgánico (fase dispersa) que da la resistencia.
3. Agente de unión (interfase) que es aplicado sobre la superficie de las partículas de relleno para integrarlas a la matriz orgánica, conocido como Silano.

Además contienen:

1. Sistema activador - iniciador de la polimerización
2. Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.
3. Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo.

1.1.1. Matriz orgánica.

Esta constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato) (fig. 1). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que su contracción durante la polimerización es menor, además presenta menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos. (4)

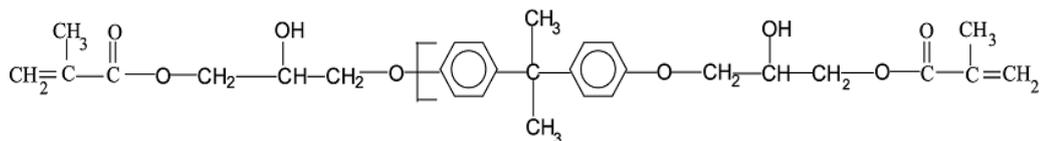


Fig. 1 Estructura de Bis-GMA. (5)



Los monómeros de elevado peso molecular son viscosos en extremo a temperatura ambiental. Es esencial el uso de monómeros que se diluyan si se quieren obtener altos niveles de relleno y producir pastas con buena consistencia para uso clínico. Estos pueden ser monómeros de metacrilato de metilo o dimetil metacrilato, como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). La reducción de viscosidad se produce en gran medida al agregar al Bis-GMA al monómero. ⁽⁶⁾

Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión. ⁽⁴⁾

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. ⁽⁴⁾

Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA ⁽⁴⁾, sin embargo, Soderholm y col. ⁽⁷⁾ indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.



1.1.2. Relleno inorgánico.

Son partículas que le proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).⁽⁴⁾

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños que van de 0.1 a 100 μm a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0.04 μm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quemado) o de precipitación (sílice coloidal).⁽⁴⁾

Actualmente se ha desarrollado una tecnología que permite cortar las partículas a tamaños inferiores sin necesidad de quemar la partícula de sílice, obteniendo las denominadas nanopartículas, cuyo tamaño oscila entre 0.07 y 0.02 micras, es decir, un tamaño similar al del microrrelleno.⁽⁵⁾

Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal.⁽⁴⁾ Aunque la contracción varía de un producto a otro, en general es de 3% del volumen en 24 horas.⁽⁶⁾

Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto,



las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas. ⁽⁴⁾

1.1.3. Agente de unión.

Si se obtiene y mantienen las propiedades óptimas de una resina compuesta, es importante que las partículas de relleno se unan a la matriz de resina. Esto permite conseguir una matriz de polímero más plástica que transmita las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. La adhesión entre las dos fases la proporciona un agente de unión. ⁽⁶⁾

El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. ⁽¹⁾

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno. ⁽¹⁾

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. ⁽¹⁾

Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual



proporciona mejores propiedades a la resina compuesta. Para lograr este recubrimiento uniforme, los fabricantes utilizan diferentes formas de cubrimiento y recubren hasta tres veces la partícula de relleno. ⁽⁴⁾

1.2. Mecanismos de polimerización.

El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. ⁽⁴⁾

En las resinas auto-curadas el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales contiene el iniciador, peróxido de benzoilo, y la otra el activador, amina terciaria (N-N dimetil- *p*-toluidina). ⁽⁴⁾

En las resinas fotoactivadas los primeros sistemas utilizaron luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Estos sistemas tuvieron problemas por la penetración limitada de la luz en la resina, así como por la falta de su paso a través de la estructura dental. Esto hace que la resina no polimerice de manera adecuada, excepto en capas muy delgadas con acceso directo a la fuente de luz.

Después se desarrollaron sistemas activados por luz visible, con gran mejoría en la capacidad de polimerizar incrementos gruesos. ⁽⁶⁾

Las resinas compuestas fotocurables para restauraciones se expanden como pasta única en una jeringa. El sistema para iniciar los radicales libres consta de una molécula de activador amina, que contiene esta pasta. A menos que estos dos componentes no se expongan a la luz, permanecen sin interactuar. Sin embargo, en presencia de luz con longitud de onda correcta, se produce un estado de excitación del fotoiniciador que reacciona con la amina y forma radicales libres. ⁽⁶⁾



El fotoiniciador más utilizado es la canforquinona: promedio de absorción entre 400 y 500nm, que se encuentra en la región azul del espectro de la luz visible. Este iniciador está presente en la pasta con niveles de 0.25% por peso. Hay una cantidad disponible de aceleradores de amina; un ejemplo es DEAEMA (dietil-aminoetil-metacrilato), presente cerca de 0.15% por peso de la pasta. En algunos casos se agregan inhibidores para mejorar la estabilidad a la luz del ambiente o del cirujano dentista. ⁽⁶⁾

Para obtener la apariencia de diente, la resina compuesta tiene un matiz visual y translucidez que simula esmalte y dentina; el dióxido de titanio y óxido de aluminio en cantidades pequeñas (0.001 a 0.007% por peso) son opacadores muy efectivos. ⁽⁶⁾

1.3. Propiedades de las resinas compuestas.

1.3.1. Resistencia al desgaste.

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos. Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración. ⁽³⁾

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del relleno, así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contactos oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina será más resistente a la abrasión. Esto se debe a que el módulo elástico de la resina compuesta es menor que el de las partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las moléculas de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste. ⁽¹⁾



El desgaste de la superficie de las resinas compuestas representa uno de los puntos débiles de éste tipo de materiales. Éste fenómeno aumenta considerablemente con la dimensión de la restauración, aunque algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar el proceso, tales como la oclusión traumática y la calidad de de la manipulación y terminado de la restauración. ⁽¹⁾

1.3.2. Textura superficial.

El término de textura superficial se refiere a la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas, esta propiedad está relacionada con varios factores. En primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con la técnica de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta. ⁽³⁾

1.3.3. Coeficiente de expansión térmica.

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. ⁽¹⁾

Por lo tanto la diferencia entre el coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas y el diente, junto con el resquicio formado por la contracción de polimerización, permite la percolación de los líquidos orales. Cuando se enfría un diente que tiene una restauración de resina, 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 ese espacio existente entre el diente y la restauración (percolación).⁽⁸⁾

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, especialmente en el caso de las resinas compuestas de microrrelleno, que tienen un coeficiente de expansión mayor que el de las resinas compuestas de partículas finas.⁽⁹⁾

Las resinas de microrrelleno poseen coeficientes más altos debido fundamentalmente a que contienen más polímero. Algunos vidrios permiten reducir los efectos de las fluctuaciones térmicas mejor que otros, y algunas resinas contienen varios tipos de relleno para compensar estas diferencias. Las resinas híbridas experimentan unos cambios dimensionales con la temperatura algo mayores que las resinas de partículas finas, pero esta diferencia es muy pequeña y apenas tiene importancia clínica.⁽⁹⁾

En general las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.⁽³⁾

1.3.4. Sorción acuosa y expansión higroscópica.

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero, y se relaciona con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz



afectando negativamente las propiedades de la resina, éste fenómeno es conocido como degradación hidrolítica. ⁽¹⁾

Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. La absorción es también favorecida por las porosidades y las fisuras. ⁽¹⁾

El fenómeno de imbibición implica también una expansión volumétrica del material que podría compensar parcialmente la contracción por polimerización. ⁽⁸⁾

1.3.5. Resistencia a la fractura.

La resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura. Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material son su contenido de relleno, el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz, siendo el contenido en volumen del relleno la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo elasticidad, así como con su resistencia a la fractura. ⁽¹⁰⁾

Esta es una propiedad que se pone a prueba durante la masticación, ya que durante éste acto la resina se ve sometida en las caras oclusales, a fuerzas que oscilan entre los 250 y los 750 N/cm². ⁽¹⁾

Las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación. ⁽¹⁾

1.3.6. Resistencia a la compresión y tracción.

La resistencia a compresión indica la habilidad demostrada por un material para resistir presiones verticales, siendo una propiedad mecánica importante para las resinas compuestas, pues se sabe que durante el acto masticatorio las fuerzas que son transmitidas sobre esas



restauraciones pueden fracturarlas o hasta provocar la fractura dental. La resistencia a compresión del esmalte (384 MPa), de la dentina (297 MPa) y la resistencia fractura de los dientes naturales (molar: 305 MPa; premolar: 248 MPa) pueden servir como padrón mecánico para seleccionar la resistencia ideal de las resinas compuestas. ⁽⁸⁾

Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz. Además, depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen mayor resistencia a la compresión que las de microrrelleno debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. A su vez, las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las convencionales, debido a que para un mismo porcentaje de relleno, la disminución del tamaño de partícula se traduce en un incremento de la resistencia a la compresión. ⁽¹⁰⁾

1.3.7. Módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad describe la relación entre el estrés y la deformación que un material sufre para una carga determinada, es por tanto una medida de la rigidez relativa de un material. Un material más rígido requerirá una carga mayor para deformarse en el mismo grado que uno más elástico. ⁽¹⁰⁾

En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico. ⁽¹⁹⁾

Idealmente, el módulo de elasticidad de los materiales ha de ser semejante al del tejido dentario. En las restauraciones de Clase V los materiales tienen que tener un módulo de elasticidad que les permita deformarse durante la flexión del diente, mientras que en las cavidades de Clase II el módulo de elasticidad debe ser lo suficientemente alto como



para soportar las deformaciones y evitar la fractura de las cúspides. Sin embargo, el diente está compuesto fundamentalmente por esmalte y dentina, y ambos tejidos tienen un comportamiento elástico completamente diferente, por ello se asume que los materiales que se utilicen para restaurar dientes posteriores deben tener un módulo de elasticidad al menos igual al de la dentina o mayor, que está determinado en 18 GPa, mientras que el modulo elástico del esmalte es de 45 GPa superior al de la dentina, ósea la dentina es más flexible, favoreciendo de esta manera la absorción de tensiones. Además, cuanto menor sea la diferencia entre el módulo de elasticidad del material y la dentina, menor será la destrucción en la interfase material-dentina. ⁽¹⁰⁾

1.3.8. Estabilidad del color.

La estabilidad del color de las resinas compuestas puede variar dependiendo de su reacción al ambiente oral individual, algunos materiales pueden cambiar como resultado de mancharse principalmente por la absorción de los agentes colorantes de alimentos y se relaciona íntimamente a la absorción de agua de la resina. La decoloración puede también ocurrir como resultado del deterioro químico del material en un ambiente húmedo. ⁽¹⁾

Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas, ya que en este tipo de resina se usan en mayor concentración las aminas aromáticas y debido a que son muy reactivas pueden ocasionar decoloración intrínseca del material. ⁽⁸⁾

Otra variable importante en el mantenimiento del color es la lisura superficial de la resina compuesta. Los que presentan partículas inorgánicas de mayor tamaño tienen mayor riesgo de ocurrencias de manchas superficiales. ⁽⁸⁾



1.3.9. Radiopacidad.

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radiopacos, tales como bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano. Un grado de radiopacidad mayor al del esmalte, puede ser útil en el diagnóstico de caries alrededor o debajo de la restauración. ⁽¹⁾

1.3.10. Grado de conversión.

El grado de conversión es la medida en porcentaje de enlaces dobles de carbono-carbono que se convierten en sencillos al polimerizar el material; a medida que aumenta el grado de conversión, las propiedades mecánicas son más favorables para la función como material de restauración dental pero con el inconveniente de una mayor contracción de polimerización. ⁽¹¹⁾

Sería lógico pensar que mientras más cerca del 100% esté el valor de grado de conversión, más efectiva sería la reacción de polimerización. Sin embargo los monómeros con los cuales se elaboran estos materiales producen un alto entrecruzamiento de las cadenas, por lo que los valores reportados van del 50 al 70 %, esto quiere decir que ha polimerizado esa cantidad de los grupos metacrilatos. Sin embargo, no implica que entre el 30 y 50% de los monómeros no reaccionaron y están libres. ⁽¹¹⁾

En resumen, las resinas dentales para restauración, están basadas en sistemas de monómeros bifuncionales, como los dimetacrilatos, que al polimerizar, forman una red tridimensional. Esta red contiene insaturaciones residuales, que quedan como grupo metacrilatos pendientes de la cadena y solo una pequeña parte de monómeros sin reaccionar contribuya probablemente a los índices de grado de conversión. ⁽¹¹⁾

1.3.11. Contracción por Polimerización.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 0.340 nm, esta distancia está dada por la fuerzas de Van der Waals ejercidas por los elementos que conforman a cada monómero; al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 0.154 nm. (fig. 2) Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros provoca la reducción volumétrica del material. ⁽⁴⁾

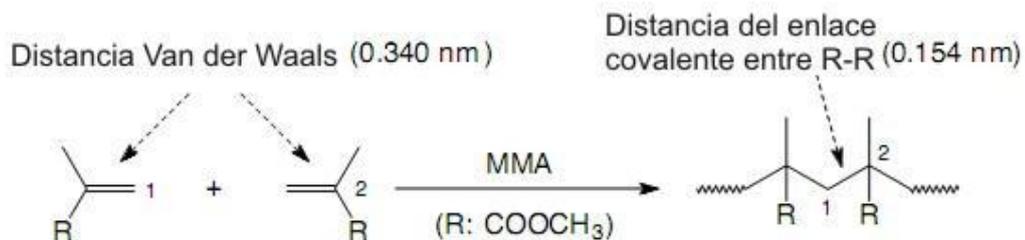


Fig. 2 Contracción por polimerización. ⁽¹⁾

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

Estas tensiones generadas en la superficie dental pueden provocar: ⁽⁴⁾

1. Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no está adherido).
2. Brechas en la interfase diente-restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada).
3. Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres).

1.4. Clasificación de las resinas compuestas.

Se han propuesto diferentes clasificaciones de las resinas compuestas según se haga referencia al tamaño de la partícula, al tipo de polimerización o al contenido de relleno. Sin embargo el primer criterio ha sido el más utilizado.

La primera clasificación fue introducida por *Lutz y Phillips en (1983)* y estuvo basada en el tamaño promedio de las partículas de relleno y su distribución. Esta clasificación divide las resinas en: convencionales o macrorrelleno (partículas de 0,1 a 100 μm), microrrelleno (partículas de 0,04 μm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños) (fig. 3).⁽⁴⁾

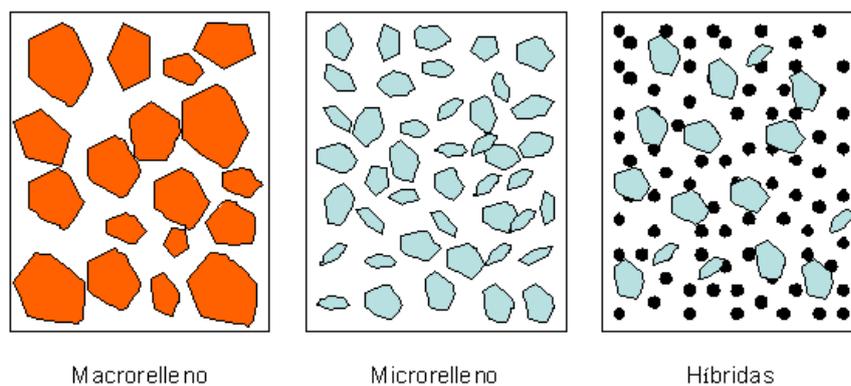


Fig. 3 Clasificación de las resinas compuestas de Lutz y Phillips. (1983)⁽⁴⁾

A lo largo del tiempo el componente que más ha variado es el tamaño de partículas y su distribución, es por eso que otros investigadores han sugerido sus propias propuestas.

En general en estas clasificaciones se tiene en común términos como Macro- relleno (10-50 μm), Micro- relleno (40-50 nm), Medio- relleno (1-10 μm), Mini- relleno (0,6-1 μm) y Nano-relleno (5-100 nm) en donde la mezcla ó combinación deriva en otros términos como híbridos convencional (10-50 μm + 40 nm), híbridos (1-10 μm + 40 nm), micro- híbridos (0,6-1 μm + 40 nm) y nano- híbridos (0,6-1 μm + 50- 100 nm), además del término partículas pre-polimerizadas.⁽¹²⁾



De acuerdo con Aschheim (2002), Cova (2010), Hervas et al. (2006) y Henostroza (2006) las resinas compuestas se pueden clasificar en relación al tamaño de las partículas de relleno en:

1.4.1. Resina convencional o de macrorrelleno.

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm , pero podían encontrarse desde 50 a 100 μm . El relleno por lo general es de 70 a 80% por peso o de 60 a 70% por volumen.

La principal desventaja clínica 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. Al pulir la preparación se produce una superficie rugosa, así como también la originan el cepillado dental y el desgaste masticatorio con el tiempo. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación, debido en parte a la susceptibilidad de la superficie rugosa al retener pigmentos. ⁽⁶⁾

Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo. ⁽⁴⁾

1.4.2. Resinas de microrrelleno.

Para resolver los problemas de rugosidad superficial que presentaban las resinas compuestas convencionales, se obtuvo una clase de materiales en la que se utilizan partículas coloidales de sílice como relleno inorgánico, inicialmente tenían un tamaño de 0.02 a 0.04 μm , en la actualidad se usan tamaños ligeramente mayores, 0.05 a 0.1 μm . ⁽⁶⁾

Dado que el tamaño de partícula es más pequeño que en las resinas convencionales, su área de superficie a ser humectado por la matriz orgánica es de 1000 a 10.000 veces mayor y la hace muy viscosa e inmanejable, pudiéndose incorporar solo del 35% al 50% del relleno



inorgánico lo cual bajaría demasiado sus propiedades físico - mecánicas. Para resolver este problema se usa un relleno prepolimerizado que contiene matriz orgánica saturada de microrrelleno 80% en peso de SiO_2 , al realizar esta mezcla el fabricante obtiene un material muy viscoso que luego polimeriza con calor y pulveriza en partículas de 0.05 a 0.1 μm , esto es lo que se conoce como relleno prepolimerizado. ⁽⁸⁾

Seguidamente este relleno prepolimerizado se le agrega a otra mezcla no polimerizada que contiene matriz orgánica y relleno de SiO_2 en los porcentajes que permitan una adecuada manipulación clínica.

El contenido de relleno inorgánico final es de 50% por peso, pero cuando se incluyen partículas de relleno prepolimerizadas, su contenido es de casi 80% por peso o 70% del volumen. ^(6, 8)

Con la excepción de la resistencia a la compresión, las resinas compuestas de microrrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las convencionales. Esto es de esperarse, porque en cerca de 50% en volumen de las restauraciones se hacen con resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da lugar a una sorción del agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además, la débil unión de las partículas prepolimerizadas con la matriz de la resina produce un tratamiento deficiente similar a de los compuestos convencionales. La disminución de resistencia a la tracción se relaciona con la propagación de fractura alrededor de las partículas de relleno.

Sin embargo, proporciona un terminado de superficie lisa, propio de restauraciones estéticas. ⁽⁶⁾

1.4.3. Resinas híbridas.

Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 1 a 5 μm .



Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología. ^(4, 14)

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia. ⁽⁴⁾

1.4.4. Resinas microhíbridas.

Mezclan partículas de microrrelleno con partículas más grandes, de un tamaño entre 0.4 y 0.7 μm . Poseen excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible a su función. Además poseen buena terminación y pulido.

Al tener esta combinación de partículas, es posible incorporar un alto porcentaje de relleno, aproximadamente un 67% en volumen. Todas estas características permiten que este tipo de resinas compuestas sean las de mayor uso en la actualidad, con utilidad para piezas dentarias del sector anterior como en el posterior de la boca. ⁽¹³⁾

1.4.5. Resinas de nanorrelleno.

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al

desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. ⁽⁴⁾

Estos composites son de última generación y para su formulación se ha utilizado nanotecnología. La nanotecnología corresponde a la aplicación de componentes o elementos de escala nanométrica en algún proceso tecnológico.

Muchas ciencias o procesos tecnológicos o industriales aplican hoy en día componentes o elementos de ese rango; la odontología no es una excepción y tampoco la composición de los composites. (fig. 4 y 5)

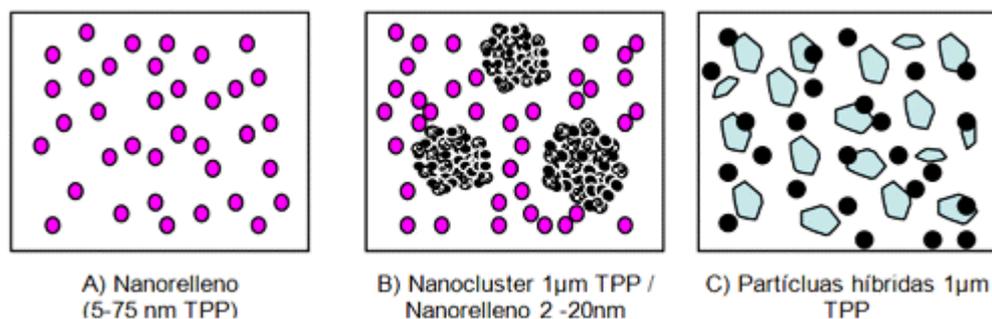


Fig. 4 Esquema de la nanotecnología del nanorrelleno. A)Partículas nanométricas, B) Partículas nanoclusters, C) Partículas híbridas. ⁽⁴⁾

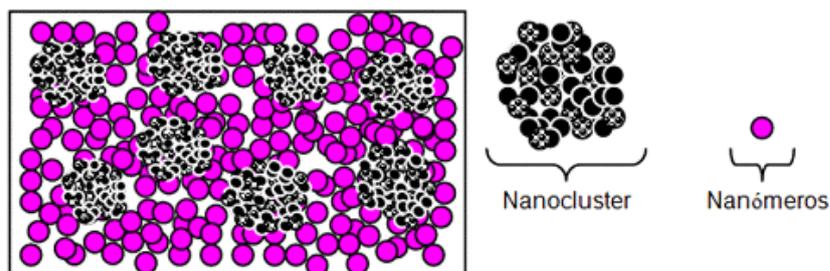


Fig. 5 Disposición de las partículas en una resina de nanorrelleno. ⁽⁴⁾

Sin embargo otra clasificación que nos compete es de acuerdo a su densidad, se clasifican en: ⁽¹⁵⁾

- Fluidos o de baja densidad
- Híbridos y Microhíbridos o de mediana densidad
- Condensables o de alta densidad



1.4.6. Fluidos o de baja densidad.

También conocidas como resinas FLOW, aparecen a fines del año 1996 y poseen una fórmula similar a la 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 partículas que va desde apenas 0.04 a 2.23 μm 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 radiopacas, translúcidas, de fácil pulido y con alto índice de desgaste. Sin embargo, uno de sus principales inconvenientes radica en la contracción que sufren durante la fotoactivación, debido a la poca proporción de carga y propiedades mecánicas inferiores. ^(15, 14)

Estas características la hacen un material de elección para: ⁽¹⁵⁾

- Restauraciones preventivas (sellado de fosas, surcos, puntos y fisuras), constituyendo su principal indicación clínica.
- Sellado superficial luego del regrabado final. Algunos operadores acostumbran realizarla una vez terminada la obturación reemplazando dentina debajo de una resina microhíbrida en defectos cervicales por sobrecarga oclusal.
- Como base 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 desaconsejados para este uso por algunos autores.
- Restauración para clase III y pequeños defectos estructurales.
- Restauración en caso de abfracción cervical.
- Cementantes de carillas veneers.



1.4.7. 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 tamaños de partícula promedio de 0.6 a 1µm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.04 µm. aunque algunas de estas partículas son considerablemente más grandes dificultando su acabado y pulido.

Tienen 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 su uso. ⁽¹⁵⁾

Se las indica para: ⁽¹⁵⁾

- Restauraciones de preparaciones cavitarias de clase I de mínima extensión.
- Restauraciones de preparaciones cavitarias clase II, 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 ionómero de vidrio 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.



1.4.8. 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, llenando un reclamo de años de la odontología que requería un material estético y de inserción directa para este sector. El tamaño promedio de las partículas es variable entre 0.9 y 7.37 μ m, transformando a los condensables en sistemas poco translúcidos y de difícil pulido. ^(15, 4)

Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas además son radiopacas. ⁽⁴⁾

Están especialmente indicadas para: ⁽¹⁵⁾

- Reemplazar amalgamas, en preparaciones cavitarias de clase I y clase II, 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.



CAPÍTULO II.

2. ADHESIÓN.

Cuando dos sustancias entran en íntimo contacto, las moléculas de una de ellas se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra, esta fuerza se llama adhesión. En sentido amplio es simplemente el proceso de fijación o atracción molecular que existe entre adhesivo y adherente.

Uno de los requisitos ideales que debe poseer un material restaurador a base de composite, es poseer características adhesivas. ⁽¹⁶⁾

2.1. Clasificación de la adhesión.

2.1.1. Física.

Es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes que se van a unir. Se clasifica en: ^(17,16)

- a) Macromecánica. Es la que requieren las restauraciones no adherentes a los tejidos dentarios. Ella se logra mediante diseños cavitarios con el objeto de que logren una forma de retención o anclaje, dependiendo de si la restauración es plástica o rígida, respectivamente.

Es importante recordar que los diseños cavitarios para otorgar forma de retención o forma de anclaje sólo difieren en la inclinación de sus paredes, retentivas hacia el borde cavo las primeras y expulsivas hacia el mismo borde las segundas.

- b) Micromecánica. Se produce por dos mecanismos o efectos en los cuales están involucradas las superficies dentarias y los cambios dimensionales que, al endurecer, pueden tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurador.



Estos dos mecanismos son los siguientes:

- Efecto geométrico. Se refiere a las irregularidades de superficie que puedan tener dos sólidos en contacto. Al penetrar el adhesivo líquido o semilíquido y endurecer entre ellas, se trabarán. Dichas irregularidades se producen por un fresado o por un acondicionamiento (grabado ácido).
- Efecto reológico. Si sobre una preparación cavitaria endurece un semisólido o un semilíquido y éste cambia dimensionalmente, es posible que, por contracción o por expansión, se ajuste de tal manera que termine adhiriéndose físicamente a él.

2.1.2. Química o adhesión específica.

Se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies en contacto. La odontología actual la acepta como adhesión efectiva y única. No solo es capaz de fijar permanentemente la restauración al diente, sino que también puede sellar túbulos dentinarios e impedir, mientras se mantenga, la microfiltración y sus problemas derivados. Son interacciones a nivel atómico o molecular, basada en uniones primarias (iónicas, covalentes y metálicas) y secundarias (puentes de hidrógeno y dipolos oscilatorios).

2.2. Factores que favorecen la adhesión.

2.2.1. Dependientes de la superficie.

2.2.1.1. Contacto íntimo.

Lo mejor que se adapta a un sólido es un líquido, por lo tanto, el biomaterial restaurador o su medio adhesivo deberían serlo. Si no hay íntimo contacto, las reacciones químicas y las trabas mecánicas no se producirán. ⁽¹⁷⁾



2.2.1.2. Limpias y secas.

El esmalte es fácil de limpiar y secar, en cambio, en la dentina encontramos dificultades para realizar ambas cosas. Difícil de limpiar por su misma naturaleza y difícil de secar, de un lado por la presencia de líquido que exuda constantemente de los túbulos dentinarios cortados (por muy cubiertos de smear layer que se encuentren); y por otro, que de hacerlo significaría modificar el equilibrio hídrico del túbulo, lo cual es causa desde dolor postoperatorio hasta una mortificación pulpar. ⁽¹⁷⁾

2.2.1.3. Energía superficial.

Es una característica de los sólidos y se refiere al incremento de energía por unidad de área, es decir los átomos de la superficie de un sólido, tienden a unirse a los átomos cercanos a la superficie, por lo tanto, a mayor energía mayor adhesión. ^(17, 6)

Los cuerpos cristalinos como el esmalte y los materiales cerámicos se caracterizan por poseer alta energía superficial, mientras que los cuerpos orgánicos como la dentina y resinas tienen baja energía superficial. ⁽¹⁶⁾

2.2.1.4. Potencialmente receptivos a uniones químicas.

El esmalte y la dentina lo son. El primero, a través de los radicales hidroxilos de la hidroxiapatita, y el segundo, a través de los mismos, más los radicales presentes en la fibra colágena: carboxilos, aminos y cálcicos. ⁽¹⁷⁾

2.2.1.5. Superficie lisa vs rugosa.

Desde el punto de vista de la adhesión física es indispensable que la superficie sea irregular para que en ella se trabe el adhesivo al endurecer. En cambio, desde el punto de vista de la adhesión química es preferible una superficie lisa en donde un adhesivo pueda correr y adaptarse sin dificultad. ⁽¹⁷⁾



2.2.2. Dependientes del adhesivo.

2.2.2.1. Tensión superficial.

Mientras menor sea ésta, mejor posibilidad de que el adhesivo humecte a los tejidos dentarios, logrando con ello un mejor contacto que favorezca uniones físicas y químicas. ⁽¹⁷⁾

El agua tiene una tensión superficial de 75 dinas/cm², pero la acetona y el alcohol tienen menor tensión (alrededor de 25 dinas/cm²), lo que los convierte en mejores humectantes. Por tanto, los modernos adhesivos a dentina tienen por lo general imprimadores disueltos en algún alcohol o acetona. ⁽⁶⁾

2.2.2.2. Humectancia.

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto a nivel microscópico quedan espacios entre ellas que impiden la total e íntima unión de las superficies. La forma de subsanarlo es interponiendo un líquido entre ambas partes, de modo que se introduzca por espacios vacíos y permita, la unión con ausencia de poros o espacios. Como condición se requiere que el líquido tome íntimo contacto y fluya fácilmente sobre la superficie, creando una capa delgada continua.

Cuanto mayor es la tendencia a humidificar la superficie, menor es el ángulo de contacto, es completa cuando el ángulo alcanza el valor de cero a 27° C. ⁽⁹⁾

2.2.2.3. Ángulo de contacto.

Para que un líquido moje una superficie sólida, es necesario que la superficie atraiga al líquido. Este ángulo de contacto se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo y la superficie del sólido. Mientras menor sea el ángulo que se forma, mejor la humectancia y por consiguiente la capacidad de adhesión. ⁽¹⁷⁾



2.2.2.4. Capilaridad.

Mientras mayor sea, mayor posibilidad de llegar con el biomaterial o sus sistemas adhesivos al fondo del grabado del esmalte y obtener una mejor penetración dentro del túbulo dentinario para su sellado. ⁽¹⁷⁾

2.2.2.5. Estabilidad dimensional.

Ya sea al momento de endurecer o una vez endurecido, frente a variaciones térmicas, frente a su propio proceso de endurecimiento o frente a tensiones que intente deformarlo. ⁽¹⁷⁾

2.2.2.6. Resistencia mecánica química adhesiva-cohesiva.

Que lo hagan soportar las fuerzas de oclusión funcional y el medio oral. ⁽¹⁷⁾

2.2.2.7. Biocompatible.

Tanto con el diente como también con los tejidos orales y el paciente en sí mismo. ⁽¹⁷⁾

2.3. Adhesión a tejidos dentarios.

La estructura dentaria está conformada por diferentes tejidos los que difieren en composición, orden y estructura. Esto determinará una forma específica de adhesión al material restaurador.

2.3.1. Esmalte.

El esmalte maduro es una sustancia mineralizada (96% en peso), el 1% de su peso está constituido por moléculas orgánicas y el 3% restante es agua. Su diámetro varía de 4 μm a 6 μm en su límite superficial. La matriz orgánica del esmalte está formada como mínimo por dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo la matriz orgánica favorece el crecimiento de cristales de hidroxiapatita, que con el tiempo acaban reemplazando la mayor parte de la matriz y rechazando lo que queda de la misma hacia la periferia, para formar las



vainas orgánicas de los prismas del esmalte. Una vez que los ameloblastos sintetizan la matriz orgánica calcificada del esmalte, ésta deja de depender de los mecanismos de síntesis celulares, a diferencia de lo que ocurre en otros tejidos como la dentina, el hueso y el cemento.^(18, 19)

Debido a su contenido mineral de hidroxiapatita, el esmalte es mucho más frágil que la dentina y es muy sensible a las soluciones ácidas.⁽⁹⁾

2.3.2. Acondicionamiento del esmalte.

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos en odontología y es parte rutinaria de la práctica odontológica moderna. El tratamiento superficial del esmalte con ácido como el fosfórico, genera una remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita ocasionando alta microporosidad y aumento de la energía superficial que permite que los monómeros hidrofóbicos de los composites se distribuyan fácilmente sobre la superficie y penetren las microporosidades, los cuales al ser polimerizados forman una fuerte unión micromecánica. Para mejorar la capacidad de los monómeros de humedecer la superficie y penetrar en las microporosidades debido a su mayor viscosidad comparada con la del esmalte, los sistemas adhesivos han incorporado resinas con y sin relleno que actúan como agentes intermediarios entre el esmalte y el composite.⁽²⁰⁾

Las uniones que se forman entre un adhesivo polimérico de baja viscosidad y una superficie de esmalte son fundamentalmente de tipo mecánico y dependen de la penetración de la resina en las irregularidades de la superficie del esmalte.⁽¹⁶⁾

2.3.3. Dentina.

La dentina es el tejido más abundante de la pieza dentaria. Está constituida por la matriz dentinaria calcificada y por las prolongaciones odontoblásticas. La dentina está formada aproximadamente por un 70 %



de materia inorgánica, un 18 % de materia orgánica y un 12 % de agua. Posee túbulos dentinarios excavados en su matriz que poseen un trayecto sinuoso en forma de S itálica, dentro de los cuales transcurre la prolongación del odontoblasto. Estos túbulos se encuentran más separados en las capas periféricas de la dentina y más próximos entre sí cerca de la superficie pulpar. ⁽¹⁹⁾

La dentina está estructurada según el grado de calcificación en dos áreas diferentes:

- a) *Dentina Peritubular*: zona anular que rodea el espacio canalicular, de un grosor menor a 1 μm , de alto contenido mineral y escasas fibras colágenas. La dentina peritubular forma la pared de los túbulos dentinarios.
- b) *Dentina Intertubular*: zona ubicada por fuera de la dentina peritubular, que constituye la mayor parte de la dentina. Está formada por numerosas fibrillas de colágeno y sustancia intercelular amorfa. ⁽²⁰⁾

2.3.4. Acondicionamiento de la dentina.

El tratamiento de estas estructuras va encaminado a modificar o eliminar el barrillo dentinario originado por cualquier instrumento de corte o abrasión.

Con su efecto, se conseguirá dejar libres los túbulos, y permitirá que posteriormente la resina adhesiva se introduzca en ellos creando la adhesión micromecánica. ⁽⁹⁾

Se han utilizado diferentes ácidos, actuando de manera diferente y dando lugar a diversos procedimientos.

El fenómeno adhesivo para el sustrato de esmalte es relativamente sencillo, seguro y fácil de lograr, obteniendo valores de esfuerzo adhesivo



por en encima de 20 MPa. ⁽⁹⁾ No así en la dentina; en este sustrato se encuentran múltiples dificultades: ⁽¹⁶⁾

- Composición heterogénea: orgánica e inorgánica.
- Una fracción importante de agua y fluidos tubulares que dificultan la acción adhesiva.
- Un componente de colágeno de baja energía superficial.
- Presencia de túbulos dentinales con prolongaciones odontoblásticas.
- Vitalidad pulpar, que se debe preservar.
- Presencia superficial de una capa de desechos dentinales producto del corte con fresas durante la preparación cavitaria.

La síntesis de novedosos sistemas adhesivos, de naturaleza hidrofílica-hidrofóbica preparan de forma conveniente la estructura dentina-colágeno en presencia de la humedad relativa propia de la composición dentinaria. ⁽²¹⁾

La vitalidad pulpar debe ser preservada, evitando el recalentamiento durante la preparación cavitaria, usando fresas nuevas y buena refrigeración. ⁽²²⁾

2.3.4.1. Sistemas adhesivos que modifican la capa de barrillo dentinario.

La adhesión de una resina a dentina genera una discusión sobre la biocompatibilidad de las resinas y de los ácidos al nervio. Los adhesivos que presentan acondicionadores o primers que modifican los desechos dentinales, aumentan la permeabilidad dentinaria. ⁽²²⁾

Actualmente las técnicas de grabado total (dentina y esmalte son acondicionadas por ácidos al mismo tiempo), o técnicas que usan primers (ácidos débiles que remueven o modifican los desechos dentinarios) que



resultan en la abertura total o parcial de los túbulos dentinarios, son los más difundidos.

Abriéndose los túbulos se crean espacios apropiados para la retención mecánica del adhesivo; sin embargo, se va aumentando la permeabilidad dentinaria, exponiendo los túbulos húmedos. ⁽¹⁶⁾

La llave para conseguir la unión en un medio húmedo llegó con la introducción de adhesivos hidrófilos que, por presentar afinidad con el agua, no son repelidos del interior de los túbulos, al contrario consiguen penetrar en éstos formando tags que propician retención mecánica y sellado de los túbulos. ⁽¹⁶⁾

Predominantemente, las cualidades que diferencian los adhesivos que remueven o modifican la capa de desecho dentinario o smear layer, de los que la preservan son: ⁽²²⁾

- El uso de primers-acondicionadores para tratar la dentina
- El uso de resinas con capacidad de unión de forma hidrofílica e hidrofóbica.

2.3.4.2. Acción del ácido fosfórico en la dentina.

Los efectos inmediatos del ácido fosfórico en concentración del 37% sobre dentina son: ⁽¹⁹⁾

- Desmineralización con exposición de la malla colágena.
- Micro y macroporosidad. Creación de grietas en la dentina intertubular.
- Ampliación de la luz tubular.
- Aumento de la permeabilidad dentinaria.

En trabajos de investigación del profesor Costa y cols. ⁽²³⁾ muestran que ante la alta permeabilidad ocasionada por el grabado ácido, los sistemas adhesivos penetraran con gran facilidad a lo largo del túbulo dentinario,



llegando a la capa odontoblástica, con el correspondiente efecto citotóxico que estos poseen.

2.3.4.3. Hibridación dentinaria.

La escuela japonesa de Tokio con Fusayama, Nakabashi, Kurosaki y otros, como lo indica Guzmán ⁽¹⁸⁾ emplearon la técnica de grabado total, es decir la aplicación de ácido tanto en esmalte como en dentina. El reporte de Kurosaki sobre el efecto del grabado en la dentina del fondo cavitario se publica en 1980. A partir de este momento tiene un gran auge la técnica de grabado total para conseguir la denominada hibridación dentinal, es decir la integración de los sistemas adhesivos y resinas con la dentina.



CAPÍTULO III.

3. ADHESIVOS.

Para que las resinas compuestas se adhieran de manera eficaz y duradera a la estructura dental, es fundamental el empleo de una resina de baja viscosidad o adhesivo que sea capaz de penetrar en lo íntimo de la dentina y ahí polimerizar.

3.1. Evolución de los adhesivos.

El primer intento para lograr la adhesión a los tejidos dentales corresponde al químico suizo Oscar Hagger, quien en 1949 realizó una resina acrílica llamada Sevitron y un sistema adhesivo al que nombró Sevitron Cavity Seal. Este primer sistema adhesivo es un ácido glicerofosfórico–dimetacrilato. ⁽¹⁶⁾

El comienzo real de la Odontología Adhesiva, tuvo lugar en 1955 con Michael Buonocore que fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte de la aplicación de una solución ácida, que después se lavaba, secaba y con la que se obtenía un patrón de grabado con ácido de la superficie adamantina. El ácido actúa disolviendo selectivamente los extremos finales de los prismas de esmalte en la superficie, con lo que se consigue una superficie porosa e irregular, capaz de ser mojada y penetrada por una resina fluida, de baja viscosidad, que moja la superficie de los poros e irregularidades creadas por la disolución de los prismas de esmalte. ⁽²²⁾

Al hallazgo de Buonocore, se sumó Bowen con la obtención de una resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha “resina de Bowen” es el Bisfenol-Glicidil-Metacrilato (Bis-GMA) cuya formulación contempla dentro de la molécula la presencia de tres zonas, una central que le confiere la rigidez a la resina, dos áreas a lo largo de la cadena, que le proporcionan la viscosidad y unos extremos que le permiten establecer



una reacción de polimerización, para conseguir la reticulación de dicho polímero. ⁽²²⁾

3.2. Clasificación según orden de aparición:

3.2.1. Primera generación.

Bowen en 1965, sintetiza un comonomero de alto efecto superficial: N-fenilglicina-glicidil metacrilato, cuya sigla química es NPG-GMA. Esta molécula tenía carácter bifuncional, de forma que el extremo del metacrilato se uniría a la resina compuesta como material restaurador y el otro extremo se uniría a la dentina. Este sistema adhesivo con potencial de quelación del calcio dentario, posee muy bajo valor de resistencia adhesiva de 2 MPa. ⁽⁹⁾ Las causas se atribuyen a las pobres propiedades de humectación cristalizando en forma cerca, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta. ⁽¹⁶⁾

3.2.2. Segunda generación.

Fue desarrollada para uso clínico a principio de los años 80. La mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforados de resina sin relleno tales como Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA) o Hidroxietil Metacrilato (HEMA). Se usó resina Bis-GMA con compuestos de fosfato polimerizables para promover la adhesión a componentes de calcio del sustrato mineralizado. El promedio de resistencia a la adhesión a dentina de estos materiales fue de 2 a 7 MPa. No soportan la contracción de polimerización ocasionando fallas adhesivas con la consiguiente percolación marginal. ⁽⁹⁾

3.2.3. Tercera generación.

Al final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: iniciador (primer) y adhesivo. Por las mejoras notables que estos agentes de unión presentaban se les clasifico como una 3^o generación. El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, 8-15 MPa,



disminuyó la necesidad de retención en las preparaciones cavitarias. Las lesiones por erosión, abrasión o abfracción pudieron ser tratadas con preparaciones mínimas, dando comienzo a la odontología ultra conservadora. ⁽¹⁶⁾

Una notable disminución de la sensibilidad post-operatoria en las restauraciones oclusales posteriores fue también un avance bienvenido. La tercera generación fue también la primera "generación" en adherirse no solamente a la estructura dental sino también a metales y cerámica. La parte negativa de estos agentes de unión fue su corta duración. En varios estudios se constató que la adhesión de estos materiales empezaba a decrecer después de tres años en boca. Sin embargo, a pesar de niveles altos de sensibilidad post-operatoria, la demanda por parte de los pacientes de restauraciones color diente impulsó a algunos dentistas a empezar a ofrecer obturaciones posteriores en resina compuesta como procedimiento de rutina. ^(16, 9)

3.2.4. Cuarta generación.

Guzmán⁽¹⁸⁾ sugiere que esta generación se basa en el concepto propuesto por Nakabayashi, "la difusión e impregnación de resina dentro del sustrato de la dentina parcialmente descalcificada seguida por polimerización creando una capa híbrida de resina reforzada".

Se acondiciona la dentina y luego se aplica un sistema de resina multicomponente. Los primeros sistemas recomendaban el secado con aire de la dentina después del acondicionamiento, los adhesivos de cuarta generación se basan en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva. ⁽¹⁹⁾

El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina produciendo una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras de colágeno permitiendo espacio para la subsecuente penetración del primer. La desecación excesiva de la



superficie dentinal causa el colapso de la microestructura y crea una barrera que impide la penetración completa del primer hidrofílico, la situación opuesta crea espacios vacíos resultantes de una separación entre las fases de los componentes del primer que llevan a una emulsión de polimerización de la capa adhesiva. El uso de rellenos crea un sistema radiopaco y en teoría exhibe menos contracción de polimerización en la capa adhesiva. El promedio de resistencia de adhesión para estos sistemas fue de 17 a 24 MPa. ⁽¹⁸⁾

Craig ⁽⁹⁾ refiere que la mayoría de las técnicas involucra el "grabado total" iniciado por Fusayama en 1979, éste remueve la capa de barrillo dentinario, abre los túbulos dentinales, aumentando su permeabilidad y descalcifica la dentina peritubular e intertubular. La profundidad de la descalcificación está afectada por factores como el pH, la concentración, la viscosidad y el tiempo de aplicación del grabador.

Luego del grabado ácido se aplica un primer que contiene monómeros de resina hidrofílica. Las moléculas del primer como HEMA contienen dos grupos funcionales: un grupo hidrofóbico que tiene afinidad con la resina y un grupo hidrofílico con afinidad a la superficie dentinaria.

El primer humecta y penetra la red colágena y aumenta la energía superficial. La resina sin relleno se aplica y penetra la otra resina, copolimerizando con el primer, para formar una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida, indica Barrancos ⁽¹⁹⁾ que fue descrita por Nakabayashi y colaboradores en 1982.

3.2.5. Quinta generación.

Estos sistemas combinan los pasos de aplicación de resina adhesiva en una fórmula de un solo frasco. Su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina, pueden requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa. La presencia de agua en el sustrato dentario se vuelve



necesaria ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de la dentina y evita el colapso de las fibras de colágeno. La resistencia de unión a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y la sensibilidad postoperatoria se redujo notablemente. ⁽¹⁸⁾

3.2.6. Sexta generación.

Los dentistas y los investigadores están tratando de eliminar el paso del grabado ácido, o de incluirlo químicamente dentro de alguno de los otros pasos. La sexta generación de adhesivos no requiere grabado, al menos en la superficie de la dentina. 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 tratamiento ácido de la dentina se autolimita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interfase restauración-diente. ⁽¹⁸⁾

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.

Además, los múltiples componentes y múltiples pasos en las varias técnicas de la sexta generación pueden causar confusión y conducir a error. También se ha expresado preocupación sobre la eficacia y pronóstico de varios procedimientos innovadores de mezcla. ⁽²⁴⁾

Con respecto a estos sistemas, se podría decir que su efectividad adhesiva es igual o inferior a los sistemas adhesivos convencionales, aunque no existen estudios a largo plazo que garanticen una adhesión duradera, principalmente a esmalte, por otra parte, se sugiere que con los sistemas autograbadores de última generación se obtienen fuerzas de



adhesión superiores en comparación con sistemas anteriores, aunque no existen estudios concluyentes al respecto. ⁽²³⁾

3.2.7. Séptima generación.

Con el fin de simplificar la técnica de aplicación se desarrolló esta generación de sistemas adhesivos que al igual que en la sexta generación entre los componentes del adhesivo contienen un acondicionador por lo que no se requiere realizar la técnica de grabado total. La diferencia radica en la presentación ya que todos los componentes están incluidos en un solo frasco como consecuencia se facilita su aplicación. La resistencia de unión a la dentina está entre 18 y 23 MPa. ⁽²⁴⁾



CAPÍTULO IV.

4. SISTEMAS DE ADHESIÓN USADOS EN EL ESTUDIO.

4.1. Resina Filtek™ Z350.

El Restaurador Universal Filtek™ Z350 de 3M ESPE es una nanorresina restauradora activada por luz visible, diseñada para restauraciones directas en dientes anteriores y posteriores.

La resina contiene BIS-GMA, BIS-EMA (6), UDMA con pequeñas cantidades de TEGDMA. El relleno contiene una combinación de relleno de nanosílice no aglomerado/no agregado de 20 nm y un nanocluster de zirconio/sílice de unión holgada constituido por aglomerados de partículas primarias de zirconio/sílice de 5-20 nm. El tamaño de partícula del agregado oscila dentro de un rango de 0.6 a 1.4 micras. La carga de relleno es de 78.5% por peso. Todos los tonos son radiopacos. ⁽²⁵⁾

4.2. Adhesivo Adper Single Bond 2.

El Adhesivo Adper™ Single Bond 2, es un agente adhesivo dental de grabado total, activado por luz visible que incorpora un relleno de sílice de 5 nm de diámetro que representa un 10 por ciento de su peso. Está indicado para restauraciones directas con materiales fotopolimerizables y para el tratamiento de sensibilidad cervical. También puede utilizarse para la adhesión de carillas (restauraciones veneer) fabricadas en el laboratorio con resina o porcelana si se utiliza en combinación con el Cemento RelyX™ Veneer y para la adhesión de amalgamas así como otras restauraciones indirectas si se usa en combinación con el cemento adhesivo de resina RelyX™ ARC.

El Adhesivo Adper Single Bond 2 está disponible en dos presentaciones: botella o monodosis. La presentación en botella de dosis múltiples integra una tapa con un diseño denominado “pinch & flip” que además de ser fácil de abrir y cerrar, minimiza el desperdicio y evita el desorden que



normalmente ocurre con las típicas tapas de rosca. A diferencia de las tradicionales botellas negras y opacas empleadas por otros fabricantes para proteger al fotoiniciador de la luz ambiental, la botella (vial) del adhesivo Adper Single Bond 2 fue diseñada para bloquear principalmente la luz visible que es absorbida por el fotoiniciador del adhesivo. Este innovador diseño dio como resultado una exclusiva botella traslúcida que permite la inspección visual del contenido.

El Adhesivo Adper Single Bond 2 también está disponible en un cómodo e higiénico sistema de dispensado monodosis. Con sólo presionar el compartimiento único del empaque de aluminio, el adhesivo avanza hacia el aplicador incluido en el mismo empaque.

Con excepción del nanorelleno de sílice, el adhesivo Adper Single Bond 2 contiene los mismos componentes que el adhesivo original Adper Single Bond: BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, agua, un novedoso sistema fotoiniciador y un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y ácido politacónico. El sistema fotoiniciador patentado permite una fotopolimerización rápida en tan sólo 10 segundos.

Además integra partículas esféricas de sílice con diámetro de 5 nanómetros; este relleno representa 10% del peso total del adhesivo. Las partículas silanizadas se incorporan al adhesivo a través de un proceso que evita la aglomeración. Como partículas diferenciadas, su tamaño extraordinariamente minúsculo las mantiene en suspensión coloidal. Esto significa que el adhesivo Adper Single Bond 2 nunca se tendrá que agitar antes de usarse. En contraste, las partículas de relleno más grandes que usualmente incorporan algunos adhesivos corren el riesgo de sedimentarse y separarse de la solución. Tales adhesivos requieren que se les agite antes de usarse.⁽²⁶⁾



4.3. Resina Dyad Flow.

Es un material auto-adherente que tiene un agente de unión incorporado. Dyad Flow ofrece alta fuerza de adherencia a la dentina y el esmalte sin la necesidad de un adhesivo separado. Simplifica los procedimientos en sus restauraciones directas, al incorporar un agente adhesivo en la resina fluida, la cual está basada en la reconocida tecnología adhesiva de OptiBond de Kerr.

La resina fluida “Dyad Flow”, incorpora la tecnología de adhesión encontrada en OptiBond para crear la adhesión comprobada a la estructura dental. Dyad Flow se adhiere en dos formas: principalmente mediante una unión química entre los grupos de fosfatos del monómero de GDPM y los iones de calcio de diente. Y en segundo lugar, mediante la adhesión micromecánica, que resulta de la penetración de las ramificaciones del monómero polimerizado.

Esta indicada como base para grandes restauraciones (clase I y clase II), restaurador para pequeñas cavidades (clase I y clase II), sellante de foseetas y fisuras y reparación de porcelana sin el uso de ácido fluorhídrico y silano. ⁽²⁷⁾



CAPÍTULO V

DISEÑO EXPERIMENTAL.

5.1. Planteamiento del problema.

Las resinas compuestas de baja viscosidad, conocidas como compuestos fluidos, han sido incorporados a numerosos consultorios dentales para usarse en procedimientos restaurativos, que van desde selladores de fosetas y fisuras, bases, preparaciones en cavidades pequeñas y reparación de materiales temporales.

Las resinas fluidas autoadheribles contienen menor cantidad de relleno creando una menor viscosidad que las resinas tradicionales. Tienen incorporado un agente adhesivo por lo cual ya no es necesario aplicar algún otro material que nos garantice la unión a dentina.

Por lo que ¿Tendrá la misma fuerza de adhesión a dentina una resina convencional que utiliza un sistema de grabado ácido a una resina fluida autoadherible?



5.2. Justificación del estudio.

Nuestro fin es demostrar la fuerza de adhesión de una resina fluida autoadherible, para evaluar su comportamiento dentro de los márgenes y requerimientos de un material para uso dentro de la cavidad oral.

Diversos estudios han señalado que la fuerza de adhesión a dentina de una resina autoadherible, actúa de la misma forma o mejor a la producida por productos que utilizan un sistema de grabado y adhesión tradicional. Debido a que están basados en la tecnología adhesiva de OptiBond. Sin embargo todavía no podrían ser utilizadas como sustitutos de materiales compuestos con mayor cantidad de relleno en áreas sometidas a estrés.



5.3. Objetivo general.

Valorar la fuerza de adhesión a dentina entre resinas compuestas con diferentes sistemas de adhesión.

5.4. Objetivos específicos.

- Determinar la fuerza de adhesión entre la resina compuesta Filtek Z350 y adhesivo Adper Single Bond 2.
- Determinar la fuerza de adhesión de la resina fluida autoadherible Dyad Flow.
- Comparar los resultados de los dos grupos de resinas mencionados.



5.5. Hipótesis verdadera.

La fuerza de adhesión actúa de la misma forma en las resinas autoadheribles a la producida por resinas que utilizan un sistema convencional, ácido fosfórico y adhesivo por separado.

5.6. Hipótesis nula.

La fuerza de adhesión no actúa de la misma forma en las resinas autoadheribles a la producida por resinas que utilizan un sistema convencional, ácido fosfórico y adhesivo por separado.



CAPÍTULO VI

METODOLOGÍA.

6.1. Criterios de inclusión.

- Dientes humanos extraídos, hidratados y en refrigeración.
- Dientes con esmalte sano libre de caries.
- Dientes con dentina sana libre de caries.
- Dientes con no más de 3 meses de extraídos.

6.2. Criterios de exclusión.

- Dientes no hidratados.
- Dientes con caries en esmalte.
- Dientes con caries en dentina.
- Dientes con más 3 meses de extraídos.



6.3. Variables dependientes.

- Tensión por cizallamiento.

6.4. Variables independientes.

- Resinas compuestas.



6.5. Material y equipo.

- 10 dientes humanos hidratados.
- Acrílico autopolimerizable Nic-tone.
- Anillos de aluminio de 1 pulgada de diámetro interno para montar muestras.
- Loseta de vidrio.
- Vaselina.
- Plastilina.
- Frasco de vidrio.
- Espátula de metal.
- Lija de agua de grano 120 y 400.
- Pulidor metalográfico.
- Aditamento de teflón, Ultradent.
- Lámpara fotocurado LED Bluephase C8, Ivoclar Vivadent con longitud de onda 385-515 nm.
- Radiómetro de intensidad de curado, Demetron.
- Cronómetro.
- Vernier digital.
- Espátula de teflón para manipular resinas.
- 1 jeringa de ácido fosfórico al 37% Pro Densa.
- Adhesivo Adper Single Bond 2. 3M ESPE.
- 1 jeringa de resina compuesta Filtek Z350, 3M ESPE.
- 1 jeringa de resina fluida autoadherible Dyad Flow, Kerr.
- Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON, modelo 5567.
- Estufa de temperatura controlada.



6.6. Muestreo.

Se realizaron dos grupos con 10 muestras cada uno, para que el total fueran 20 muestras que se describen en el siguiente cuadro:

10 muestras de resina con adhesivo Adper Single Bond 2.	10 muestras de resina fluida autoadherible Dyad Flow.
---	---

6.7. Método.

Se utilizaron 10 molares y premolares permanentes, extraídos entre uno y tres meses para que no sufrieran cambios degenerativos en la proteína dentinaria.

Inmediatamente después de la extracción, los dientes se lavaron en agua corriente, toda la sangre y tejidos adheridos fueron eliminados. Posteriormente se almacenaron en agua y se mantuvieron en refrigeración.

6.7.1. Preparación de muestras.

Se montaron los dientes dentro de una base de acrílico, de la siguiente manera:

Se impregnó vaselina en toda la superficie interna de los anillos de aluminio y en la superficie de la loseta de vidrio, para tener un control de desalojo de las muestras después de la polimerización del acrílico. (fig. 6)

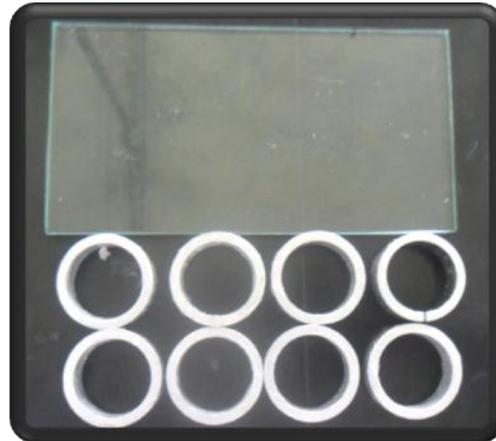


Fig. 6. Loseta y anillos de aluminio impregnados de vaselina.

Los dientes fueron colocados en las losetas de vidrio y adheridos con plastilina de tal manera que la cara más amplia (vestibular o palatina/lingual) quedara paralela y en contacto con la loseta, con el fin de garantizar una posterior exposición uniforme de la dentina.

A continuación fueron colocados los anillos, centrando cada muestra en ellos. (Fig. 7)



Fig. 7. Muestras centradas en los anillos de aluminio.

Posteriormente se preparoacrílico autopolimerizable en un frasco y se vertió sobre los dientes dejando las caras vestibulares o palatinas/linguales expuestas. Se realizó de la misma manera en los 10 dientes. (Fig. 8 y 9)

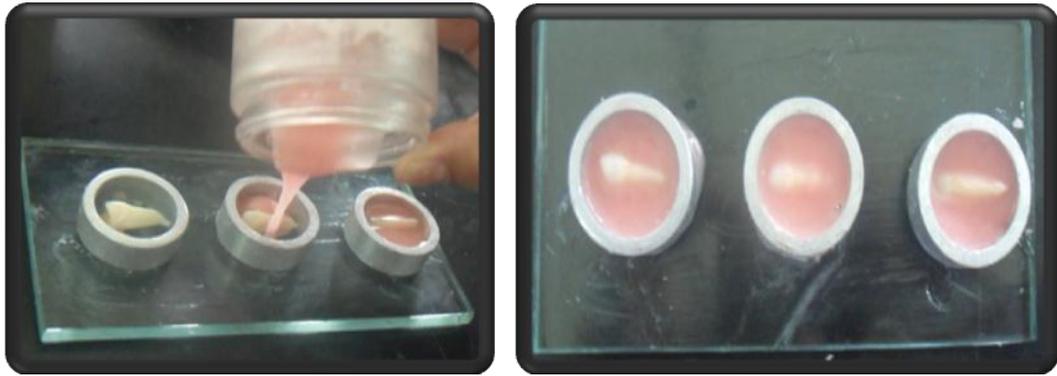


Fig. 8 y 9. Se vertió acrílico sobre los dientes, dejando una cara expuesta.

Posterior a ello, se retiró el anillo y se procedió a desgastar la muestra en el pulidor metalográfico usando papel de carburo de silicio de grano 120 y 400 bajo irrigación para exponer la dentina (fig. 10) y obtener un área de 4 mm^2 por ambas caras. (fig. 11) Al final las muestras fueron colocadas en un frasco con agua y almacenadas en una estufa a 37°C .

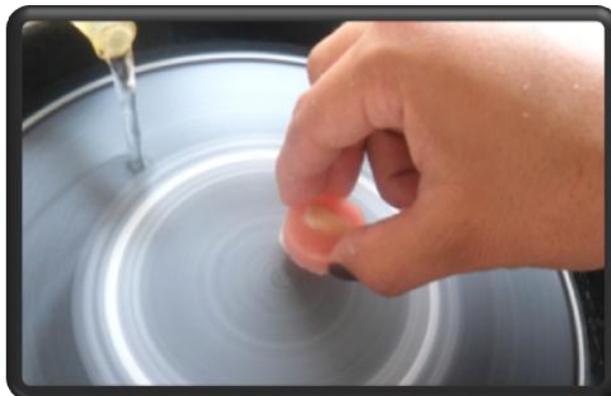


Fig. 10. Preparación de la dentina mediante abrasión.



Fig. 11. Área de 4 mm^2 .

Una vez expuesta la dentina, se procedió a colocar las muestras de resina según las indicaciones del fabricante, para ello se llevaron a cabo los siguientes pasos:

5.7.2. GRUPO A

Adhesivo Single Bond 2 y Resina Filtek Z350.

Se grabó la superficie del diente por 15 segundos con ácido fosfórico al 37%. Se lavó con abundante agua (fig. 12 y 13) y se aplicó aire a presión por 5 segundos para eliminar el exceso de agua, dejando un aspecto ligeramente húmedo (sin desecar el tejido).

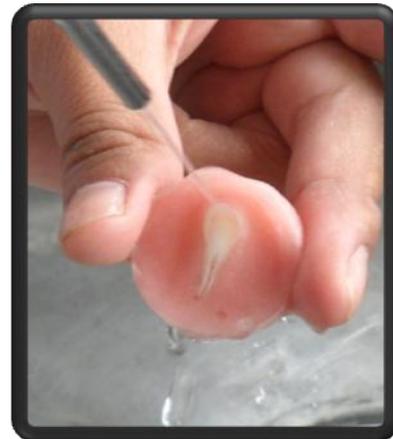


Fig. 12 y 13. Se colocó ácido grabador sobre la superficie del diente, se lava con abundante agua.

Se colocó una gota de adhesivo Adper Single Bond 2, (fig. 14) con un brush y se froto durante 15 segundos sobre la superficie previamente grabada. (Fig. 15) Se llevo a cabo este procedimiento 1 vez más.



Fig. 14. Adhesivo Adper Single Bond 2. Fig. 15. Aplicación de adhesivo frotando por 15 segundos sobre el diente.

Una vez aplicado el adhesivo se uso aire a presión, en forma indirecta por 5 segundos para evaporar el solvente (Fig. 16) y finalmente se fotopolimerizó por 10 segundos con una lámpara LED (Bluephase C8, Ivoclar Vivadent) en el programa de intensidad creciente (Soft Star), la cual fue monitoreada con un radiómetro Demetron a 600 mW/cm^2 (Fig. 17)



Fig. 16. Se aplica aire en forma indirecta.



Fig. 17. Se fotopolimeriza el adhesivo por 10 segundos

Se colocó el espécimen en un aditamento desarrollado por la empresa Ultradent teniendo cuidado de ubicar el orificio del teflón de 4mm de diámetro en la dentina. (fig. 18 y 19)

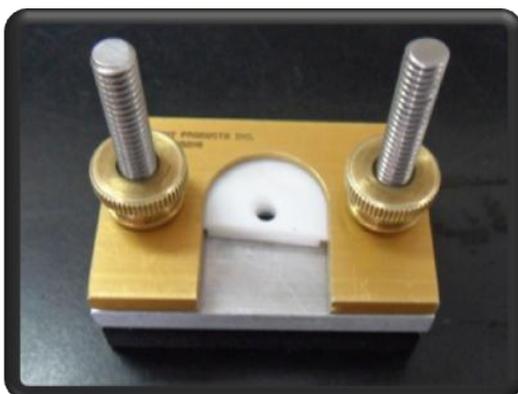


Fig. 18. Aditamento desarrollado por la empresa Ultradent

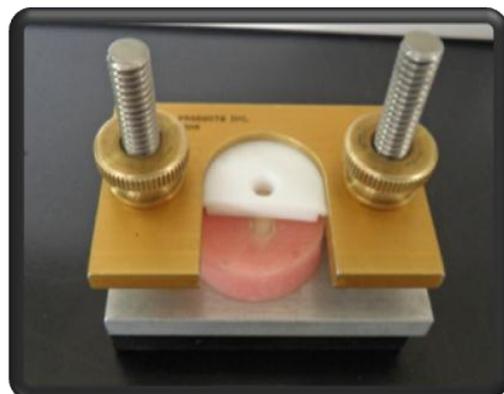


Fig. 19. Especimen colocado en el orificio de teflón de 4mm de diámetro.

Posteriormente se colocó la resina en el orificio del aditamento por capas no mayores a 2 mm hasta llenar el orificio con ayuda de una espátula de teflón para resinas (fig. 20). Se fotopolimerizó cada capa durante 20 segundos con la lámpara y programa antes mencionados. (fig. 21)

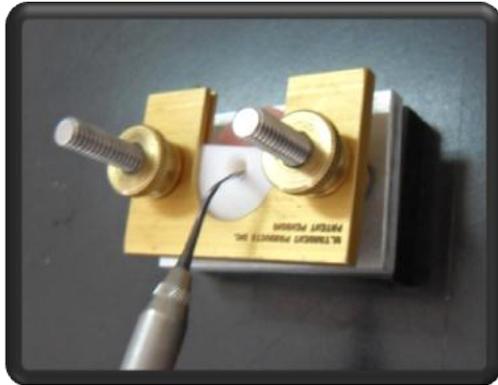


Fig. 20 Colocación de la resina en el orificio de teflón.

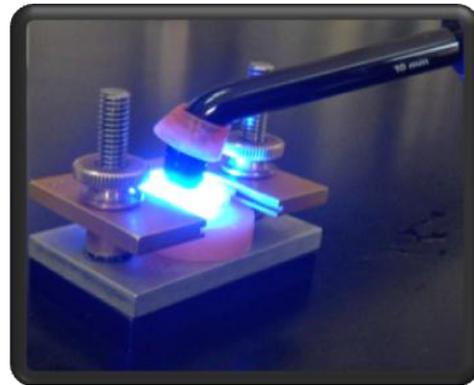


Fig.21 Se fotopolimerizó la resina Z350.

Se retiró el aditamento con teflón para obtener las muestras de resina (fig. 22) y se depositaron en un recipiente con agua. Una vez colocadas todas las resinas en los dientes, se almacenaron por 24 horas en una estufa de temperatura contralada, a 37° C.



Fig. 22 Resina Z350 sobre el diente.

6.7.3. Prueba de fuerza de adhesión.

Después de 24 horas de almacenamiento se realizó la prueba de fuerza de adhesión en cizalla, para la cual se calculó el área de cada una de las muestras midiendo el diámetro mediante un vernier digital (fig. 23) y utilizando la siguiente fórmula:

$$A = \pi r^2$$



Fig. 23 Se midió el diámetro de cada muestra.

Posteriormente las muestras fueron montadas en un aditamento de soporte para realizar la prueba de fuerza de adhesión en cizalla (fig. 24) en la maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 la cual se cargó a una velocidad de 1mm por minuto. (fig. 25)

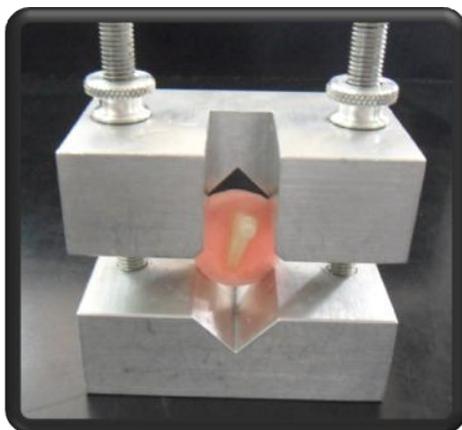


Fig. 24 Prueba montada en el aditamento de soporte.

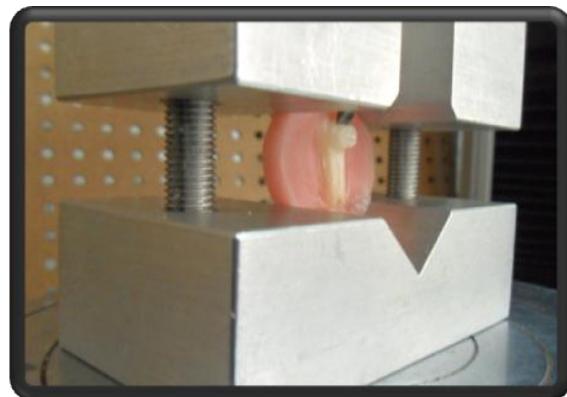


Fig. 25 Prueba de fuerza de adhesión en la INSTRON.

6.7.4. GRUPO B. Resina Dyad Flow.

Como indica el fabricante los dientes se lavaron con agua de la jeringa triple y se seco indirectamente con aire durante 5 segundos. (fig. 26)



Fig. 26 Se lavo y seco la muestra.

Como en el grupo anterior se montó el espécimen en el aditamento con teflón. (fig. 27)



Fig. 27 Especimen montado en el aditamento con teflón.

Se procedió a colocar la resina Dyad Flow con la punta dispensadora, (fig. 28) extendiéndola con la brocha para dejar una capa delgada (<0.5 mm) con una presión moderada durante 15-20 segundos (fig. 29). Se fotopolimerizó la resina por 20 segundos con una lámpara LED (Bluephase C8, Ivoclar Vivadent) en el programa Soft Star, como el grupo anterior (fig. 30).

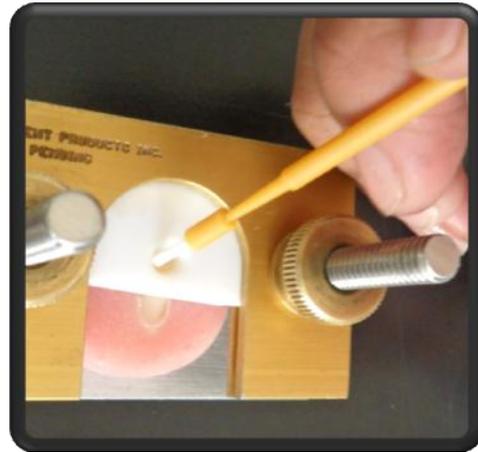
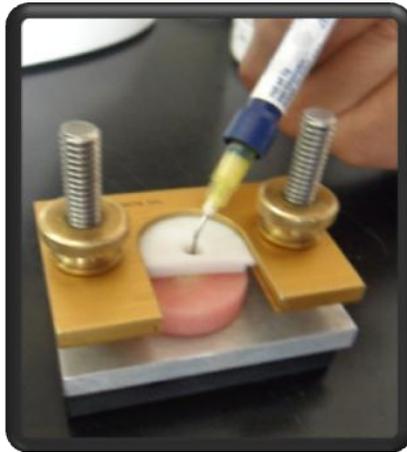


Fig. 28 Se aplico resina Dyad Flow. Fig. 29 Se presiono 15-20 segundos sobre dentina.

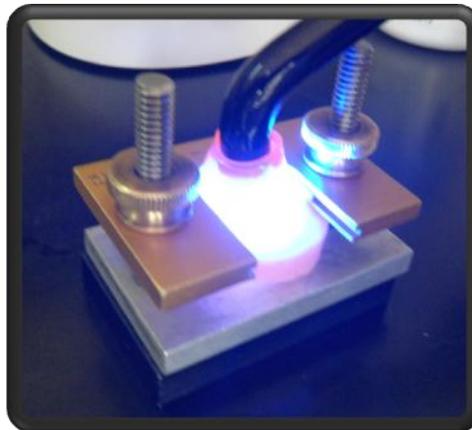


Fig. 30 Se fotopolimerizó resina Dyad Flow.

Se colocaron 2 capas adicionales de resina Dyad Flow en incrementos de 2mm o menos hasta llenar el orificio de teflón (fig. 31). Se fotopolimerizó cada capa durante 20 segundos.



Fig. 31 Llenado del orificio de teflón con resina Dyad Flow.

Se retiró el aditamento con teflón para obtener las muestras de resina (fig. 32) y se depositaron en un recipiente con agua. Una vez colocadas todas las resinas en los dientes, se almacenaron por 24 horas en una estufa de temperatura controlada, a 37° C.



Fig. 32 Resina Dyad Flow sobre el diente.

6.7.5. Prueba de fuerza de adhesión.

Después de 24 horas de almacenamiento se realizó la prueba de fuerza de adhesión en cizalla, para la cual se calculó el área de cada una de las muestras midiendo el diámetro mediante un vernier digital y utilizando la siguiente fórmula:

$$A = \pi r^2$$

Posteriormente las muestras fueron montadas en un aditamento de soporte para realizar la prueba de fuerza de adhesión en cizalla en la máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 la cual se cargó a una velocidad de 1mm por minuto. (fig. 33)

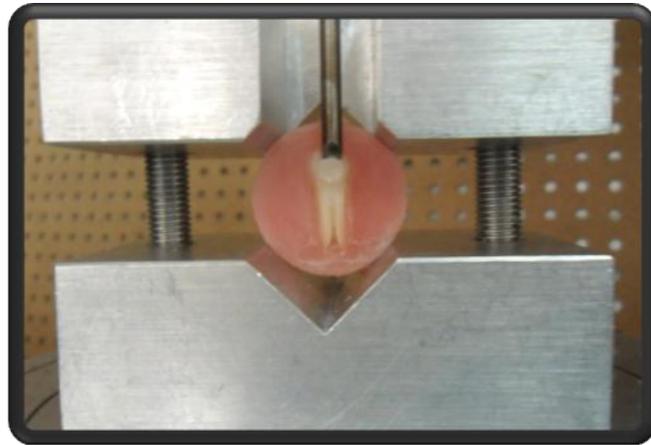
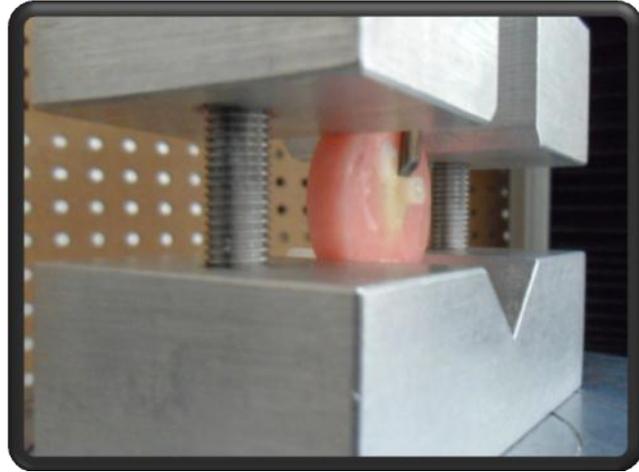
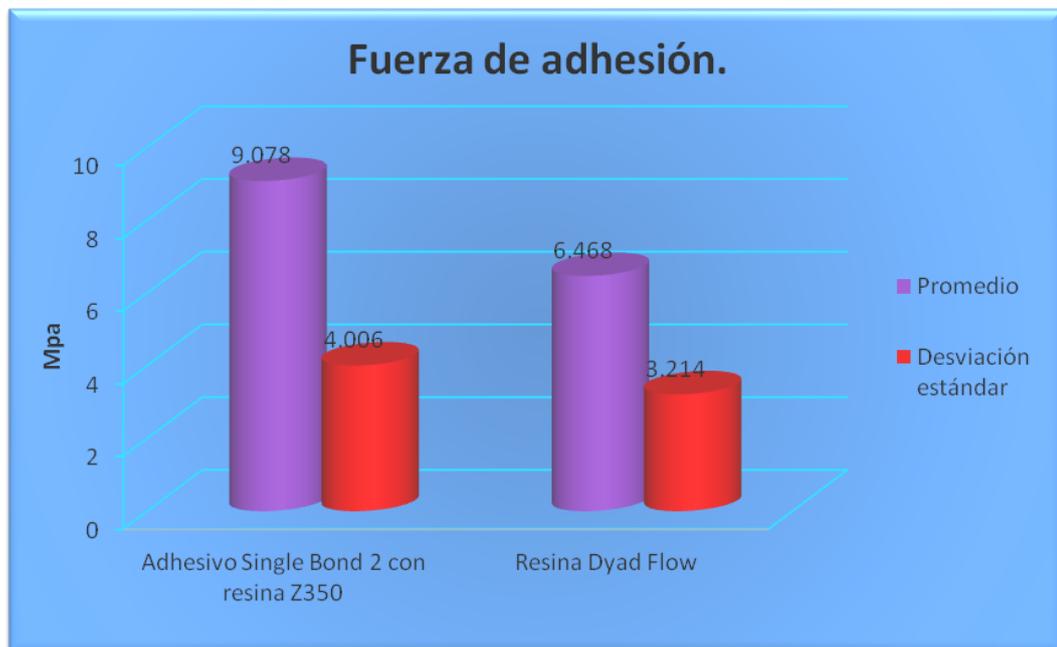


Fig.33 Prueba montada en la INSTRON.

RESULTADOS.

Los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron analizados con una T de Student con un 95% de confiabilidad y una $P= 0.481$.

Como se muestra en la gráfica el grupo con mayor resistencia a la adhesión fue el trabajado por el método tradicional con una media de 9.078 MPa con una desviación estándar de 4.006 y el grupo que presenta la menor fuerza de adhesión fue el grupo trabajado con la resina autoadherible con una media de 6.468 MPa con una desviación estándar de 3.214.





DISCUSIÓN.

Las últimas investigaciones de los adhesivos dentarios se enfocan en sintetizar sus componentes y pasos clínicos. Cada uno de los sistemas adhesivos es único, con ciertas características. Por tal motivo se recomienda seguir las indicaciones del fabricante en cuanto su manipulación, ya que tienden a ser muy sensibles, en éste sentido.

El análisis de los resultados obtenidos en este estudio, mediante el T-test de Student, indica que aunque no existen diferencias estadísticamente significativas entre las variaciones de fuerza de adhesión en los grupos de estudio, se observó que hubo menor en la resina autoadherible (media 6.468), en comparación con la resina Z350 y adhesivo Single Bond 2 (media 9.078) esto nos sugiere que el método tradicional aún sigue proporcionando mejor adhesión a dentina.

Este resultado difiere del encontrado por Gomes Moreira M.A ⁽²⁸⁾ 2004, quien concluye que los valores de fuerza de adhesión de los sistemas que no utilizan previamente un grabado con ácido fosfórico son comparables o incluso superiores a los obtenidos con la técnica convencional de grabado ácido.

Sin embargo Monsalves y colaboradores ⁽²⁹⁾ 2011, en su estudio realizado sobre el grado de resistencia adhesiva a dentina con un sistema convencional de grabado ácido y un sistema de autograbado, afirmaron que el sistema convencional de grabado obtuvo un valor mayor de adhesión a dentina pero no es significativamente superior al nuevo sistema de autograbado.

Por otro lado, algunos autores como Toledano et al. y Perdigao & Geraldeli,⁽³⁰⁾ al analizar la resistencia adhesiva entre sistemas autograbantes y sistemas convencionales, los resultados indicaron que los sistemas convencionales, en que hay un acondicionamiento ácido



como un paso clínico separado, obtuvieron mejores resultados que los autograbantes.

Cabe señalar que en cada estudio influirán las condiciones en que se realizaron las pruebas y la forma de almacenaje de los cuerpos de prueba.



CONCLUSIONES.

En base al estudio realizado concluimos que la fuerza de adhesión entre el adhesivo Single Bond 2 con la resina Z350, fue la que obtuvo mejores resultados, al ser comparada con la fuerza de adhesión entre la resina Dyad Flow. Por lo tanto nuestra hipótesis verdadera planteada fue rechazada.

Los sistemas de adhesivos convencionales siguen teniendo una gran aceptación a pesar del número de pasos que conlleva a un grabado a esmalte-dentina mecanismo que asegura una completa unión al sustrato dentario (Grabado total), porque logran una mayor fuerza de adhesión a dentina. Por lo que el grabado ácido de dentina con ácido fosfórico previo a la aplicación de un adhesivo es un paso clínico totalmente recomendable si se quiere lograr al máximo una adhesión a ese tejido.

Este estudio indica que los sistemas recientes de adhesión con menos componentes y nuevos pasos para su aplicación aún resultan con diferencias y deficiencias.

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. Cuevas Suárez C.E. Resina polimerizada por apertura de anillos, nueva posibilidad de material compuesto en odontología. Tesis de Licenciatura. Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. México, 2010. Pp. 15-49.
2. Cova J.L. Biomateriales Dentales. 2ª. ed. México: Amolca, 2010. Pp. 232-250.
3. Chain M. Baratieri L. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. 1ª. ed. Sao Paulo Brasil: Artes Médicas, 2000.
4. Rodríguez G. Douglas R. Pereira S. Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana- Volumen 46 N° 3/2008.
5. Ugarte L. I. Evaluación óptica de resinas compuestas: nanocomposites y resinas de silorane. Tesis Doctoral. Universidad de Granada. España, 2010.
6. Anusavice K. J. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ª. ed. Madrid España: Elsevier, 2004. Pp. 210-253.
7. Soderholm, K. Achanta, S. Olsson, S. Variables affecting the depth of cure of composites. J. Dent Res. 1993; 72: 138.
8. Roth F. Los composites. 1ª. ed. España: Masson, 1994. Pp. 1-133.
9. Craig R. Materiales de odontología restauradora. 10ª. ed. España: Harcourt Brace, 1998. Pp. 244-270.
10. Ruiz J.M. Ceballos L. Fuentes M.V. Osorio R. Toledano M. García F. Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos. Avances en Odontoestomatología- Volumen 19 N° 6/2003.
11. Hernández E.J. Efecto de la Energía de la Polimerización sobre la Resistencia Flexural y módulo de flexión en la resina Z-250 publicación en las memorias del IV Encuentro de Investigación



Científica y Tecnológica. 1 de julio de 2009 en el ICS a ISBN: 978-607-482-068-3.

12. Kaplan A.E. Correlación entre la morfología del relleno y la cantidad de relleno cerámico en peso de composites directos. SAIO. 2011.
13. Castillo A. Evaluación de la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina. Tesis de licenciatura. Universidad San Francisco de Quito. 201. Pp. 10-12.
14. Ulloa A.M. Viscosidad de las resinas compuestas y su influencia en la microfiltración de las restauraciones clase V. Tesis de licenciatura. Universidad Inca Garcilaso de la Vega. Lima Perú, 2010. Pp. 33-46.
15. Tauquino J.F. Evaluación In Vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Lima Perú, 2002.
16. Joubert R. Odontología adhesiva y estética. 1ª. ed. Madrid: Ripano, 2010. Pp. 11-72.
17. Steenbecke O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. 1ª. ed. Valparaíso Chile: editorial Universidad del Valparaíso, 2006. Pp. 285-350.
18. Guzmán B.H. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª .ed. Bogotá: McGraw-Hill, 2003. Pp. 269-275.
19. Barrancos M.G. Operatoria Dental, Integración clínica, 4ª. ed. Bogotá: Médica Panamericana, 2006 Pp. 726-750.
20. Cate A.R. Histología Oral. 2ª. ed. Cd. México: Editorial Médica Panamericana, 1986. Pp. 207-218.
21. Sauro S. Water uptake of bonding systems applied on root dentin surfaces, Rev. of Biomaterials 2004. 2: 25-28.



22. Perdigao J. Dental Adhesives. Rev of North Carolina, 2000; 4: 63-66.
23. Costa C. Nascimento A. Teixeira HM. Response of Human Pulp Following Acid Conditioning and Application of a Bonding Agent in Deep Cavities. 2002, 3: 56-58.
24. Henostroza G. Adhesión en Odontología Restauradora. 3ª. ed. Brasil: Maio, 2003. Pp. 258
25. Ficha técnica de resina Filtek™ Z350. 3M ESPE.
26. Ficha técnica de sistema adhesivo Adper Single Bond 2. 3M ESPE.
27. Ficha técnica de resina Dyad Flow. Kerr.
28. Gomes M.A, Sistemas adhesivos autograbantes en esmalte: ventajas e inconvenientes. Av. Odontostomatología 2004: 20-4: 193-198.
29. Monsalves S. Astorga C. Bader M. Adhesion to dentine of two different adhesives of current clinical use. Rev Dental de Chile. 2011: 102 4-12.
30. Cachuté Paradella. T, Renato Miotto. P, Adhesive systems in the modern restorative dentistry. Rev. Odontol. Dominic. Enero diciembre 2004: Vol 10, p 7-10