

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

COLEGIO CIENCIAS DE LA SALUD

FACULTAD DE ODONTOLÒGIA

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE LA RESINA
COMPUESTA AMELOGEN PLUS (ULTRADENT), CON EL USO O NO DE
MATERIALES RESINOSOS ENTRE CAPAS DE RESINA.**

ALEJANDRO CASTILLO

Tesis de grado presentada como requisito para la
obtención del título de Odontólogo

Quito

Diciembre 2011

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Ciencias de la Salud

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

"Evaluación de la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina."

Alejandro Daniel Castillo Guerra

Dra. Ana armas del Carmen Vega Msc. PhD.

Tutora de Tesis

Dr. Enrique Terán PhD.

Director de Tesis

Dra. Cristina Burbano

Miembro del Comité de Tesis

Dr. Santiago Bravomalo

Miembro del Comité de Tesis

Dr. Raúl Velastegui

Miembro del Comité de Tesis

Dr. Gonzalo Mantilla

Decano del Colegio de Ciencias de la Salud

Quito, Diciembre de 2011

© Derechos de autor

Alejandro Daniel Castillo Guerra

2011

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a las personas que me dieron la vida y supieron
guiar mi camino con mucho cariño y sacrificio:
mis padres Alejandro y Susana.

AGRADECIMIENTO

A la Dra. Anita Armas que supo tutelar y motivar la investigación con paciencia y dedicación. También agradezco a todos mis profesores que supieron compartir sus valiosos conocimientos a lo largo de este tiempo y a todas las personas que desde la oscuridad hicieron luz para impulsarme y llegar hasta el fin de este sueño y al comienzo de muchos más.

Gracias a todos

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue evaluar la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina. Fueron considerados tres grupos de estudio: el grupo control constaba de 15 bloques de resina elaborados en dos capas, sin ningún material interpuesto; el grupo experimental 1 estaba formado por 15 bloques de resina, con la aplicación de adhesivo PQ1 (Ultradent) entre capas y el grupo experimental 2 constituido por 15 bloques de resina, con la aplicación de Wetting Resin (Ultradent) entre capas. Los especímenes fueron fotocurados usando la lámpara LED VALO (Ultradent) por 20 segundos cada capa y luego almacenado a temperatura ambiente por dos días antes de realizar la prueba. Posteriormente, fueron posicionados en un soporte con dos columnas paralelas distanciadas 20 mm y cargadas en la mitad con un dispositivo hasta que la fractura ocurra. Los datos obtenidos tras la prueba de resistencia flexural fueron analizados por medio de Chi – Cuadrado, pudiendo concluir que la aplicación de capas sucesivas de resina compuesta presenta mayor resistencia flexural que si se empleara algún material adhesivo o resina líquida humectante entre capas.

Palabras clave: Resistencia flexural, resina compuesta, adhesivo PQ1, resina humectante

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the flexural strength of composite resin Amelogen Plus (Ultradent), with the use or non-resinous material between layers of resin. Were considered three study groups: control group consisted of 15 resin blocks made of two layers, with no intervening material, the experimental group 1 consisted of 15 blocks of resin, with the application of adhesive PQ1 (Ultradent) between layers and experimental group 2 was composed of 15 blocks of resin, with the application of Wetting resin (Ultradent) between layers. The specimens were fotocured using VALO LED lamp (Ultradent) for 20 seconds each layer and then stored at room temperature for two days before testing. They were then placed on a stand with two parallel columns spaced 20 mm and loaded in the middle with a device until the fracture occurs. The data obtained after flexural strength test were analyzed using Chi - Square, may conclude that the application of successive layers of resin composite has higher flexural strength that if you employ a liquid resin moisturizer or adhesive material between layers.

Keywords: flexural strength, composite resin , PQ1 adhesive, Wetting Resin

TABLA DE CONTENIDOS

	Página
Derechos de autor.....	iii
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Resumen.....	vi
Abstract.....	vii
Tabla de Contenidos	viii
Lista de Tablas.....	xi
Lista de Gráficos.....	xii
Lista de Figuras.....	xiii
1. Introducción.....	1
2. Revisión de Literatura.....	3
2.1 Resinas compuestas.....	3
2.1.1 Composición química.....	5
2.1.1.1 Matriz orgánica.....	5
2.1.1.2 Matriz inorgánica.....	7
2.1.1.3 Iniciadores.....	8
2.1.1.4 Fase de acoplamiento.....	9
2.1.2 Clasificación de las resinas compuestas.....	10
2.1.2.1. Resinas compuestas híbridas.....	10
2.1.2.2 Resinas compuestas de microrrelleno.....	12
2.1.2.3 Resinas compuestas microhíbridas.....	12

2.1.3 Propiedades de las resinas.....	13
2.1.3.1 Sorción acuosa	13
2.1.3.2 Contenido de partículas de carga.....	14
2.1.3.3 Resistencia al desgaste y a la compresión.....	15
2.1.3.4 Módulo elástico.....	16
2.1.3.5 Resistencia Flexural.....	16
2.2 Adhesivos dentales.....	21
2.2.1 Clasificación de los sistemas adhesivos.....	24
2.2.1.1 Primera generación (1970).....	24
2.2.1.2 Segunda generación (1970).....	25
2.2.1.3 Tercera generación (finales 1980).....	25
2.2.1.4 Cuarta generación (finales de 1980).....	26
2.2.1.5 Quinta generación.....	27
2.2.1.6 Sexta generación (mediados de 1990).....	28
2.2.1.7 Séptima generación (comienzos de 2000).....	28
2.2.2 Mecanismos de unión.....	28
2.2.2.1 Unión a la estructura dental.....	28
2.2.2.2 Unión al material restaurador.....	29
2.3 Interacciones entre resina compuesta y adhesivo entre capas.....	30
2.4.1 Composite Wetting Resin (Ultradent).....	31
2.4 Fotopolimerización.....	33
2.4.1 Componentes presentes en el material por polimerizar.....	34
2.4.2 Reacción de polimerización.....	36
2.4.3 La lámpara de diodo electroluminiscente o LED.....	39

2.4.3.1 Evolución actual.....	40
3. Objetivo.....	42
3.1 Objetivo general.....	42
3.2 Objetivos específicos.....	42
4. Hipótesis.....	43
5. Materiales y métodos.....	43
5.1 Tipo de investigación.....	43
5.2 Muestra.....	43
5.2.1 Grupos de estudio.....	44
5.3 Método.....	44
5.3.1 Preparación de bloques cilíndricos.....	44
5.3.2 Almacenamiento de las muestras.....	49
5.3.3 Análisis de resistencia flexural.....	49
6. Resultados.....	53
6.1 Resultados de análisis descriptivo.....	53
7. Discusión.....	59
8. Conclusiones.....	64
9. Recomendaciones.....	65
10. Bibliografía.....	66
Anexo 1.....	70

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 1. Características de los diferentes tipos de relleno.....	8
Tabla 2. Composición en peso, volumen y promedio de partículas de relleno de algunas resinas compuestas híbridas.....	11
Tabla 3. Grupos de estudio y muestras.....	44
Tabla 4. Resultados del análisis estadístico de la resistencia flexural.....	53

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico1. Resistencias mínimas de los grupos de estudio.....	54
Gráfico2. Resistencias máximas de los grupos de estudio.....	55
Gráfico 3. Resistencias promedio de los grupos de estudio.....	55

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Prueba de resistencia flexural.....	17
Figura 2. Adhesivo como humectante de resinas.....	31
Figura 3. Reacción de fotopolimerización.....	37
Figura 4. Colocación del molde metálico.....	45
Figura 5. Matriz sobre primera capa.....	46
Figura 6. Polimerización primera capa.....	46
Figura 7. Matriz de poliéster y acetato transparente sobre segunda capa.....	47
Figura 8. Retiro de una cantidad de adhesivo PQ1 con aplicador.....	47
Figura 9. Aplicación de adhesivo PQ1 sobre segunda capa.....	48
Figura 10. Retiro de una cantidad de Wetting Resin con aplicador.....	48
Figura 11. Almacenamiento de muestras.....	49
Figura 12. Máquina de ensayos universales MTS Modelo 5000.....	50
Figura 13. Distancia de los apoyos.....	50
Figura 14. Medidor de fuerza electrónico Quantrol.....	51
Figura 15. Calibrador digital Sylvac.....	52

1. INTRODUCCIÓN

En el afán de facilitar la manipulación y dar una mejor caracterización a las resinas compuestas por parte del odontólogo, se han sugerido múltiples técnicas y trucos. Muchos de ellos han demostrado ser eficientes sin comprometer la integridad de la restauración, como por ejemplo el empleo de pinceles finos para darle textura a la resina (Ascheim, 2002). Sin embargo, algunos otros han resultado muy controversiales y dentro de estos tenemos el empleo de sustancias humectantes para las resinas.

A partir del desarrollo del monómero Bis-GMA por Bowen, en el año de 1965, la evolución de las resinas compuestas ha dado como resultado materiales cada vez más resistentes, estéticos, manejables, biocompatibles, entre otros (Veranes et al., 2003; Rodriguez et al., 2008 y Silva et al., 2008). La facilidad de manipulación de las resinas siempre ha sido un objetivo que buscan las diferentes casas comerciales al desarrollar sus productos y también es una cualidad que muchos odontólogos desean al momento de elegir que resina utilizar. Entre las ventajas que ofrece una mejorabilidad en la manipulación de las resinas está el hecho de que se desperdicia menos material, hay como dar una mejor caracterización al diente y el tiempo de trabajo se optimiza.

En la búsqueda por mejorar la manipulación de las resinas, se han propuesto algunas técnicas, por un lado están los autores que recomiendan la aplicación de adhesivo sobre estas (Ascheim, 2002; Henostroza, 2006 y Leinfender, 1993). Al aplicar una pequeña cantidad de adhesivo sobre una capa de composite previo al

polimerizado, va a hidratarlo, su manipulación se facilita, se alarga el tiempo de trabajo y permite mejorar y dar forma anatómica a las restauraciones. Los resultados estéticos son evidentes, sin embargo, se puede estar comprometiendo las propiedades mecánicas de la resina y por lo tanto dar lugar a resultados clínicos insatisfactorios como un mayor desgaste y fracturas del material (Crispin, 1994; Kenneth, 2004; Sari et al., 2005; Matson et al., 2005 y Bicacho et al., 2005).

Por otro lado, algunas casas comerciales han desarrollado resinas humectantes (Wetting Resin de Ultradent), las cuales, como su nombre lo indica, serían las apropiadas para esta acción, sin afectar a las propiedades mecánicas de los composites (Kenneth, 2004). Con respecto a este tema, del uso de resinas líquidas humectantes, existen diversas opiniones, algunas que recomiendan su uso y otras que afirman comprometer la integridad de la restauración, por lo tanto no preconizan su uso (Barghi et al., 2002).

El objetivo del presente estudio fue evaluar el comportamiento mecánico de la resina Amelogen Plus (Ultradent) por medio de la resistencia flexural al ser aplicado adhesivo PQ1 (Ultradent) o Wetting Resin (Ultradent) y al aplicar capas sucesivas sin material interpuesto.

2. REVISIÓN DE LITERATURA

2.1 RESINAS COMPUESTAS

A comienzos del año 1905 y hasta los años 60 se usaron los cementos de silicato como material de obturación (Cova, 2010). Posteriormente, a partir de los años 50, comienzan a utilizarse los plásticos o acrílicos basándose en metacrilato y dimetacrilato, con el objeto de buscar un material más resistente y evitar la irritación pulpar comúnmente producida por los cementos de silicato (Cova, 2010). De esta manera se empezó a reforzar a las resinas acrílicas con diversos materiales: vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata (Cova, 2010).

Así como lo refieren Trushkowsky (citado en Aschheim, 2002) y Hervas et al. (2006), los nuevos compuestos comienzan con Bowen, en el año de 1965, el cual desarrolló el monómero del Bis-GMA y lo combinó con polvo vítreo de sílice logrando una carga de aproximadamente 70% y mejorando en gran proporción las propiedades físicas de las resinas acrílicas. A partir de este compuesto, Chang, generó el primer producto pasta-líquido y un poco más tarde Lee, formuló la versión moderna pasta/pasta (Cova, 2010). Así como lo refiere Hervas et al. (2006), a partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizables mediante radiaciones electromagnéticas evitando de esta manera la mezcla y sus inconvenientes, en los primeros momentos se utilizó la energía luminosa de una fuente de luz ultra-violeta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), que es la que actualmente se usa.

De acuerdo con Cova (2010) y Dietschi et al. (1996), los composites han experimentado un desarrollo continuado, pero siguen siendo muy parecidos al producto original descubierto por Bowen. No obstante, se han introducido muchas mejoras en la composición de las resinas y los rellenos Cova (2010). En general, se ha tendido a reducir el tamaño de las partículas de relleno y a mejorar su distribución, para potenciar sus propiedades físicas (Dietschi et al., 1996).

Cova (2010) desarrolla un breve resumen histórico de la evolución de las resinas compuestas:

1941. Sistema iniciador peróxido-amina

1950. Resinas acrílicas

1962. Monómero de Bowen

1963. Primer compuesto de macrorrelleno (cuarzo)

1970. Sistema iniciado por luz UV para uso odontológico

1974. Introducción de los microrrellenos

1977. Primer microrrelleno para uso en dientes anteriores

1977. Primer compuesto curado por luz visible.

1980. Primer híbrido

1982. Compuesto para incrustaciones

1983. Macrorrellenos altamente cargados para uso odontológico

1984. Compuestos microrrellenos radiopacos

1996. Resinas compuestas fluidas

1998. Resinas compuestas empacables

2000. Resinas compuestas de nanorrelleno

2.1.1 COMPOSICIÓN QUÍMICA

Las resinas compuestas, son materiales de restauración estéticos de amplio uso en odontología (Aschheim, 2002). Debido a que en su composición forman parte varios componentes, también se los llama composites, que significa “compuesto” en inglés (Cova, 2010). De acuerdo con Cova (2010), una resina compuesta es “una pasta de material restaurador basado en resinas que actúan como un aglutinador orgánico monomérico, que contiene al menos 60% de relleno inorgánico, junto a un sistema que produce la polimerización”.

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material (Aschheim, 2002). Básicamente, las resinas compuestas están formadas por cuatro materiales químicamente diferentes (Aschheim 2002, Hervas et.al. 2006): la matriz orgánica; la matriz inorgánica; iniciadores de la polimerización (que se activan por medios químicos o con la luz visible); y una fase de acoplamiento que consigue la adhesión entre la matriz y las partículas de relleno. También contienen colorantes y a menudo, se añade un diluyente para controlar la viscosidad y conseguir una resina más flexible y menos quebradiza (Crispin B, 1994).

2.1.1.1 Matriz orgánica

También llamada fase orgánica, la constituyen monómeros u oligómeros y se la puede considerar como la columna vertebral sobre la que se arma la resina compuesta (Aschheim, 2002). La matriz orgánica de las resinas compuestas debe cumplir una serie de requisitos o criterios (Cova, 2010):

- Biocompatibilidad.
- Buenas propiedades físicas.
- Estabilidad química en el medio bucal.
- Estabilidad de color.
- Alta reactividad (a baja temperatura).
- Vida útil larga.
- Libre de sabor y olor.

Los monómeros más utilizados son:

- Bis-GMA, que es un dimetacrilato aromático híbrido, formado por una molécula epóxica (bisfenol A) con grupos terminales de glicidilmetacrilato (dimetacrilato) de allí las siglas de Bis-GMA con que también se les designa (Cova, 2010). De acuerdo con Cova (2010), la resina epóxica tiene buenas propiedades adhesivas y endurece con mínima contracción, pero debido a no utilizarse sola como material de obturación por deficiente adhesión a la estructura dentaria después del contacto prolongado con el agua y por la dificultad de obtener una adecuada reacción de polimerización, se le agrega el glicidil metacrilato.
- Dimetacrilato aromático a base de Bis-GMA sin el grupo hidroxilo.
- Diacrilato de uretano bifuncional que al polimerizar produce cadenas cruzadas dando una matriz insoluble.

2.1.1.2 Matriz inorgánica

Se la conoce también como material de relleno, fase dispersa, fase discontinua, o fase de refuerzo (Aschheim, 2002). Para Cova (2010), los materiales utilizados como relleno deben tener los siguientes requisitos:

- Incoloro.
- Resistente a la disolución en agua o sustancias químicas (condiciones bucales).
- Sin problemas toxicológicos.
- Alta dureza.
- Efecto de refuerzo al polímero.

De acuerdo con Aschheim (2002), Cova (2010) y Labella et al. (1999), las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica; de esta forma se consigue disminuir el coeficiente de expansión térmica, reducir la contracción de polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética, mejora la resistencia a la fractura, la resistencia al desgaste.

Aschheim (2002), Xu (1999) y Cova (2010), sostienen que existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radioopacos (Xu,1999). En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor

que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista (Xu,1999). El tamaño de estas partículas oscila entre 0,05 y 1 μm (Cova, 2010). La Tabla 1 muestra las características de los diferentes tipos de relleno.

Tabla 1. Características de los diferentes tipos de relleno (Cova, 2010).

RELLENO	CARACTERÍSTICAS
Cuarzo	Más estable, más duro de pulir, puede abrasionar el esmalte opuesto
Estroncio/Borosilicato de vidrio	Dureza media
Silicato de bario	Dureza media, muy radiopaco, inestable
Sílice coloidal	Baja dureza, aumenta la viscosidad mejora la condensabilidad
Iterbio, Itrio	Aumenta la radiopacidad

2.1.1.3 Iniciadores

Son aquellas sustancias que inician la reacción química y son capaces de romper la doble ligadura del monómero para convertirlo en polímero y deben alcanzar ciertos criterios (Cova, 2010):

- Formación rápida de radicales libres a bajas temperaturas.
- Alta reactividad de los radicales formados.
- Vida útil larga.
- Baja tendencia a la decoloración.

- Baja toxicidad.
- Estar libres de olor.
- Ser incoloros.

Así como lo refiere Aschheim (2002) y Cova (2010), los iniciadores más utilizados en las resinas termocuradas y de autocurado son el peróxido y dentro de ellos el peróxido de benzoilo. Al aplicarle calor a este peróxido, se desdobla en radicales libres capaces de romper el doble enlace del monómero e iniciar la reacción de polimerización (Aschheim 2002).

Las resinas fotocuradas utilizan iniciadores de dos tipos; para resinas curadas por luz ultravioleta, se utilizan benzoinas y cetonas; para resinas curadas por luz visible, se usan dicetonas (Aschheim, 2002). De acuerdo con Aschheim (2002), en los sistemas activados por la luz ultravioleta se utiliza una fuente de luz UV de 365 nm para separar el éter de metil benzoína en radicales libres sin aminas terciarias. En los sistemas que polimerizan con luz visible se utiliza una fuente de luz de 468 ± 20 nm para excitar unas canforoquinonas u otras dicetonas para que reaccionen con una amina alifática e inicien una reacción de radicales libres (Cova, 2010). Esta amina tiene una mayor estabilidad cromática que las aminas aromáticas de los composites autopolimerizables (Aschheim 2002).

2.1.1.4 Fase de acoplamiento

Esta fase permite que las propiedades de un composite mejoren, al aumentar la atracción entre el relleno y la matriz de resina (Aschheim, 2002). La adhesión entre la resina y el relleno produce una transferencia de tensiones entre ambos componentes (Aschheim, 2002). Para unir estas dos fases se suelen utilizar los

silanos, que son moléculas bipolares (Aschheim, 2002); la bipolaridad de los silanos permite que por un lado reaccionan con la materia orgánica (resina) y por otro con la inorgánica (partícula). De esta manera se establece un puente de unión entre partícula y resina, lo que mejora el comportamiento mecánico del material (Aschheim, 2002).

2.1.2 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

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. Estas son:

- Resinas compuestas tradicionales o macrorrelleno (desuso).
- Resinas compuestas de partículas pequeñas (desuso).
- Resinas compuestas híbridas.
- Microhíbridas.
- Resinas compuestas de microrrelleno.
- Resinas nanohíbridas (nanorrelleno).

2.1.2.1 Resinas compuestas híbridas

Se las denomina resinas híbridas por que presentan una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje que oscila entre 76 y 80% por unidad de peso, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros (Aschheim 2002). En sí, su nombre se debe a que contienen rellenos de diferentes tamaños (Cova 2010). Según refiere Hervas et al. (2006), corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.

Aschheim (2002), Cova (2010), Braga (2005) y Wakefield (2001), coinciden en varios aspectos que caracterizan a estos materiales, estos son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, alta resistencia a la fractura y al desgaste, menor contracción de polimerización, excelentes características de pulido y texturización, baja absorción de agua y abrasión muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, coeficiente de expansión térmica similar a la del diente, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.

Cova (2010) resume la composición en peso, volumen y promedio de partículas de relleno de algunas resinas compuestas híbridas en la Tabla 2.

Tabla 2. Composición en peso, volumen y promedio de partículas de relleno de algunas resinas compuestas híbridas (Cova, 2010).

PRODUCTO	CASA FABRICANTE	CURADO	PESO	VOLUMEN	PROMEDIO
Charisma	Hereaus Kulzer	Foto	-	60	0,7
Clearfil AP-X	Kuraray/J. AAorita	Foto	70	85.5	3,0
Filtek Z250	3M	Foto	60	--	0,6
Glaciere	Souther D.I	Foto	—	—	0,7
Prodigy	Kerr Mfg Co.	Foto	79	59	0,6
Renamel	Cosmedent	Foto	75	-	0,7
Tetric	Ivoclar/Vivadent	Foto	82	62	0,7
Tetric Ceram	Ivoclar/Vivadent	Foto	80	50	0,7
TPH Spectrum	Dentsply/Caulk	Foto	77	-	0,8
Z100	3 AA Mfg Co	Foto	87	-	0,7

2.1.2.2 Resinas compuestas de microrrelleno.

A finales de la década de 1970 se desarrollaron las resinas de microrrelleno para facilitar el pulido de los composites (Cova, 2010). De acuerdo con Ascheim (2002), se fabrican con cenizas de dióxido de silicio (sílice ahumada) o añadiendo sílice coloidal a una solución de agua y ácido clorhídrico, de tal forma que este se incorpora a la resina hasta cargarla al máximo, luego se polimeriza y se tritura en partículas grandes, finalmente con estas partículas se vuelve a cargar la resina todo lo que sea posible, añadiéndose además partículas de microrrellenos sueltas o aglomeradas.

De esta manera se consiguen composites de microrrelleno de una muy buena estética con partículas de 0,04 micras, y moderadas propiedades mecánicas ya que la carga llega al 65%, aunque con esto no se soluciona el problema mecánico de estos materiales (Ascheim, 2002).

2.1.2.3 Resinas compuestas microhíbridas

Resultan de la combinación de resinas híbridas con resinas de microrrelleno (Cova , 2010); se añaden a la matriz de resina partículas pequeñas (de 0,6 a 5 μm) y partículas de microrrelleno de 0,04 μm . Según Ascheim (2002), la forma de las partículas de relleno determina sus propiedades; de tal manera que las partículas irregulares provocan una concentración de tensiones en las zonas más angulosas, mientras que las partículas esféricas distribuyen más uniformemente las tensiones entre el relleno y la matriz. Estos composites consiguen unas muy buenas propiedades mecánicas, ya que consiguen una carga de hasta el 80%, y unas aceptables propiedades estéticas debido a su menor tamaño de partícula (Wakefield 2001).

Cova en el 2010, refiere algunas características de estas resinas tales como: pequeño tamaño de la partícula, alta resistencia al desgaste, pulibilidad mejorada, mayor rango de colores (esmalte translúcido y dentina opaca).

Amelogen Plus (Ultradent), es una resina microhíbrida estética a base de Bis – GMA, que contiene una carga del 76% por peso, con un tamaño medio de partículas de 0,7 μm ; Se ofrece el producto en 8 tonos dentina y 7 tonos esmalte (Ultradent, 2003).

Entre las características de acuerdo a Ultradent (2003) están una óptima fluorescencia, alta resistencia al desgaste, facilidad al pulido superior, no se adhiere a instrumentos ni se derrama, y ofrece una manipulación más controlada y segura, su viscosidad puede modificarse ligeramente por medio de la resina Composite Wetting Resin.

2.1.3 PROPIEDADES DE LAS RESINAS

2.1.3.1 Sorción acuosa

Es la cantidad de agua adsorbida en la superficie y absorbida por la resina y la expansión higroscópica se relaciona a esta sorción (Silva et al., 2008). La incorporación de agua causa solubilidad de la matriz fenómeno denominado degradación hidrolítica, por lo tanto, este fenómeno es una propiedad de la fase orgánica a mayor relleno menor es la sorción de agua, hecho observado en resinas híbridas (Silva et al., 2008).

Veranes et al. (2003), sostiene que la absorción de agua del medio bucal, es inherente a la matriz monomérica, la entrada de agua en la matriz provoca un distanciamiento de la red polimérica, dándose una expansión higroscópica (0,09 – 0,72%), esta absorción afecta las propiedades físico mecánicas de la resina, al causar la degradación hidrolítica de la matriz, o derivándose en la separación de la matriz y las partículas de relleno. Composites con menor cantidad de relleno presentan un mayor grado de sorción acuosa que resinas con mayor porcentaje de carga (Veranes et al., 2003).

2.1.3.2 Contenido de partículas de carga

Silva et al. (2008), sostiene que a mayor cantidad de partículas de carga inorgánicas, menor será la contracción de polimerización, la absorción de agua y el coeficiente de expansión térmica y mejores las propiedades físicas y mecánicas. Pero será más difícil de pulir, las resinas de microparticuladas tienen un porcentaje de 70% en peso, las microhíbridadas y nanoparticuladas 75% en peso y las flow 60% en peso promedio (Silva et al., 2008).

De esta manera, la contracción de polimerización es una propiedad relacionada directamente con la cantidad de carga inorgánica, así las resina flow y microparticuladas presentan mayor contracción de polimerización por su cantidad menor de carga (Silva et al., 2008).

De acuerdo con Rodríguez et al. (2008), es el mayor problema presente en las resinas compuestas ya que los monómeros de la matriz de resina se encuentran

separadas antes de la polimerización a una distancia promedio de 4 nm; al polimeriza la resina estas establecen uniones covalentes entre sí reduciéndose la distancia a 1.5 nm, este acercamiento provoca una reducción volumétrica de la materia. En la contracción de polimerización se generan fuerzas internas que se transforman en tensiones cuando el material esta adjunto a la superficie dentaria (Rodriguez et al., 2008). Estas tensiones se producen durante la etapa pre-gel donde la resina aun puede fluir, al alcanzarse el punto gel la resina ya no es capaz de fluir y las tensiones en su intento de disiparse generan deformaciones externas que pueden no afectar la interface adhesiva si hay la presencia de superficies libres suficientes, o provocar brechas en la interface si no existen superficies libres suficientes o si la adhesión no es convenientemente realizada puede darse una fractura cohesiva de la resina (Rodriguez et al., 2008).

2.1.3.3 Resistencia al desgaste y a la compresión

Silva et al. (2008), resalta la importancia de estas propiedad principalmente en dientes posteriores, por lo que deben preferirse resinas microhíbridas o las condensables por el elevado porcentaje de carga inorgánica.

Según Rodríguez et al., en el 2008, la capacidad de resistencia de la resina debe oponerse al desgaste superficial por el roce con la estructura dental antagonista, a los alimentos y ciertos elementos como las cerdas del cepillo, que llevan a la pérdida de la anatomía y disminuye la longevidad del composite. Silva et al. (2008) y Rodríguez et al. (2008) afirman que depende del tamaño y contenido de las partículas de carga, la ubicación de la restauración en la arcada y su relación de contacto oclusal.

Para Veranes et al., en el 2003, existe una relación de la directa entre la resistencia a la compresión con la distribución del tamaño de las partículas; los rellenos de partículas pequeñas tienen una mayor área superficial que permiten una mayor distribución de esfuerzos, por ello mayor resistencia, las partículas de relleno grandes aumentan la concentración de esfuerzos, por lo que tienen una resistencia baja a la compresión.

2.1.3.4 Módulo elástico

De acuerdo con Veranes et al. (2003), el módulo elástico debe ser similar al material a sustituir, así la rigidez de este material sería similar a las estructuras y las deformaciones elásticas ante cargas externas serían en la misma magnitud en el diente y el material.

El módulo elástico del esmalte (45 GPa) es superior al de la dentina (18 GPa), ósea la dentina es más flexible, favoreciendo de esta manera la absorción de tensiones (Veranes et al., 2003). El módulo elástico adecuado en una resina es el que más se aproxima al de la dentina (Ascheim, 2002).

2.1.3.5 Resistencia Flexural

La resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura (Gladys et al., 1997). 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

(Manhart et al., 2000). Como muestra figura 1:



Figura 1. Prueba de resistencia flexural, tomado de Gladys et al., 1997.

De acuerdo con la literatura, las propiedades mecánicas de los materiales híbridos aumentan en relación a su contenido resinoso. De este modo, las más bajas corresponderían a los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina, serían mejores en el caso de las resinas modificadas con poliácidos y máximas para las resinas compuestas (El-Kalla y García Godoy, 1999).

La resistencia a la flexión de los materiales se correlaciona con su módulo de elasticidad, de tal forma que si la primera es alta el módulo de elasticidad lo será también (Attin, Vataschki, Hellwig, 1996). El módulo de elasticidad describe la relación entre el estrés y la deformación que un material sufre para una carga determinada (Abe, 2001), es por tanto una medida de la rigidez relativa de un material (Sabbagh y cols, 2002). Un material más rígido requerirá una carga mayor para deformarse (Abe, 2001). Idealmente, el módulo de elasticidad de los materiales ha de ser semejante al 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 (Xu et al., 1998).

Sari et al. (2005), realizaron una investigación en la cual observaron las propiedades mecánicas de las resinas compuestas y el uso de adhesivo entre capas usando la unidad de polimerizado LED (Elipar Freelight/3M ESPE). Los materiales usados en este trabajo fueron la resina compuesta Filtek Z250 y el sistema adhesivo Single Bond 2 (3M/ESPE), las propiedades evaluadas fueron: módulo de elasticidad y resistencia compresiva. Las muestras incluían 2 grupos, uno para cada propiedad mecánica que se iba a evaluar, comparando entre la aplicación de capas sólo de resina y el uso de adhesivo entre capas. Si existieron diferencias estadísticamente significativas entre las propiedades mecánicas. Concluyendo que el uso de adhesivo entre capas de resina compuesta afecta negativamente a sus propiedades mecánicas.

Matson et al. en el 2005 , compararon la resistencia flexural de dos materiales resinosos Filtek Z250 (3M) y Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) con sus respectivos sistemas adhesivos (Single Bond II y Optibond Solo), polimerizados por luz LED (SmartLite PS/Dentsply). Fueron confeccionados 40 cuerpos de prueba (CP), utilizando una matriz de teflón bipartida (25 mm x 2 mm x 2,0 mm), donde el material fue insertado en incremento único. Los CP fueron divididos en 4 grupos, de acuerdo con el material y el uso o no de adhesivo entre capas; G.1: Dos capas de Filtek Z250 sin adhesivo interpuesto; G.2: Dos capas de Filtek Z250 con adhesivo interpuesto; G.3: Dos capas de Tetric Ceram sin adhesivo interpuesto; G.4: Dos capas de Tetric Ceram con adhesivo interpuesto. Los CP fueron almacenados en agua destilada en estufa biológica a 37°C, durante 24 horas. Posteriormente, sometidos a la prueba de flexión en tres puntos en una máquina universal de ensayos Emic DL 10.000 con una célula de carga de 50 kgf y velocidad de 0,5 mm/min. Los valores medios de

resistencia a la flexión en Mpa fueron: G.1 = $217,13 \pm 28,20$; G.2 = $170,81 \pm 38,43$; G.3 = $170,06 \pm 25,91$; G.4 = $151,39 \pm 12,17$. Basado en este estudio los autores concluyeron que la resistencia flexural de las resinas compuestas es significativamente menor cuando se aplica adhesivo entre capas.

Bicacho et al. (2005), evaluaron la resistencia flexural de 3 resinas compuestas con el uso o no de sistemas adhesivos entre capas. Fueron preparados 60 especímenes de las resinas compuestas Z250/3M ESPE (Z), Palfique Estelite Paste/J Morita (P) y W3D/Wilcos (W) usando un molde metálico (1x2x1 Omm) y fueron polimerizadas por 40 segundos, de acuerdo a los siguientes grupos: G1: dos capas de Z250; G2: dos capas de Z250 + adhesivo entre capas; G3: dos capas de Palfique Estelite Paste; G4: dos capas de Palfique Estelite Paste + adhesivo entre capas; G5: dos capas de W3D ; G6: dos capas W3D + adhesivo entre capas. Los especímenes fueron almacenados por 24 horas y, después de esto se realizó la prueba de flexión en 3 puntos (distancia: 6mm) en una máquina universal EMIC con una velocidad de 1 mm/min. Los resultados fueron sometidos a análisis de ANOVA 2-way y Tukey ($p < 0,05$) y las medias de la resistencia flexural fueron: (MPa \pm SD): G1: $228,6 \pm 40$; G2: $137,3 \pm 6$; G3: 165 ± 7 ; G4: $123,8 \pm 21,5$; G5: $189,6 \pm 43$; G6: 189 ± 28 . De los composites estudiados, independientemente si se uso adhesivo o no entre capas, se observaron diferencias estadísticamente significantes en los altos valores de la resina Z250, seguida por W3D y Estelite. Se evidenció diferencia estadística significativa en relación al uso o no de adhesivo entre capas de resina, mostrando que los grupos con adhesivo entre capas poseían una notable disminución de la resistencia flexural.

Barghi et al. (2002), evaluaron la dureza de la superficie de composites microhíbridos sobre los cuales se aplicó resinas líquidas (RL). Entre las RL hidrofóbicas estaban: Permaseal (PS) (Ultradent, Inc.), Wetting Resin (WR) (Ultradent, Inc.) Ultraseal XL (Ultradent, Inc.) y fortalecer (AF) (Bisco). Como agente humectante hidrófilo se usó Mirage sin relleno (Chameleon Dental prod.). El experimento constó de seis grupos, con diez muestras cada uno. Las muestras se elaboraron en forma de disco (8 x 2 mm) utilizando una resina compuesta microhíbrida (Vitaescence, Ultradent, Inc.), preparados de la siguiente manera: El grupo de control (CNT) se curó sobre una matriz de vidrio.; en los cinco grupos experimentales el instrumento utilizado para manipular la resina fue humedecido con RL diferentes para alisar la superficie del composite. Cada muestra fue curada por dos segundos después de la instrumentación, cubierta con un gel de barrera de oxígeno (DeOx, Ultradent Inc.) y luego se curó durante 30 segundos. Posteriormente se realizaron pruebas de dureza de la superficie con un medidor de dureza (Rockwell) a 15N. Los valores de dureza de la superficie resultante de los grupos control y grupos experimentales fueron: CNT=63.4 ± 11.7; PS=54.0 ± 2.1; WR=52.9 ± 1.59; UXL=54.0 ± 3.3; MR=54.2 ± 3.1 and FY=55.6 ± 1.5. Se evidenciaron diferencias significativas en la dureza de la superficie entre el grupo control y los grupos experimentales (P<.005). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos instrumentados con RL. Concluyendo que el uso de RL puede reducir la dureza de la superficie de las resinas compuestas.

2.2 ADHESIVOS DENTALES

Los adhesivos son resinas compuestas sin relleno o con muy poco relleno que mejoran la unión entre un composite viscoso y los microporos que se forman en el esmalte grabado o con la dentina desmineralizada (Nocchi 2008).

A lo largo de la evolución de los sistemas adhesivos se han utilizado múltiples acondicionadores o primer (Kenneth, 2004). De acuerdo con Kenneth (2004), su función es preparar el sustrato, concretamente la dentina, para recibir de forma más efectiva la resina. El acondicionador, también llamado imprimador, debe ser, por tanto, altamente hidrofílico y que sea compatible, a su vez, con las resinas hidrofóbicas (Nocchi 2008).

El adhesivo o bonding, se considera parte del sistema adhesivo, que puede estar formado por resina hidrofílica, como el HEMA entre otras, o hidrofóbicas, como el Bis-GMA (Macchi 2007). Debido a que debe penetrar en espacios muy tortuosos, deben ser muy fluidas e hidrofílicas, producir una capa gruesa, por lo que deben ser viscosas e hidrofóbicas y, por último, compatibles con la resina hidrofóbica del composite (Kenneth 2004, Nocchi 2008). También deben ser resistentes a la hidrólisis e impermeables; las hidrofóbicas lo son más que las hidrofílicas (Kenneth, 2004). La única manera de combinar todas estas propiedades es utilizando dos tipos de resinas, una hidrofílica y otra hidrofóbica, bien mezcladas o bien colocadas en dos pasos, siendo siempre posible buscar algún tipo de solución diferente (Kenneth, 2004).

Los disolventes son sustancias que permiten a la resina lograr la

humectancia y fluidez adecuada, deben estar disueltas en un solvente volátil (Nocchi 2008). Según Kenneth (2004), estos solventes permiten la entrada de la resina en las microrretenciones y posteriormente se evapora llevándose con él toda la humedad residual (Kenneth, 2004). Existen actualmente sistemas adhesivos con diferente tipo de solventes: agua, alcohol y acetona; siendo la acetona la más volátil, después el alcohol y por último el agua (Kenneth, 2004).

Los adhesivos con solvente acuoso pueden rehumedecer la estructura dentaria que ha sido reseca y por lo tanto evitaría el colapso de las fibras colágenas al utilizarse sobre la dentina en estas condiciones; por este motivo, estos adhesivos no requieren utilizarse sobre dentina húmeda, sin embargo, pueden correr el riesgo de sobrehumedecer (Kenneth 2004). En general, el agua tiene buena capacidad de penetración, posibilita el autograbado, tiene una evaporación lenta por lo que dificulta la remoción, su temperatura de ebullición casi dobla a la de la acetona, por lo que el remanente de el agua podría poner trabas en la penetración y polimerización de la resina, observándose tras su uso una fuerza de unión menor (Swift et al., 1998).

Los adhesivos con solvente alcohólico tienen al etanol como el compuesto más utilizado, este ha demostrado mejorar la penetración de la resina y su uso debe hacerse preferentemente en dentina húmeda (Kenneth 2004). Se los utiliza en una combinación de etanol y agua, donde la concentración del alcohol va depender del adhesivo (Swift et al., 1998). El alcohol tiene excelente capacidad de penetración, adecuada evaporación, y buena energía superficial para humectar la capa de fibras colágenas expuestas (Ariño, 2000). Sin embargo, su permanencia puede afectar el resultado de la restauración debido a que puede producir un efecto parecido a la

degradación hidrolítica sobre la matriz de la resina compuesta (Ariño, 2000); dentro de este grupo tenemos al PQ1 (Ultradent).

Los adhesivos con solvente acetónico pueden remover eficientemente el agua desde el sustrato, sin embargo, no puede prevenir la consecuencia del colapso de fibras colágenas cuando se usa sobre dentina desecada, es por ello que para usarlo es imprescindible la presencia de dentina húmeda (Swift et al., 1998). Al presentar la acetona alta volatilidad, se evapora rápidamente; al tener una baja temperatura de ebullición requiere una cuidadosa conservación; es un excelente removedor de agua; aunque es un fuerte agente de secado por lo que existe el riesgo de desecar la dentina (Ariño, 2000). Ha sido sugerido que la acetona es el mejor solvente para llevar la resina hacia la superficie del diente acondicionadas (Llena et al., 1997; Van Meerbeek et al., 2001)

También podemos encontrar como parte de los sistemas adhesivos, el relleno, cuya presencia es opcional que estas resinas tengan relleno para aumentar la resistencia (Nocchi, 2008). Es necesario que este relleno sea muy pequeño, nanopartículas, y en poca cantidad, para no aumentar la viscosidad de la resina (Macchi 2007, Nocchi 2008).

De acuerdo con Macchi (2007), los agentes de la polimerización son los mismos que se utilizan en las resinas compuestas. Para la quimiopolimerización tenemos el sistema peróxido de benzoilo - aminas y para la fotopolimerización las canforoquinonas (Macchi, 2007).

2.2.1 CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Los adhesivos dentinarios desde sus inicios han mostrado una gran variación, no solamente en su composición química, sino también en la resistencia de unión y presentación comercial (Barrancos 2006).

Con fines prácticos los adhesivos dentinarios se han clasificado desde el punto de vista generacional, es decir, se basa en la época de aparición del adhesivo y va de la primera generación hasta la sexta generación descrita actualmente (Barrancos 2006, Cova 2010, Kugel 2000, Van Meerbeek 2001).

2.2.1.1 Primera generación (1970)

La unión se buscaba por la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina; si bien había penetración tubular, ésta contribuía poco a la retención de la restauración (Cova, 2010). Estaban constituidos por cianoacrilatos para la unión química al colágeno de la dentina y NPG-GMA para unirse al calcio de la dentina (Cova, 2010). La adhesión se hidrolizaba al cabo de algún tiempo en el medio oral, lo que contribuía a sus decepcionantes resultados clínicos (Barrancos, 2006). Estos productos tenían una resistencia de unión baja de aproximadamente 2 a 3 MPa (Barrancos 2006, Cova 2010).

Cova, en el 2010, describe las siguientes características: adhesión muy baja a la dentina, se buscaba la unión por quelación del agente adhesivo con el Ca de la dentina, la unión duraba pocos meses, se indicaba en cavidades pequeñas Clase II y V y cuando se usaban en dientes posteriores era común la sensibilidad

postoperatoria.

2.2.1.2 Segunda generación (1970)

Formados por esteres cloro fosforoso unidos al Ca de la dentina e isocianatos para unión química al colágeno de la dentina (Cova 2010). De acuerdo con Kugel (2000), el comportamiento de estos sistemas adhesivos dependía de la búsqueda de adhesión a la capa de detritus dentinaria (smear layer) y estaba limitada a la relativa retención de ésta con la dentina superficial, por lo que se necesitaba la retención en la preparación de cavidades. Los valores de unión de estos sistemas fueron de entre 4 y 6 Mpa (Cova 2010).

Estos sistemas, según Cova (2010), intentaron usar la capa de smear layer como substrato, exagerada microfiltración, en posteriores presentaban hipersensibilidad, la retención al año no pasaban de un 70%, restauraciones con márgenes en dentina presentaban exagerada microfiltración

2.2.1.3 Tercera generación (finales 1980)

Según Cova (2010), en el desarrollo de los sistemas de adhesión a dentina, se tuvieron que buscar varios enfoques diferentes para la obtención de adhesión y lograr un mejoramiento de la técnica que reflejara valores de resistencia a la unión más altos a dentina. Al final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: imprimador (*primer*) y adhesivo (Cova, 2010). Se caracterizaban porque la manipulación requería múltiples pasos, tratamiento de la dentina, unión química usando (NPG-PMDM,4-META, HEMA, Oxalatos), unión química al colágeno de la dentina (Kugel, 2000) .El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, disminuyó la necesidad de retención en las preparaciones cavitarias (Barrancos

2006).

Según Cova (2010) estos sistemas de doble componente, imprimador y adhesivo, incrementaron la fuerza de adhesión a dentina (8-15MPa), mostrando buen desempeño en lesiones de erosión, abfracción; también mostraban una disminución de la sensibilidad en dientes posteriores y se unían a metales y cerámica.

2.2.1.4 Cuarta generación (finales de 1980)

Utilizaban ácido fosfórico y eran llamados sistemas de grabado total o sistema de grabe y lave, además utilizaban un imprimador y un adhesivo (Cova 2010). El tratamiento ácido del esmalte y dentina para remover la capa de desechos y desmineralizar la superficie, mientras que el imprimador penetraba y aumentaba el mojado de la capa de colágeno remanente, permitiendo que el adhesivo fluya fácilmente creando una capa híbrida colágeno-resina (Burke, 1995). Según Swift et al. (1995), los sistemas adhesivos de esta generación demostraron mayor similitud en su comportamiento, con una técnica de menor sensibilidad, resultados más homogéneos y valores de 12 a 22 Mpa, que ofrecían una posibilidad mayor de éxito clínico.

Sin embargo, de acuerdo con Cova (2010), los varios frascos con necesidad de mezcla tienden a hacer el procedimiento confuso y a reducir la fuerza de unión a dentina, usan como solvente el etanol o acetona y la adhesión es a la dentina húmeda.

2.2.1.5 Quinta generación

Utilizan también ácido fosfórico para grabado total y son llamados también sistemas de grabe y lave, pero el imprimador viene mezclado con el adhesivo

(Barrancos 2006, Cova 2010). Se considera una técnica fácil de usar y de resultados predecibles, convirtiéndolos en los adhesivos más populares en la actualidad (Swift et al. 1995).

Según Cova (2010) estos sistemas presentados en un solo frasco o unidosis poseen unión húmeda; se adhieren bien al esmalte, la dentina, a la cerámica y a los metales; su fuerza de retención a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa, disminución y en ocasiones ausencia de sensibilidad pos-operatoria, no requiere mezclar, ácido grabador separado, imprimador y adhesivo combinado, formulación fotocurada, solvente a base de acetona o alcohol.

En este grupo se encuentra el adhesivo PQ1 (Ultradent, 2003), con una composición basada en HEMA, monómeros patentados, canforoquinona, borosilicato de bario 40%, resinas naturales patentadas, flúor, etanol 8%.

2.2.1.6 Sexta generación (mediados de 1990)

No requieren el uso de ácido fosfórico y por lo tanto no requieren lavarse, su principal características tenemos es la necesidad de no se grabar con ácido fosfórico, el imprimador es autograbador y se presenta en frasco separado del adhesivo o en unidosis, tienen agua como solvente, la resistencia en esmalte es de 7- 28 MPa y en dentina entre 16-35 MPa (Cova, 2010).

2.2.1.7 Séptima generación (comienzos de 2000)

Son esencialmente una modificación de los materiales de sexta generación (Cova, 2010). Son sistemas de un solo frasco, que no precisan ninguna preparación y permiten una aplicación clínica más sencilla y rápida (Barrancos 2006). Su química se basa en la aparición de resinas con carácter ácido en la composición de los adhesivos (Barrancos 2006). Representan un valioso aporte a la eliminación de la sensibilidad post-operatoria, se presentan en un solo frasco y no requiere mezcla, la resistencia de unión de 18 - 28 MPa en esmalte y 18 - 28 MPa en dentina (Cova, 2010).

2.2.2 MECANISMOS DE UNIÓN

2.2.2.1 Unión a la estructura dental

De acuerdo con Kenneth (2004), la adhesión a un substrato va a depender de su energía superficial, su capacidad de secado y su capacidad de resultar microrretentivo. El esmalte es una estructura muy cohesiva y por lo tanto tiene una alta energía superficial, lo que favorece la humectancia del adhesivo; también lo podemos secar bien, por lo que la hidrofobia del adhesivo no nos va a dificultar la adaptación (Kenneth, 2004). Finalmente, gracias a la acción del ácido ortofosfórico sobre el esmalte, se pueden presentar tres diferentes patrones de grabado (Barrancos, 2006). Todas estas circunstancias hacen que la adhesión al esmalte no nos cree ningún problema y sea una técnica muy efectiva (Barrancos, 2006).

Por otro lado, la dentina es un substrato con una menor energía superficial, además posee una estructura tubular que contiene en su interior fluido dentinario lo cual la hace difícil de secar; es por esto que la adhesión a la dentina es más

conflictiva que al esmalte (Kenneth 2004). En relación a la unión entre la dentina y el adhesivo, Barrancos (2006), Cova (2010), Palma et al. (2004) y Barbosa (2009) describen dos mecanismos; la unión química que tiene mucha menor importancia cuantitativa y la unión física o micromecánica que parece ser la más importante para mantener la adhesión. La unión micromecánica se basa en dos estructuras muy importantes, la capa híbrida y los "tags" intratubulares (Palma et al. 2004).

2.2.2.2 Unión al material restaurador

La unión del adhesivo con el composite y entre capas del mismo, se logra a través de la capa inhibida, Macchi (2007) la define como una capa que se forma debido a la presencia de oxígeno en la superficie de la resina compuesta, el oxígeno inhibe la polimerización, quedando en su superficie una capa de aproximadamente unos 15 um. De acuerdo con Kenneth (2004) y Nocchi (2008), esta capa presenta suficientes uniones metacrilato dobles para polimerizar de nuevo con la resina restaurativa aplicada sobre ella.

La resina del composite y la resina del sistema adhesivo son materiales similares que, al tener radicales libres, polimerizan entre ellos, produciéndose una adhesión química que es prácticamente una cohesión (Macchi, 2007). Por lo tanto, es importante respetar y permitir una adecuada formación de la capa inhibida para conseguir una adecuada unión entre adhesivo y resina compuesta fotopolimerizable y entre las distintas capas de resina que se coloquen a continuación (Macchi, 2007).

2.3 INTERACCIONES ENTRE RESINA COMPUESTA Y ADHESIVO ENTRE CAPAS.

Varios autores recomiendan la aplicación de adhesivo sobre la capa de resina sin polimerizar, entre estos tenemos a Henostroza (2006), que recomienda utilizar accesoriamente una pequeña cantidad de agente adhesivo como lubricante afecto de facilitar la manipulación de algunas resinas que son pegajosas (fig. 2). Así también, Ascheim (2002) aconseja la aplicación de adhesivo de dos tiempos para lubricar la resina compuesta e impedir que se adhiera al instrumento. No se debe utilizar alcohol o una adhesivo en un sólo tiempo (Ascheim, 2002). Esta consideración es especialmente importante en las restauraciones de clase II, que tienen que soportar cargas oclusales intensas (Ascheim, 2002). De la misma forma, Leinfender (1993) sostiene que la humectación de la capa de resina con un poco de adhesivo facilita el modelaje de estas.



Figura 2. Adhesivo como humectante de resinas.
(Tomado de Henostroza, 2006)

Por otro lado, Crispin (1994) no recomienda la aplicación de adhesivo sobre la capa de resina, con el fin de lubricarla o facilitar su manipulación, ya que esto puede afectar sus propiedades físicas y químicas. Igualmente, Kenneth (2004) afirma que

bajo condiciones ideales, en las que se añadiera un agente de adhesivo a base de silanos a la superficie de la resina compuesta, después de polimerizarla y al colocar resina compuesta nueva, la resistencia de esta preparación sería de la mitad de la resistencia del material original. Es por esta razón que se han desarrollado resinas humectantes especiales que están indicadas para esto sin que produzcan alteración alguna al material resinoso (Kenneth, 2004).

2.4.1 COMPOSITE WETTING RESIN (ULTRADENT)

En la clínica dental, suelen emplearse agentes adhesivos líquidos para la modificación y humectación de composites. No obstante, éstos son poco adecuados para este propósito (Ultradent, 2002). Muchos de ellos contienen solventes o incluso agentes grabadores, además de un bajo contenido de carga que ocasionará una debilitación del composite y afectan la polimerización (Ultradent, 2002). Composite Wetting Resin, es una resina compuesta líquida de fotocurado que contiene 45% de carga, y está libre de solventes, lo cual impide efectos negativos sobre las propiedades físicas del composite (Ultradent, 2002).

En cuanto a los usos, Ultradent (2002), señala los siguientes: use este humectante de resina compuesta durante la estratificación incremental de los materiales compuestos. Recomendamos que se utilice cuando la capa inhibida de oxígeno ha sido removida o alterada (por ejemplo, el lavado de la superficie del composite después de la contaminación). Pueden ser colocados en la superficie de la resina si esta se ha secado durante el contorno. Se la puede aplicar en un instrumento o un cepillo, mejorando de esta manera su deslizamiento sobre la resina. Facilita la adaptación de la restauración de composite y la preparación.

Dentro de las ventajas tenemos (Ultradent, 2002): facilita la adaptación del composite, humedece el composite seco durante el modelado, no afecta a la polimerización ni propiedades físicas del composite, facilita y mejora considerablemente el modelado del composite, aumenta la capacidad de adaptación de los composites, mejora el deslizamiento de los instrumentos y facilita la adhesión entre las capas de composite.

2.3 FOTOPOLIMERIZACIÓN

Los primeros composites empleados en la consulta odontológica se presentaban bajo la forma de dos productos que debían mezclarse: una pasta base y otra activadora (Rovira, 2006). Estos materiales para obturación no fueron totalmente satisfactorios, ya que daban muy poco tiempo al operador para insertarlos de manera correcta en la cavidad y se secaban muchas veces antes de poder colocarlos en boca (Lanata, 2008).

De acuerdo con Rovira (2006), la verdadera revolución se produjo en 1976, con la aparición de la fotopolimerización efectuada con radiación ultravioleta (UV), método reemplazado con rapidez por la polimerización por luz visible o VLC (Visible Light Curing) fundamentalmente por razones evidentes de seguridad para la visión del paciente y el operador (recuérdese que, por definición, la radiación UV es invisible para el ojo humano).

Este nuevo método aportaba al odontólogo una extraordinaria comodidad de trabajo, por lo cual fue éxito inmediato, además, los dos envases se reemplazaron por una sola jeringa muy fácil de manipular y el tiempo de trabajo se hizo casi ilimitado (Rovira, 2006). Esta fotopolimerización posibilitó el

desarrollo de nuevas e importantes técnicas de inserción clínica, como la reconstrucción estética utilizando la aplicación sucesiva de capas de materiales de tintes, opacidades y colores variados y adaptados (Rovira,2006).

Sin embargo, actualmente se sabe que para que esa fotopolimerización se lleve a cabo en forma correcta se deben respetar algunos criterios físicos conocidos, como la potencia de la fuente lumínica o su longitud de onda, el tiempo de irradiación y el conocimiento de las distintas situaciones clínicas, como la distancia de la separación entre la superficie del composite y la fuente de luz (Lanata, 2008). Según Cova (2010), con el objeto de respetar esos criterios, los investigadores y los industriales desarrollaron diferentes tipos de lámparas pero también algunas técnicas de aplicación clínica particulares. Así, el tiempo requerido para la realización de una estratificación generó el auge de las lámparas de alta energía, y, al contrario, la enorme contracción resultante de esta fotopolimerización demasiado rápida, pero lo suficientemente intensa para romper la unión adhesiva, provocó el desarrollo de los programas de polimerización secuencial o progresiva de las lámparas halógenas (Cova, 2010). En los últimos años, con la aparición de la tecnología de las lámparas electroluminescentes o LED, se produjo un importante desarrollo en el control de activación fotoquímica de los composites (Lanata, 2008).

2.3.1 COMPONENTES PRESENTES EN EL MATERIAL POR POLIMERIZAR

De acuerdo con Cova (2010) y Lanata (2008), la polimerización es un proceso en cadena que necesita una etapa de iniciación (en la que se actúa un iniciador), una etapa de propagación (en la que se unen entre sí las moléculas o monómeros) y

una etapa de finalización (que suele ser muy lenta para los composites), a menudo denominada por error pospolimerización, obteniendo una estructura en forma de malla o de cadenas cruzadas más o menos completa (Lanata, 2008). El número y las cualidades físicas y químicas de estas cadenas intermoleculares definirán las propiedades de nuestros materiales de restauración (Lanata, 2008).

Para llevar a cabo en forma apropiada esa estructura tridimensional y macromolecular, generada por la reacción química de fotopolimerización, los composites deben estar constituidos por lo menos por cuatro grandes categorías de sustancias: los monómeros resinosos que componen la estructura, los iniciadores físicos (luz o químicos, o ambos) que desencadenan la reacción, las cargas o los rellenos contenidos en la estructura tridimensional, los componentes secundarios que incluyen los aceleradores (moléculas aminadas) y colorantes (Cova, 2010).

Los monómeros resinosos de uso odontológico están constituidos esencialmente por dos tipos de moléculas: una pequeña, que a menudo contiene un grupo aminado o molécula puente, y una molécula grande epóxica de las cuales la Bis GMA es la más conocida (Lanata, 2008). Por lo tanto, la reacción química de fotopolimerización consiste en encadenar estas moléculas monoméricas presentes en nuestras jeringas de composite (Lanata, 2008).

Con algunas excepciones la molécula aminada no es sensible a la luz, y las lámparas que utilizamos no tienen acción sobre ellas (Cova, 2010). Para unirse, mediante uno o varios enlaces moleculares covalentes, las dos moléculas necesitan una forma de energía externa que puedan utilizar (Lanata, 2008).

Según Rovira (2006), en odontología esta energía es aportada por moléculas iniciadoras que forman parte de la familia de las dicetonas, sensibles a la luz azul y más precisamente a una longitud de onda ubicada entre 390 y 490 nm. La dicetona más utilizada en odontología es la canforquinona (CQ), tiene una zona de sensibilidad en el espectro de luz visible, alrededor de los 470 nm (± 20 nm) (Cova, 2010). Por lo tanto, lo ideal es disponer de una intensidad luminosa máxima en una zona comprendida entre 400 y 500 nm para las lámparas de fotopolimerización (Cova, 2010). Eso es lo que nos ofrecen las luces halógenas, las plasmáticas y los diodos electroluminiscentes, y es por eso que se seleccionaron para su uso odontológico (Rovira, 2006).

2.3.2 REACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Lanata (2008), resume la reacción de fotopolimerización de los composites dentales de la siguiente manera, como muestra la figura 3:

La luz excita la molécula fotosensible (la CQ) y la carga de una forma de energía estructural utilizable y transmitida a uno de los extremos (llamado también radical reactivo) de la pequeña molécula de monómero aminado. Una vez terminado este proceso de transmisión, el fotoiniciador queda inutilizado.

Este pequeño monómero "excitado" utilizará esta energía para construir un enlace covalente con las grandes moléculas del segundo tipo de monómero, por ejemplo, el Bis GMA.

Esta reacción genera sólidas uniones y se propaga hacia todas las moléculas, lo que permite obtener la estructura macromolecular típica de los polímeros. La reacción se

detiene por sí sola cuando todos los sitios accesibles y disponibles a la reacción en cadena quedan saturados. De esta manera se forma una gran red tridimensional compacta, tanto más importante cuanto más numerosos y próximos sean los enlaces formados.

Como se puede observar, desde el momento en que la luz excita el fotoiniciador, todo es cuestión de transferencia de energía de molécula a molécula, donde la luz de la lámpara ya no desempeña papel alguno. Así, la función de la lámpara es justamente aportar esta energía luminosa inicial para excitar la molécula del fotoiniciador y desencadenar la polimerización. Por lo tanto, debe haber una correlación perfecta entre la molécula del fotoiniciador y la luz emitida por la lámpara.

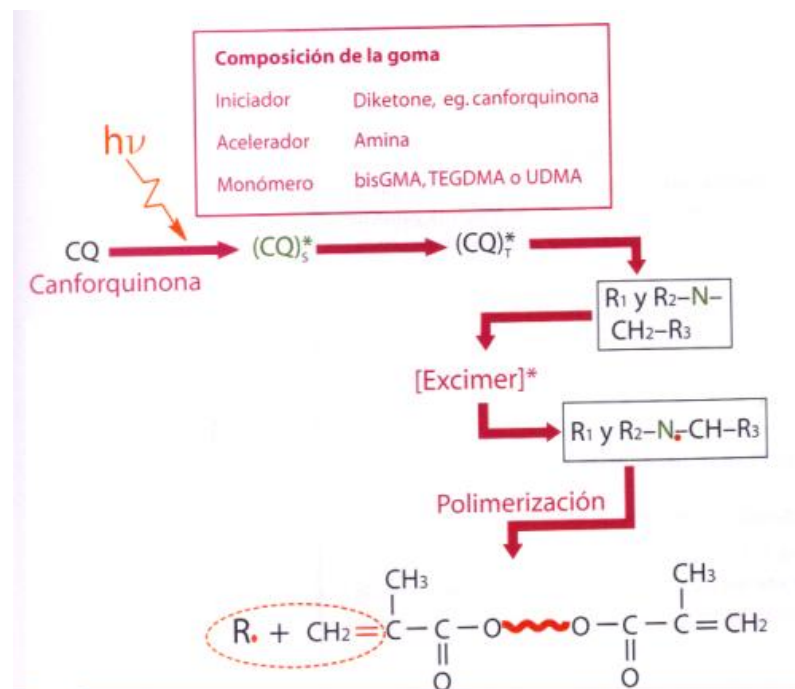


Figura 3. Reacción de fotopolimerización. Tomado de Lanata (2008).

De acuerdo con Cova (2010), el porcentaje de sitios que reaccionaron en relación con la totalidad de los disponibles indica lo que se llama el porcentaje de polimerización. En los composites de uso odontológico, éste puede variar del 65 al

80%, según los factores implicados en la reacción de polimerización (Cova, 2010). Si deseamos disponer de un composite que tenga buenas propiedades biológicas, físicas y químicas, es deseable que ese porcentaje sea lo más elevado posible, por lo tanto, la reacción debe crear la mayor cantidad de enlaces posibles (Cova, 2010).

De la misma manera, Lanata (2008), sostiene que la calidad y el grado de polimerización de una matriz de composite van a influir y definir las características del material: eso está comprobado no sólo para su rendimiento mecánico (resistencia al desgaste y fractura) sino también para otras propiedades importantes del tipo óptico (índice de refracción, resistencia a la decoloración), químico (percolación), biológico (citotoxicidad pulpar o alergias).

Además, en el grado de polimerización de una matriz de composite pueden influir numerosas variables, como la naturaleza de la lámpara, el tiempo de polimerización, la naturaleza y la estructura de los biomateriales a base de composites o derivados (composites denominados compactables, compómeros), el espesor del material, el color del material, la técnica incremental (Cova, 2010):.

Es igualmente necesario comprender que lo ideal sería tener una luz que se emita sólo en la zona activa del fotoiniciador (390-510 nm), gama de longitud de onda eficaz que evita los efectos térmicos (luz roja o IR) u otras dispersiones energéticas (Lanata, 2008). A diferencia de las lámparas halógenas y las de plasma/xenón, la lámpara LED brinda esta radiación específica, lo que evita el uso de filtros que disminuyen en forma drástica la potencia de los dispositivos con filamentos o de arco, y limita las pérdidas de energía que impiden la manipulación adecuada de las baterías de alimentación (Lanata, 2008).

2.3.3 LA LÁMPARA DE DIODO ELECTROLUMINISCENTE O LED

Según Rovira (2006), los primeros trabajos que se conocen acerca de la utilización de las fuentes LED para la fotopolimerización de los composites son los de Mills (Reino Unido) seguidos muy de cerca por los de Kennedy (EE.UU.).

En 1999, durante la exposición de la IDS de Colonia (Alemania), apareció la primera lámpara LED comercial (Rovira, 2006). A partir de ese momento se produjo una verdadera ola que inundó el mercado y los consultorios, relegando en menos de 5 años la tecnología halógena y luego la tecnología plasmática al rango de objetos sin interés (Rovira, 2006).

Desde 2000 se sucedieron tres generaciones de lámparas para fotopolimerizar, utilizando la tecnología LED (Cova 2010, Lanata 2008). Según Cova (2010), la primera generación incluía LED de baja potencia (de 20 a 150 mW) y se distinguía con facilidad, ya que se integraba con más de 5 LED (entre 7 y 64) para alcanzar, mal que bien, una potencia óptica de 500 mW/cm² a 1 mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro).

La segunda generación utilizaba de uno a dos LED de 3 a 5 W de potencia (en general, el mismo LED, conocido bajo el nombre de Luxemon de la empresa Lumiled) y ofrecía una potencia óptica comprendida entre 800 y 1.500 mW/cm² a 1 mm, con una guía óptica de 8 mm de diámetro (Lanata, 2008).

La tercera generación, se compone de un LED multi chips (de 10 a 15 W) que genera una potencia óptica superior a 2.500 mW/cm² a 1 mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro), un rango espectral comprendido entre 390 y 490 nm, y algunas funciones especiales como autofocus, esto es, la del tiempo de exposición o

de la potencia emitida en función de la distancia que separa la guía de luz del composite, lo que garantiza así una buena polimerización en profundidad (Lanata, 2008).

2.4.3.1 Evolución actual de las lámparas LED: La tercera generación

En la actualidad en el mercado hay lámparas LED de tercera generación (Cova 2010 y Lanata 2008). Las lámparas LED no sólo superaron en gran medida el rendimiento de las lámparas halógenas, sino que alcanzaron y superaron el de las lámparas de plasma/xenón (Cova, 2010). Lanata (2008) apoya la anterior afirmación, en base a que una lámpara de tercera generación puede entregar una potencia que suele variar entre 2.000, 2.500 y hasta 3.000 mW/cm² en las mismas condiciones que las lámparas de segunda generación. Para ello se cuenta con una batería eficaz, un espectro amplio y selectivo, y un costo razonable (Lanata, 2008).

A este respecto Cova (2010) argumenta que excepto por alguna razón económica, nada parece justificar la compra de una lámpara halógena o de una de plasma y en menos de 5 años las lámparas LED habrán barrido del mercado las antiguas tecnologías y se habrán impuesto en los consultorios odontológicos.

Lanata (2008) destaca como características de una lámpara LED de tercera generación:

- Una potencia muy alta, cercana a los 1.000-1.200 mW, o sea, una densidad de potencia de más de 2.500 mW/cm² sin un aumento de la temperatura que pueda afectar su funcionamiento.
- Una polimerización muy profunda (varios mm) sin efectos de glaseado o de

resquebrajaduras térmicas superficiales, que suelen afectar la superficie del composite.

- Nuevos menús, además de los tradicionales, posibilitados por los progresos de la tecnología numérica, pero también por la flexibilidad de los LED. En efecto, es imposible comparar la facilidad de manejo de una LED con la de una lámpara con filamento (halógena) o con arco (plasma). Esto permite, por ejemplo, ajustar el tiempo y la potencia en función de la distancia que separe el composite de la fuente lumínica (extremo de la guía óptica), para liberar al dentista del temor de efectuar una subexposición o una sobreexposición. Estos nuevos menús, llamados de autofocus, son similares a los autofocus de las máquinas fotográficas que permiten que el operador obtenga fotos nítidas sin recurrir a ajustes del objetivo demasiado complicados.
- Baterías de gran capacidad que permiten un trabajo durante más de 10 días sin caídas en el rendimiento, volúmenes y peso similares a los de la pieza de mano de una turbina, y cargas rápidas sin "efecto memoria", que permiten una autonomía excelente (más de 50 restauraciones con composites).

3. OBJETIVO

3.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar a través de pruebas de compresión la resistencia flexural de la resina Amelogen Plus aplicando capas sucesivas de la resina o adhesivo PQ1 o Wetting Resin entre capas.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer a través de pruebas de resistencia flexural si la aplicación de resina líquida humectante entre capas de composite interfiere con las propiedades físicas de la misma.
- Establecer a través de pruebas de resistencia flexural si la aplicación de adhesivo entre capas de composite interfiere con las propiedades físicas de la resina compuesta.
- Comparar los valores de resistencia flexural entre la aplicación de adhesivo o resina humectante entre capas y la sola aplicación de capas sucesivas de resina.

4. HIPÓTESIS

La aplicación de capas sucesivas de resina compuesta presenta mayor resistencia flexural que si se empleara algún material adhesivo o resina líquida humectante entre capas.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Esta investigación es de tipo In vitro, experimental, analítico y comparativo, debido a que se contó con un grupo control y 2 grupos de estudio.

5.2 MUESTRA

Las muestras estaban constituidas por 45 bloques cilindricos según las especificaciones de la norma ISO 4049 de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 4 mm de espesor elaboradas en resina compuesta microhíbrida Amelogen Plus (Ultradent); 15 bloques fueron elaborados en dos pasos sin el uso de ningún material entre capas de resina; 15 bloques fueron elaborados en dos pasos usando el adhesivo PQ1(Ultradent) entre capas; 15 bloques fueron elaborados en dos pasos con el uso de Wetting Resin entre capas de resina. La fotopolimerización fue realizada con la lámpara LED VALO (Ultradent) por 20 segundos.

5.2.1 GRUPOS DE ESTUDIO

Estudio experimental donde serán evaluadas la resistencia flexural de la resina Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina, todos estos materiales accesibles en nuestro medio (Tabla 3).

Tabla 3. Grupos de estudio y muestras.

Grupos (G)	Número de Muestras (n)
Grupo Control (Gc)	15
Grupo Experimental 1 (G1)	15
Grupo Experimental 2 (G2)	15

5.3 MÉTODO

5.3.1 PREPARACIÓN DE BLOQUES CILÍNDRICOS

Las propiedades de flexión de los materiales se determinaron mediante un test de flexión en tres puntos de acuerdo con la norma ISO 4049. Para la elaboración de los bloques se utilizó dos matrices metálicas de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de espesor cada una, que fueron rellenas con la resina Amelogen Plus (Ultradent) color A2 lote B6BGX la cual fue manipulada según las instrucciones del fabricante.

La primera matriz fue apoyada sobre una lámina de acetato de 2mm para que sirvió para la obtención de una superficie plana y lisa de la resina compuesta, se colocó una cartulina negra para evitar que existiera reflexión en el fondo de la luz (fig. 4). A su vez tanto la matriz de metal como el acetato y la cartulina descansaban sobre una plantilla de metal con rieles para dar apoyo y estabilidad a estos elementos.



Figura 4. Colocación del molde metálico

La colocación de la resina fue en técnica incremental en capas de 2 mm de espesor, con una espátula de resina presionando en la cavidad de la matriz hasta que la resina quede al mismo nivel con el borde de molde.

Para el grupo control, una vez que la resina era colocada en la totalidad el molde, enseguida se ubicaba otra matriz metálica de iguales dimensiones que la primera para estandarizar la distancia de polimerización de la punta a la resina la cual fue de 2 mm (fig. 5) y se aplicaba la luz de fotopolimerización, primero en el centro y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación (fig. 6).



Figura 5. Matriz sobre primera capa.



Figura 6. Polimerización primera capa.

Luego se procedía a colocar otra capa de resina en la nueva matriz, del mismo modo como se hizo con la primera capa. Para dar aplanamiento, paralelismo y evitar la formación de una capa inhibida en la superficie de la resina de la segunda capa fue utilizada una tira de poliéster, sobre la cual se asentó una lámina de acetato (fig. 7), que enseguida era retirada para la colocación de otra matriz metálica de iguales dimensiones que la primera para estandarizar la distancia de polimerización.

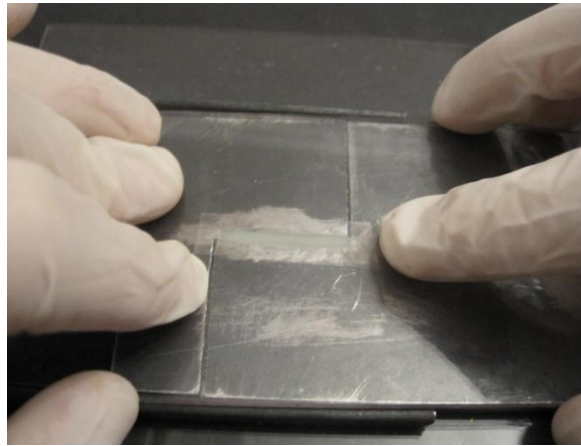


Figura 7. Matriz de poliéster y acetato transparente sobre segunda capa.

En el caso del grupo experimental 1, una vez que la resina era colocada en la totalidad del molde, con el uso de un aplicador se retiraba una gota de adhesivo PQ1 del frasco (fig. 8) y se aplicaba sobre la superficie de la resina con movimientos suaves desde un extremo al otro por diez segundos (fig. 9). Posteriormente se ubicaba otra matriz metálica de iguales dimensiones que la primera y se aplicaba la luz de fotopolimerización de la misma forma como en el grupo control. Para la segunda capa de resina se seguían exactamente los mismo pasos que en el grupo control.



Figura 8. Retiro de una cantidad de adhesivo PQ1 con aplicador.

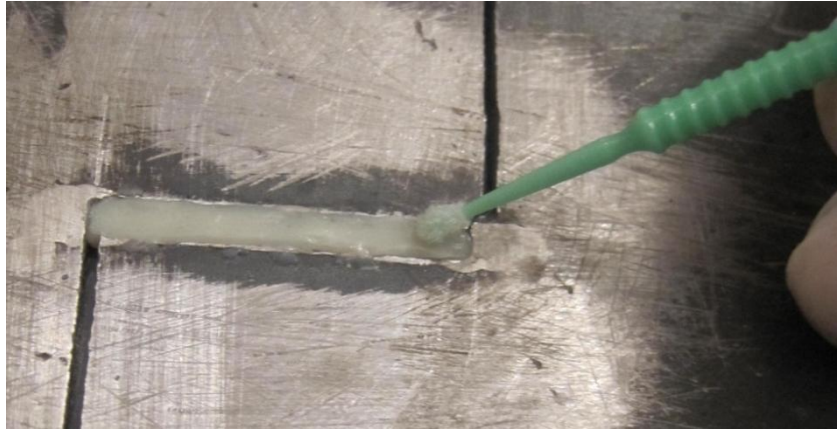


Figura 9. Aplicación de adhesivo PQ1 sobre primera capa.

En el caso del grupo experimental 2, después de colocar la resina en la totalidad del molde, con el uso de un aplicador se retiraba una gota de Wetting Resin del frasco (fig. 10) y se aplicaba sobre la superficie de la resina con movimientos suaves desde un extremo al otro por diez segundos. Posteriormente se ubicaba otra matriz metálica de iguales dimensiones que la primera y se aplicaba la luz de fotopolimerización de la misma forma como en el grupo control. Para la segunda capa de resina se seguían exactamente los mismo pasos que en el grupo control.



Figura 10. Retiro de una cantidad de Wetting Resin con aplicador.

5.3.2 ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS

Después de la fotoactivación de la resina compuesta cada grupo fue almacenado en recipientes protegidos de luz con agua destilada a temperatura ambiente por dos días (fig. 11).



Figura 11. Almacenamiento de muestras.

5.3.3 ANÁLISIS DE RESISTENCIA FLEXURAL

Las muestras fueron sometidas al ensayo de flexión en tres puntos en una máquina de ensayos universales (MTS Modelo 5000) del laboratorio de mecánica de materiales de la Escuela Politécnica del Ejército (fig. 12) aplicando una fuerza a una velocidad de 1.7 mm/min, lo que nos dará como resultante la fuerza a la que las barras de resina se rompen.



Figura 12. Máquina de ensayos universales MTS Modelo 5000.

Durante el ensayo las barritas fueron apoyadas en dos puntos los cuales estaban separados a 20 mm. La carga se aplicó en la superficie opuesta a los puntos de apoyo, en un punto equidistante de los dos anteriores (fig. 13).

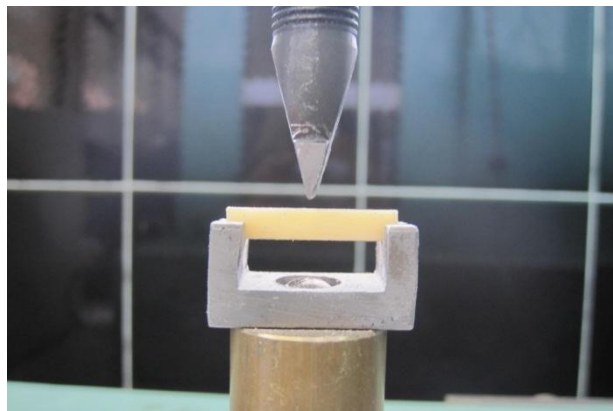


Figura 13. Distancia de los apoyos.

El dispositivo iba bajando lentamente y al entrar en contacto con las barritas de resina producía fenómenos de compresión en el centro y de tensión en los extremos hasta

que se rompían. Las medidas fueron registradas por un medidor digital de fuerza Quantrol (fig. 14) y los resultados que se obtuvieron fueron en newtons y fueron cambiados a MPa mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Resistencia flexural (MPa)} = 3FL/2BH^2$$

Donde F es la fuerza en newtons, L la distancia de los apoyos de soporte la cual en todos los casos fue de 20 mm, B la base de la muestra y H la altura de la muestra, las cuales fueron medidas individualmente para cada prueba por medio de un calibrador digital Sylvac (fig. 15). Los datos y resultados se encuentran recopilados en el anexo 1.



Figura 14. Medidor de fuerza electrónico Quantrol.



Figura 15. Calibrador digital Sylvac.

6. RESULTADOS

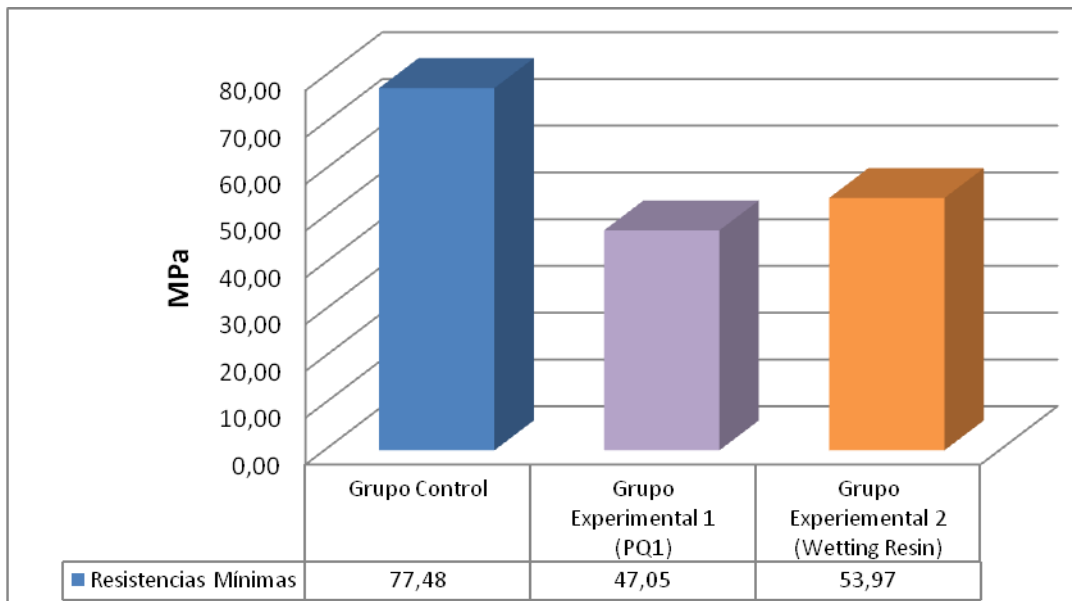
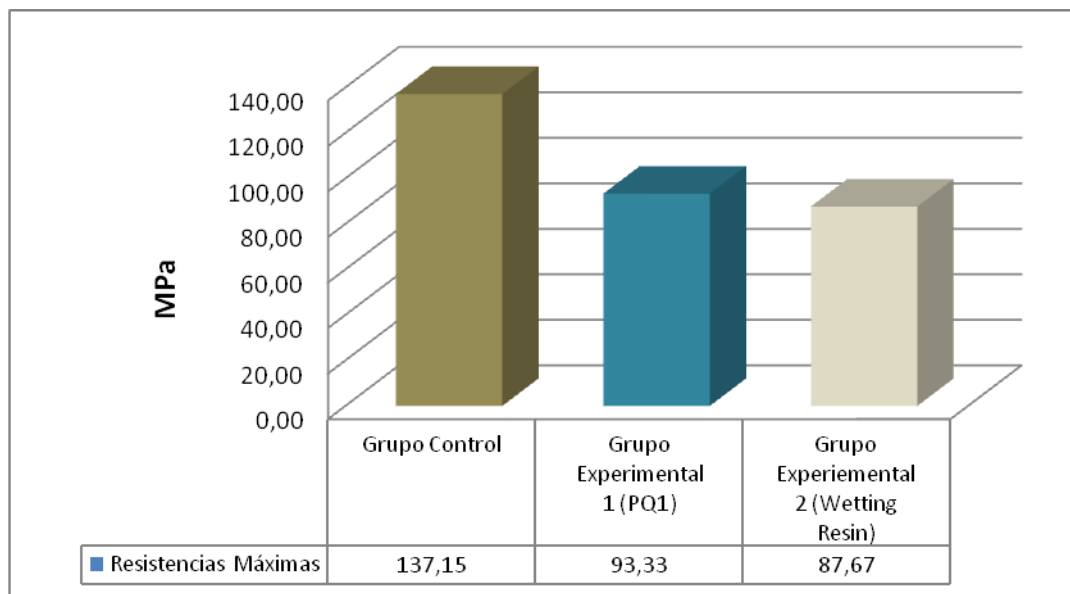
6.1 RESULTADOS DE ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Para el procesamiento de los datos se utilizaron el programa estadístico Microsoft Office Excel v. 2007 mostrando como resultado los siguientes valores (Tabla. 4).

Tabla 4. Resultados del análisis estadístico de la resistencia flexural.

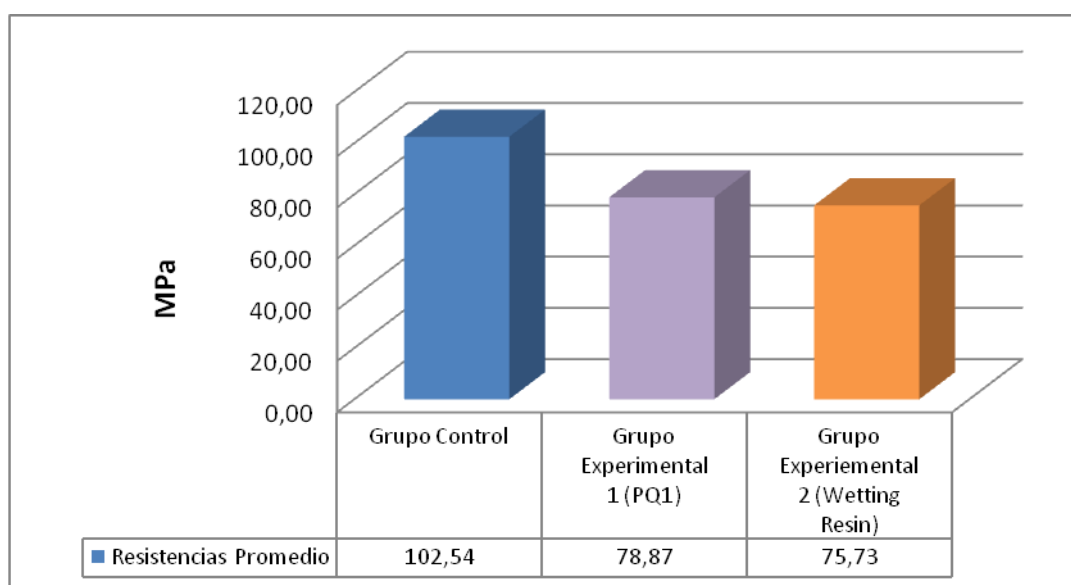
	Casos	Mínimo	Máximo	Rango	Mediana	Media	Desviación típica
Grupo Control	15	77,48	137,15	59,67	102,54	102,23	18,22
Grupo Experimental 1 (Adhesivo)	15	47,05	93,33	46,28	78,87	75,08	13,89
Grupo Experimental 2 (Wetting Resin)	15	53,97	87,67	33,71	75,73	71,36	13,15
Total	45						

Donde se observa que los valores mínimos de los dos grupos experimentales son relativamente cercanos, al igual que sus resistencias máximas (Gráfico 1 y 2). Sin embargo, para los valores mínimo y máximo del grupo control se nota una clara diferencia y superioridad al compararlos con los grupos experimentales.

Gráfico1. Resistencias mínimas de los grupos de estudio.**Gráfico2.** Resistencias máximas de los grupos de estudio.

Revisando la media aritmética de los tres grupos de estudio, se puede notar que el grupo control tuvo en promedio una resistencia flexural notablemente superior (102,23 +/- 18,22 MPa) que los dos grupos experimentales, los cuales tuvieron un promedio de 75,08 +/- 13,89 MPa, el grupo experimental 1 (PQ1), y 71,36 +/- 13,15 MPa, el grupo experimental 2 (Wetting Resin). Estos resultados harían notar que la resistencia flexural del grupo control es significativamente mayor y además darían la impresión que ambos grupos experimentales muestran una resistencia promedio muy cercana (Gráfico 3).

Gráfico 3. Resistencias promedio de los grupos de estudio.



Para ratificar o refutar estas primeras impresiones, se procede a realizar un análisis estadístico más complejo conocido como el análisis del chi-cuadrado (χ^2). Esta prueba tiene en cuenta las desviaciones observadas de cada componente respecto a una proporción esperada, así como el tamaño de la muestra y las reduce a un mínimo. Para esta prueba estadística se debe partir considerando una hipótesis

nula (H_0). La hipótesis nula asume que no hay diferencia real entre los valores observados y los valores esperados, siendo la diferencia aparente atribuible al azar. En este trabajo se puede plantear como H_0 que las resistencias promedio de los grupos de estudio son iguales. Para contrastar la H_0 , se plantea también una hipótesis alternativa (H_a), que en este caso sería que la resistencia promedio de uno de los grupos es diferente. El objetivo de este análisis estadístico será valorar la hipótesis nula, pudiendo ser rechazado o no rechazada. Si se rechaza, la desviación observada respecto a la esperada no es atribuible sólo al azar; en cambio, si no se rechaza, cualquier desviación observada es atribuible al azar.

Una vez que las hipótesis se han planteado, se lleva a cabo la prueba estadística del chi-cuadrado. En primer lugar, se comparó los valores del grupo control con los del grupo experimental 1 y luego se hizo lo mismo con los del grupo experimental 2. La fórmula utilizada en este análisis es:

$$X^2 = \sum (o - e)^2 / e$$

Donde:

o = valor observado en el grupo control.

e = valor esperado en el grupo experimental 1 o 2.

\sum = suma de los valores calculados para cada clase.

Con los datos de X^2 obtenidos, el paso final es interpretar este valor. Para hacerlo, antes se debe determinar el valor de los grados de libertad (gl), que en este análisis es igual a $n - 1$, donde n es el número de datos de la muestra comparados. En esta

prueba $n = 15$, por lo que $gl = 14$.

Una vez se ha determinado el número de grados de libertad, podemos interpretar el valor de X^2 en términos de un valor de probabilidad (p) correspondiente. Debido a que este cálculo es complejo, el valor de p se busca en una tabla. Cuando se aplica un análisis de chi-cuadrado, un valor de p igual o mayor a 0,05 (de 0,05 a 1) indica que la desviación observada puede atribuirse al azar, por lo tanto, no se rechaza la hipótesis nula. Por otro lado, un valor de p menor a 0,05 indica que la diferencia entre los datos observados y los esperados es importante y por ello nos permite rechazar la hipótesis nula. Para esta investigación, X^2 obtenido al comparar el grupo control con el grupo experimental 1 fue de 167,46; considerando los 14 gl de este caso, podemos tener un valor máximo de 23,68 para $p=0,05$; por lo tanto se rechaza la hipótesis nula. En relación al X^2 obtenido al comparar el grupo control con el grupo experimental 2, como se obtuvo un valor de 256,35; para un máximo de 23,68 ($p= 0,05$), se rechaza igualmente la hipótesis nula.

Como se rechazaron las hipótesis nulas en ambos casos, se termina aceptando la hipótesis alternativa, de tal manera que la resistencia promedio de uno de los grupos es diferente. En este caso, la resistencia superior del grupo control es significativamente mayor que la de los grupos experimentales, con lo que queda comprobada la hipótesis del trabajo y se acepta que la aplicación de capas sucesivas de resina compuesta presenta mayor resistencia flexural que si se empleara algún material adhesivo o resina humectante entre capas.

Sin embargo, aunque se había comprobado la hipótesis del trabajo, quedado una duda pendiente, si el promedio de los resultados de la resistencia flexural de

ambos grupos experimentales era muy cercano, se debía determinar si esta cercanía hacía la resistencia de ambos grupos similar o por el contrario la del grupo experimental 1, que tuvo un mayor promedio (75,08 +/- 13,89 MPa) era estadísticamente superior. Para comprobar esto, se realizó la misma prueba estadística del chi – cuadrado. Como H_0 se planteó que la resistencia promedio de los grupos de estudio son iguales, en contraste la H_a fue que la resistencia promedio de uno de los grupos es diferente. Luego de realizar los cálculos se obtuvo un valor de $X^2 = 13,08$, lo cual es menor que el valor de 23,68 (máximo) para $p=0,05$; por lo tanto se acepta la hipótesis nula. Por lo tanto se concluyó que la resistencia flexural de ambos grupos experimentales es similar.

7. DISCUSIÓN

La aplicación de sistemas adhesivos sobre la resina sin polimerizar puede ser una técnica que en sí facilite la manipulación de la resina, su caracterización y la humedezca para de tal forma tener un tiempo de trabajo mayor y es una práctica que tal y como se vio está recomendada en varios libros de estética y operatoria dental (Ascheim, 2002; Henostroza, 2006 y Leinfender, 1993). Sin embargo, varios estudios y otros autores han demostrado que esta técnica puede dar lugar a resultados clínicos insatisfactorios y afectar la integridad de la restauración (Crispin, 1994; Kenneth, 2004; Sari et al., 2005; Matson et al., 2005 y Bicacho et al., 2005). De acuerdo con Kenneth (2004), una alternativa al uso de adhesivo como humectante de composites, está el uso de resinas propias para esto, las cuales no alteran las propiedades de la restauración. Ante esto, el estudio realizado por Barghi et al. en el 2002, demuestra que aunque estas resinas líquidas estén indicadas como humectantes de resina, su uso si afecta la resistencia de la restauración.

Pese a existir muchos métodos estadísticos y dinámicos para determinar las propiedades mecánicas de las resinas, la prueba de flexión en tres puntos descrita por la ISO 4049 es la más utilizada, en dicha norma las resinas deben tener una resistencia flexural ≥ 80 Mpa, parámetro que se presentó en todas las pruebas del grupo control e este estudio.

Según Attin et al., en 1996, la resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura. En el presente estudio, el grupo que presentó la resistencia más elevada fue el que presentaba ambas capas de resina sin ningún material interpuesto (grupo control). Por otro lado, ambos grupos

experimentales si presentaron una disminución significativa de su resistencia, de esta manera podemos decir que la aplicación de adhesivo o resina humectante entre capas compromete la resistencia flexural de las resinas compuestas.

Varios fenómenos parecen explicar este resultado, Sari et al. (2005), Matson et al. (2005) y Bicacho et al. (2005) coinciden en que la principal causa de esta disminución de las propiedades mecánicas y físicas la tiene el solvente del adhesivo. La aplicación del adhesivo sobre la capa de resina sin polimerizar puede causar una difusión de su solvente hacia esta. No se sabe el grado ni la distancia que penetra el solvente en la resina, la cual puede ir desde unos pocos nanómetros hasta unos cuantos micrómetros.

Aparentemente una vez que se ha difundido el solvente se debe tener en cuenta de qué tipo de solvente se trataba, en este experimento e igualmente en los llevados a cabo por Sari et al. (2005), Matson et al. (2005) y Bicacho et al. (2005), se utilizó adhesivos cuyos solventes tenían una mezcla de agua y etanol (Single Bond 2, PQ1, Optibond Solo, etc). Tanto el alcohol como el agua son solventes polares y pueden reaccionar con varias moléculas orgánicas de la matriz (Bis -GMA, HEDMA, TEGMA). Matson et al. (2005), describe que ocurre una degradación hidrolítica del polímero que al contacto del material con un medio acuoso. La penetración del agua dentro de la matriz provoca el inflamamiento, ruptura de puentes de hidrógeno intermoleculares, hidratación de las moléculas y finalmente la hidrólisis de los enlaces inestables. Veranes et al. (2003) describió que la entrada de agua en la matriz provoca un distanciamiento de la red polimérica, dándose una expansión higroscópica; esto ocurre porque las moléculas de agua se interponen

entre los monómeros, por lo tanto, al momento de la polimerización los enlaces covalentes entre molécula y molécula van a estar bastante alejados entre sí, lo cual los hace frágiles al disminuir su energía de enlace. Cabe recordar que el objetivo de la polimerización es formar una gran red tridimensional compacta, tanto más importante cuanto más numerosos y próximos sean los enlaces formados (Lanata, 2008). Así mismo, la interposición de moléculas de agua da lugar a la formación de enlaces covalentes atípicos y en otros casos va a anular completamente su formación. Como se afirmó anteriormente, el alcohol también puede desencadenar efectos similares a la degradación hidrolítica (Ariño, 2000); por lo tanto producir rotura de enlaces, incorporación de grupos OH a la matriz y enlaces inestables.

Otro efecto que deriva de esta incorporación de solvente a la resina prepolimerizada es la separación de la matriz y las partículas de relleno (Veranes et al., 2003; Matson et al., 2005 y Bicacho et al., 2005). Los solventes van a impedir que la fase de acoplamiento establezca el puente de unión entre la partícula y resina, ya que al ser moléculas bipolares también van a tener afinidad por ambos (Bicacho et al., 2005).

Todos los argumentos anteriores explicarían las razones por las cuales el grupo experimental 1, en el que se utilizó adhesivo PQ1 entre capas, mostró una disminución de la resistencia flexural. No obstante, todavía queda la duda de las causas que llevaron al grupo experimental 2 (Wetting Resin) a mostrar aquellos resultados, ya que de acuerdo a las especificaciones de la casa comercial Ultradent, Wetting Resin es libre de solventes. Barghi et al., en el 2002, explica que las resinas líquidas tienen un porcentaje de carga inorgánica menor en su composición que las

resinas empacables, en este caso, Wetting Resin presenta una carga del 45%. Los sistemas adhesivos también presentan una carga menor, es por ello que Sari et al. (2005) y Matson et al. (2005) también coinciden que este fenómeno afecta las propiedades mecánicas de la restauración y puede causar la disminución en la resistencia flexural. Como ya se expuso anteriormente, el relleno se incorpora a la fase orgánica para darle consistencia y mejorar las propiedades físico-mecánicas (Aschheim, 2002; Cova 2010 y Labella et al.; 1999). Si las partículas de relleno son escasas, van a existir trechos largos de resina que sólo están sostenidas por los enlaces covalentes de la matriz orgánica, la cual bajo fuerzas de compresión genera una fuerza superior a la que la energía de enlace es capaz de soportar y como consecuencia los enlaces se deforman, debilitan y terminan rompiéndose, lo que lleva a la fractura de la matriz (Barghi et al., 2002; Sari et al., 2005 y Matson et al., 2005). Durante la realización del experimento, se explicó que los bloques de resina eran sometidos a fuerzas de compresión en el centro y de tensión en los extremos, como resultado, la capa de adhesivo (grupo experimental 1) o de Wetting Resin (grupo experimental 2) terminaba fracturándose en el centro de tal forma que la fuerza generada por el dispositivo y los extremos tensionados ya no tenían resistencia que se oponga a la fractura. En cambio, en el grupo experimental al no existir esta interfase débil, ambas capas de resina ofrecían una resistencia adecuada a la fractura.

Del mismo modo Barghi et al. (2002), defiende otra razón para esta resistencia flexural disminuida, basándose en el módulo elástico de la matriz orgánica, ya que este módulo elástico de la matriz orgánica es menor que el de las partículas de relleno, las partículas son más resistentes a la compresión y al desgaste

por lo que comprimen la matriz en los momentos de presión cuando estás se encuentran sobre ella y de la misma forma cuando están por debajo de la matriz, esta se dobla entre el relleno. Ambos fenómenos terminan debilitando la matriz haciéndola más susceptible al desgaste y fractura.

8. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones y bajo las condiciones empleadas en este estudio se llegó a las siguientes conclusiones:

- A través de pruebas de resistencia flexural se determinó que la aplicación de de resina líquida humectante entre capas de composite interfiere con las propiedades físicas de la misma.
- Se estableció a través de pruebas de resistencia flexural que la aplicación de adhesivo entre capas de composite interfiere con las propiedades físicas de la resina compuesta.
- Al comparar los resultados obtenidos entre los tres grupos de estudio, se determinó que la sola aplicación de capas sucesivas de resina presenta una resistencia flexural superior.

9. RECOMENDACIONES

- Debido a la imposibilidad de poder conocer a ciencia cierta el grado y la distancia de la penetración del solvente, sería interesante realizar otros estudios al respecto para tener una idea más precisa al respecto.
- Los sucesos que se llevan a cabo en la interfase entre capa y capa de resina son claves para explicar de mejor manera lo que sucedió durante el experimento, por lo tanto se recomienda someter a las muestras a un análisis bajo el microscopio electrónico en estudios futuros.
- Sin embargo en base a estos resultados podríamos recomendar que si bien las resinas humectantes son consideradas excelentes para ser coladas entre capas de resina su uso debería ser limitado a lo menos posible y solo cuando realmente necesario.

BIBLIOGRAFÍA

1. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. España : Elsevier ; 2004.
2. Ariño P. Adhesivos Dentales del Nuevo Milenio: “La Membrana Adhesiva”. Industria y Profesion N° 110. Septiembre 2000. Disponible en www.gacetadental.com
3. Aschheim K. Odontología Estetica. 2da ed. España: Elsevier; 2002.
4. Barghi N, Mcalister E, and Rawls H.R. Effect of Wetting Agent on Surface Hardness of Composite Resin. The Univ. of Texas Health Science Journal 2002; 19-6: 291-297.
5. Barrancos J. Operatoria Dental. 4ta ed. Argentina: Panamericana; 2006
6. Bicacho S, Fleming GJ. Evaluation of the flexural strength of 3 composites with the use of adhesive systems between layers. Dent Mater J 2005 Aug;35(8):643-50.
7. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater 2005; 21:962-70.
8. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. Am J Dent 1995; 8(2): 88-92.
9. Carvalho, M.; Camargo, C.; Andriani, O. Estética Odontológica. España: Artes Médicas; 2003.
10. Cova J. Biomateriales Dentales. 2da ed. Venezuela: Amolca; 2010.
11. Crispin B: Comtemporary esthetic dentistry practice fundamentals.

- Quintessence. Tokyo, 1994.
12. Dietschi D, Dietschi J. Current development in composite materials and techniques. *Pract Perio Aethet Dent*. 1996; 8:603.
 13. Henostroza G. *Estética en Odontología Restauradora*. España: Comité; 2006.
 14. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Ass* 2000; 131: 205-255.
 15. Macchi L. *Materiales dentales*. 4ta ed. Argentina: Panamericana; 2007.
 16. Matson Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Comparison of the flexural strength of Filtek Z250 (3M) and Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) with their respective adhesive systems (Single Bond II and Optibond Solo), polymerized by LED light. *J Dent*. 2005 Jul;33(5):353-9.
 17. Nocchi C. *Odontología Restauradora Salud Y Estética*. 2da ed. Argentina: Panamericana; 2008.
 18. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15:128-37.
 19. Lanata J. *Atlas de Operatoria Dental*. Argentina: Alfaomega; 2006.
 20. Leinfelder K: Posterior composite state of art aplicctios, *Dent CLin North Am*. 1993; 137:411.
 21. Llana P., Forner M. C. Relación de la permeabilidad dentinaria con los nuevos sistemas adhesión dentinaria. *EJDR*. Junio 1997.
 22. Rodriguez G.; Douglas R.; Pereira S."Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Disponible en http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0001-63652008000300026&script=sci_arttext, *Acta odontológica venezolana*, dic.

- 2008.
23. Sari, DM; Duquia RC, Martos J, Osinaga PWR. Mechanical properties of composite resins and the use of adhesive between layers using LED polymerization unit. *Polymers for Advanced Technologies*. 2005; Vol. 14 Issue 6, Pages 380 – 386.
 24. Silva H. *Odontologia Restauradora*, 2da ed. Argentina: Panamericana; 2008.
 25. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 1995; 26(2): 95-110.
 26. Swift E., Perdigao J., Heymann H. Enamel bond strengths of “one-bottle” adhesives. *Pediatric Dentistry*. 1998; 20(4): 259-262.
 27. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. *Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach*. Second edition. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 2001; 8: 178- 235.
 28. Van Meerbeek et.al. “Adhesives and cements to promote preservation dentistry”. *Operative Dentistry Supplement*. 2001; 6: 119-144.
 29. Veranes Y.; Ramirez G.; Krael R.; Martin J.M. Estudio aerosil spernat D 10 como relleno de preparaciones de resinas compuestas. *Revista cubana de química*. Disponible en <http://www.uo.edu.cu/ojs/index.php/cq/article/viewFile/1944/1497>, 2003
 30. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am*. 2001;45:7-29.
 31. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res* 1999; 78:1304-11.

ANEXOS

Anexo 1. Valores de fuerza y resistencia flexural por grupo y por muestra

Grupo Control				
Base (mm)	Altura (mm)	Altura Cuadrado	Fuerza	Resistencia Flexural (Mpa)
2,60	4,40	19,36	130	77,48
2,69	4,39	19,27	140	81,02
2,68	4,54	20,61	164	89,07
2,71	4,35	18,92	162	94,77
2,71	4,35	18,92	162	94,77
2,62	4,53	20,52	180	100,44
2,62	4,53	20,52	181	101,00
2,69	4,44	19,71	184	104,09
2,69	4,44	19,71	185	105,09
2,70	4,35	18,92	181	106,28
3,03	4,42	19,54	215	108,96
3,03	4,42	19,54	217	109,54
2,93	4,18	17,47	208	121,89
2,93	4,18	17,47	209	122,47
2,66	4,33	18,75	228	137,15

Grupo Adhesivo PQ1				
Base (mm)	Altura (mm)	Altura Cuadrado	Fuerza	Resistencia Flexural (Mpa)
2,62	4,44	19,71	81	47,05
2,66	4,64	21,53	116	60,77
2,65	4,50	20,25	121	67,30
2,65	4,50	20,25	122	68,08
2,59	4,61	21,25	126	68,19
2,59	4,61	21,25	127	69,22
2,64	4,51	20,34	135	74,52
2,64	4,51	20,34	137	76,54
2,68	4,44	19,71	142	80,19
2,68	4,44	19,71	143	81,20
2,72	4,49	20,16	150	82,25
2,72	4,49	20,16	152	83,16
2,67	4,47	19,98	150	84,35
2,69	4,43	19,62	153	86,95
2,64	4,40	19,36	159	93,33

Grupo Wetting Resin				
Base (mm)	Altura (mm)	Altura Cuadrado	Fuerza	Resistencia Flexural (Mpa)
2,67	4,54	20,61	99	53,97
2,67	4,54	20,61	100	54,27
2,67	4,61	21,25	103	54,46
2,64	4,54	20,61	105	57,45
2,64	4,54	20,61	106	58,44
2,60	4,60	21,16	110	59,23
2,60	4,60	21,16	111	60,53
2,63	4,71	22,18	147	75,59
2,69	4,52	20,43	139	75,88

2,71	4,52	20,43	144	77,15
2,71	4,52	20,43	146	79,11
2,67	4,56	20,79	154	83,21
2,65	4,37	19,10	143	84,77
2,65	4,37	19,10	144	86,58
2,74	4,47	19,98	160	87,67